

# Estudio comparativo de dos tipos de cotilos truncocónicos roscados

Tesis doctoral para optar al grado de  
Doctor en Medicina y Cirugía.

Presentada por:  
**José-Simón Sánchez Díaz**

Director :  
**Alfons Fernàndez i Sabaté**

Codirector :  
**Federico Portabella Blavia**

UNIVERSIDAD DE BARCELONA  
FACULTAD DE MEDICINA, 2007  
DEPARTAMENTO DE CIENCIAS CLINICAS



# Agradecimientos



**A Mercedes y a Alvaro**

**A mis Padres y Hermanos**



Realizar una tesis doctoral, no representa el esfuerzo individual del doctorando, sino que es una labor que precisa a lo largo del tiempo en la que se va fraguando, de la diserción, el consejo, la cooperación, el ánimo, la paciencia y la comprensión de los demás. Por ello al llegar al fin del trabajo, he de agradecer sinceramente a todas las personas que han intervenido en él, la ayuda recibida.

Al profesor **Alfons Fernández i Sabaté**, hasta recientemente Profesor Titular de Cirugía Ortopédica y Traumatología de la Universidad de Barcelona -Unidad Docente de Bellvitge- y Jefe de Servicio de COT de la Ciudad Sanitaria y Universitaria de Bellvitge. En su Servicio inicié mi formación como residente. Ha sido mi maestro y creo que ha inculcado en mí, su meticulosidad en el quirófano, en el seguimiento de los pacientes y en el abordaje de los problemas científicos. Además su amplia y excelente formación humanística, que me ha transmitido a lo largo de estos años durante las sesiones quirúrgicas realizadas, me han desvelado otra faceta de su personalidad y de la propia medicina en sí. El me propuso la realización de este trabajo y bajo su dirección, ayuda y aliento lo he podido llevar a cabo.

Al **Dr. F. Portabella Blavia**, actual Jefe de Servicio de COT de la Ciudad Sanitaria y Universitaria de Bellvitge, codirector del presente trabajo. Sus directrices sobre la metodología a utilizar en la confección de una tesis doctoral, han sido primordiales para que este trabajo haya podido realizarse.

Al **Dr. X. Cabo Cabo**. El fue durante mi período de formación uno de los pilares básicos, y la persona con la que despedí el Hospital de Bellvitge mi último día de residente. Jamás me ha faltado su apoyo a lo largo del tiempo, ni en el plano profesional ni en el personal, habiendo sido de gran importancia sus consejos en la realización de la presente tesis.

Al **Dr Lluís Miras Ibáñez**. Compañero recientemente jubilado de Mutua Universal. Su habilidad en el manejo de la informática y su compañerismo y amistad, no solo permitieron a lo largo de intensas jornadas la confección de las bases de datos para el presente trabajo, sino también el descubrir a un gran profesional y excelente compañero.

Al **Dr. J. Hernández Hermoso**. Su apoyo moral y los consejos acerca de la metodología de trabajo, han sido de gran utilidad.

A **Dres. A. Coscujuela y X. Romero.** Su interés por la marcha de mi trabajo y su ánimo me han ayudado a poder concluirlo.

A los **Dres. J.L. Agulló, J. Armengol, R. Barjau, J. Cabot, J. Casañas, F. Font, J. García, J.L. Garreta, A. Hachem, F. Jimeno, J. Morales, D. Moreta, G. Oliver, M. Orduña, S. Ortega, A. Pérez, M.Ríos, L. Ruiz, M. de la Torre, C. Tramunt, J.M<sup>a</sup> Usandizaga** antiguos y actuales compañeros del Servicio. Nunca me ha faltado su apoyo e interés.

A los **Dres. Javier Ariza y Xavier Corbella.** Su apoyo moral y los consejos acerca de la metodología de trabajo han sido de gran ayuda.

A los **Dres. J. Pous, J.M<sup>a</sup> Blanch, J.Güell, M. Alonso, C Navarro, A Gil, N. Denia y A. Llop,** actuales jefes y compañeros de Mutua Universal y a los **Dres. J. Canta, J.M<sup>a</sup> Llaverias, I. Maled y D. Rodríguez,** excompañeros de dicha entidad por su apoyo y comprensión.

A la **Dra Amparo Casanovas.** Profesora asociada del Departamento de Bioestadística de la Universidad de Barcelona -Unidad Docente de Bellvitge-, bajo cuyas directrices se ha realizado la correspondiente supervisión estadística del presente trabajo.

A la **Sta. Adriana Freitas.** Su habilidad en el manejo de programas informáticos y en el tratamiento de los datos estadísticos, han permitido gran parte de la realización de este trabajo.

Al **Sr. Francisco Javier Gil,** catedrático de La Universitat Politècnica de Catalunya, por la ayuda prestada en el estudio comparativo del diseño de los componentes protésicos.

A la **Sra. Pilar Moral,** del Servicio de Archivos del Hospital de Bellvitge, por la ayuda prestada en el suministro de datos.

Al **Sr. J.M. Colado.** Sus dibujos han reproducido con exactitud los objetivos perseguidos.



# Índice



|          |   |          |
|----------|---|----------|
| <b>1</b> | <b>INTRODUCCION</b>   | <b>1</b> |
| 1.1      | PREAMBULO   | 3        |
| 1.2      | HISTORIA DE LA PROTESIS TOTAL DE CADERA   | 5        |
| 1.3      | AFLOJAMIENTO ASEPTICO DE LOS COTILOS  |          |
|          | ROSCADOS  | 20       |
| 1.3.1    | Aflojamiento aséptico. Generalidades  | 20       |
| 1.3.2    | Influencia de la calidad del hueso en el aflojamiento aséptico                        | 21       |
| 1.3.3    | Diseño de los componentes protésicos y aflojamiento aséptico                          | 22       |
| 1.3.4    | Factores biomecánicos y aflojamientos aséptico  | 25       |
| 1.3.5    | Factores técnicos y aflojamiento aséptico   | 27       |
|          | 1.3.5.1 Colocación del anillo   | 27       |
|          | 1.3.5.2 Cirugía de revisión   | 28       |
|          | 1.3.5.3 Eliminación del hueso subcondral  | 28       |
|          | 1.3.5.4 Penetración de las espiras  | 28       |
| 1.3.6    | Hipersensibilidad a los materiales constitutivos del implante y aflojamiento aséptico | 29       |
| 1.3.7    | Polietileno y aflojamiento aséptico   | 29       |
|          | 1.3.7.1 Generalidades   | 29       |
|          | 1.3.7.2 Fabricación y esterilización  | 30       |
|          | 1.3.7.3 Desgaste polietileno. Factores implicados                                     | 31       |
|          | 1.3.7.4 Desgaste clínico en cadera  | 33       |
|          | 1.3.7.5 Consecuencias del desgaste: particulado y deformación                         | 34       |
| 1.3.8    | Partículas y aflojamiento aséptico  | 34       |
| 1.3.9    | Aflojamiento aséptico. Otros factores y teorías                                       | 38       |
| 1.3.10   | Cemento acrílico y aflojamiento aséptico  | 40       |
|          | 1.3.10.1 Generalidades  | 40       |
|          | 1.3.10.2 Polimerización y preparación   | 41       |
|          | 1.3.10.3 Propiedades físicas  | 42       |
|          | 1.3.10.4 Propiedades mecánicas  | 43       |
|          | 1.3.10.5 Interfase hueso-cemento  | 44       |
|          | 1.3.10.6 Toxicidad  | 45       |
|          | 1.3.10.7 Hipersensibilidad a los componentes del cemento                              | 45       |
| 1.4      | LA PROTESIS NO CEMENTADA DE MITTELMEIER   | 48       |

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| 1.4.1    | Historia y desarrollo .....  | 48        |
| 1.4.2    | Indicaciones y técnica quirúrgica .....                            | 51        |
| 1.4.3    | Resultados, complicaciones y situación actual .....                | 51        |
| 1.5      | LA PROTESIS AUTORROSCADA-AUTOBLOQUEANTE .....                      | 54        |
| 1.5.1    | Historia y desarrollo .....  | 54        |
| 1.5.2    | Indicaciones y técnica quirúrgica .....                            | 55        |
| 1.5.3    | Resultados, complicaciones y situación actual .....                | 55        |
| 1.6      | ESTUDIO COMAPARATIVO ENTRE AMBOS<br>COMPONENTES ACETABULARES ..... | 58        |
| 1.7      | ESTUDIO RADIOGRAFICO DE LA ARTROPLASTIA DE<br>CADERA .....         | 63        |
| 1.7.1    | Antecedentes históricos .....                                      | 63        |
| 1.7.2    | Valoración radiográfica del aflojamiento aséptico ..               | 64        |
| <b>2</b> | <b>HIPOTESIS DE TRABAJO .....</b>                                  | <b>67</b> |
| <b>3</b> | <b>MATERIAL Y METODO .....</b>                                     | <b>71</b> |
| 3.1      | MATERIAL .....   | 73        |
| 3.1.1    | Características de las series .....                                | 73        |
| 3.1.1.1  | Distribución por edad y sexo .....                                 | 73        |
| 3.1.1.2  | Distribución por etiología .....                                   | 74        |
| 3.1.1.3  | Distribución por puntuaciones preoperatorias ...                   | 75        |
| 3.1.1.4  | Distribución por intervenciones previas .....                      | 78        |
| 3.1.2    | Tratamiento pre y postoperatorio. Intervención<br>quirúrgica ..... | 79        |
| 3.1.3    | Seguimiento postoperatorio .....                                   | 86        |
| 3.2      | METODO .....   | 87        |
| 3.2.1    | Estudio clínico .....  | 87        |
| 3.2.2    | Estudio radiográfico .....   | 88        |
| 3.2.3    | Criterios de aflojamiento .....                                    | 103       |
| 3.2.3.1  | Criterios de aflojamiento del cotilo .....                         | 103       |
| 3.2.3.2  | Criterios de aflojamiento del vástago<br>cementado .....           | 104       |
| 3.2.3.3  | Criterios aflojamiento del vástago MARK III ...                    | 105       |
| 3.2.4    | Gestión de los datos y estudio estadístico .....                   | 106       |
| 3.2.4.1  | Gestión de los datos .....   | 106       |

|          |   |            |
|----------|---|------------|
| 3.2.4.2  | Análisis estadístico.....   | 106        |
| <b>4</b> | <b>RESULTADOS</b> .....   | <b>107</b> |
| 4.1      | RESULTADOS DEL ESTUDIO CLÍNICO .....  | 109        |
| 4.1.1    | Técnica quirúrgica. Técnicas asociadas.   |            |
|          | Complicaciones operatorias y postoperatorias .....  | 109        |
| 4.1.1.1  | Técnica quirúrgica. Tipos de implantes<br>utilizados.....   | 109        |
| 4.1.1.2  | Técnicas quirúrgicas asociadas y<br>complicaciones operatorias .....  | 109        |
| 4.1.1.3  | Complicaciones postoperatorias.....   | 111        |
| 4.1.2    | Resultados clínicos de las series .....   | 113        |
| 4.1.2.1  | Resultado clínico global.<br>Evolución Merle Total.....   | 113        |
| 4.1.2.2  | Resultado clínico parcial para el dolor.....  | 118        |
| 4.1.2.3  | Resultado clínico parcial para la movilidad...  | 121        |
| 4.1.2.4  | Resultado clínico parcial para la marcha.....   | 123        |
| 4.2      | RESULTADOS DEL ESTUDIO RADIOGRÁFICO Y<br>CORRELACIONES CLINICO-RADIOLOGICAS .....                             | 125        |
| 4.2.1    | Movimientos del componente acetabular.....  | 125        |
| 4.2.1.1  | Migración craneal.....  | 125        |
| 4.2.1.2  | Protrusión intrapélvica.....  | 126        |
| 4.2.1.3  | Angulo de inclinación acetabular.....   | 128        |
| 4.2.2    | Relación entre los movimientos del componente<br>acetabular .....   | 130        |
| 4.2.3    | Relación entre movimientos del componente<br>acetabular con edad, sexo, etiología y<br>resultado clínico..... | 131        |
| 4.2.3.1  | Relación movimientos componente acetabular<br>y sexo.....   | 132        |
| 4.2.3.2  | Relación movimientos componente acetabular<br>y edad.....   | 133        |
| 4.2.3.3  | Relación movimientos componente acetabular<br>y etiología.....  | 133        |
| 4.2.3.4  | Relación movimientos componente acetabular<br>y resultado clínico.....  | 134        |

|         |  |     |
|---------|--|-----|
| 4.2.4   | Radiolucencias del cotilo .....  | 137 |
| 4.2.4.1 | Evolución de las radiolucencias del cotilo<br>en zona I .....  | 139 |
| 4.2.4.2 | Evolución de las radiolucencias del cotilo<br>en zona II .....   | 140 |
| 4.2.4.3 | Evolución de las radiolucencias del cotilo<br>en zona III .....  | 141 |
| 4.2.5   | Variaciones de densidad del cotilo .....   | 142 |
| 4.2.5.1 | Variaciones de densidad del cotilo en zonas I,<br>II y III manera independiente .....                            | 145 |
| 4.2.6   | Relación entre migración con radiolucencias y<br>variaciones de la densidad del cotilo .....                     | 147 |
| 4.2.6.1 | Relación entre migración y radiolucencias<br>del cotilo .....  | 147 |
| 4.2.6.2 | Relación entre migración y variaciones de la<br>densidad del cotilo .....  | 150 |
| 4.2.7   | Relación entre radiolucencias y variaciones de<br>densidad del cotilo con etiología y resultado<br>clínico ..... | 153 |
| 4.2.7.1 | Relación entre radiolucencias del cotilo y<br>etiología .....  | 153 |
| 4.2.7.2 | Relación entre radiolucencias y resultado<br>clínico .....   | 155 |
| 4.2.7.3 | Relación entre variaciones de densidad y<br>etiología .....  | 156 |
| 4.2.7.4 | Relación entre variaciones de densidad y<br>resultado clínico .....  | 158 |
| 4.2.8   | Calcificaciones periprotésicas .....   | 159 |
| 4.2.9   | Desgaste polietileno y otros aspectos<br>radiológicos .....  | 161 |
| 4.2.10  | Perfil clínico-radiológico de la prótesis<br>indolora y de la dolorosa .....                                     | 162 |
| 4.3     | ANÁLISIS DE SUPERVIVENCIA. ESTUDIO COMPARATIVO .....   | 163 |
| 4.3.1   | Estabilidad al final del seguimiento .....   | 163 |
| 4.3.2   | Estudio comparativo.<br>Relación estabilidad-clínica .....   | 166 |
| 4.3.3   | Análisis de supervivencia .....  | 171 |

|          |  |            |
|----------|--|------------|
| 4.3.3.1  | Análisis de la supervivencia según la estabilidad del cotilo.....                                    | 171        |
| 4.3.3.2  | Análisis de la supervivencia según tiempo de recambio del cotilo.....                                | 174        |
| 4.3.3.3  | Análisis de la supervivencia según la migración del cotilo.....                                      | 177        |
| <b>5</b> | <b>DISCUSION</b> .....   | <b>179</b> |
| 5.1      | DISCUSION DEL MATERIAL Y METODO .....  | 181        |
| 5.1.1    | Discusión características de las series .....  | 181        |
| 5.1.2    | Discusión del método de estudio clínico .....  | 182        |
| 5.1.3    | Discusión del método estudio radiológico .....   | 182        |
| 5.2      | DISCUSION DE LOS RESULTADOS DEL ESTUDIO CLINICO .....  | 184        |
| 5.2.1    | Discusión técnica quirúrgica, técnicas asociadas y complicaciones operatorias y postoperatorias .... | 184        |
| 5.2.1.1  | Discusión de la técnica quirúrgica y de los tipos de implantes utilizados.....                       | 184        |
| 5.2.1.2  | Discusión de las técnicas quirúrgicas asociadas y complicaciones operatorias.....                    | 184        |
| 5.2.1.3  | Discusión de las complicaciones postoperatorias.....   | 189        |
| 5.2.2    | Discusión resultados clínicos de las series.....   | 191        |
| 5.2.2.1  | Discusión del resultado clínico global.....  | 191        |
| 5.2.2.2  | Discusión del resultado clínico parcial.....   | 196        |
| 5.3      | DISCUSION RESULTADOS DEL ESTUDIO RADIOGRAFICO Y CORRELACIONES CLINICO-RADIOLOGICAS .....             | 199        |
| 5.3.1    | Discusión de los movimientos del componente acetabular .....   | 199        |
| 5.3.1.1  | Discusión de la migración craneal.....   | 199        |
| 5.3.1.2  | Discusión de la protrusión intrapélvica.....   | 201        |
| 5.3.1.3  | Discusión del ángulo de inclinación acetabular.....  | 201        |
| 5.3.2    | Discusión de la relación entre los movimientos del componente acetabular .....                       | 204        |
| 5.3.3    | Discusión de la relación entre los movimientos del   |            |

|   |            |
|---|------------|
| componente acetabular con edad, sexo, etiología y<br>resultado clínico .....                        | 205        |
| 5.3.4 Discusión de las radiolucencias y variaciones<br>de la densidad del cotilo .....              | 207        |
| 5.3.5 Discusión de las calcificaciones periprotésicas ...   | 215        |
| 5.3.6 Discusión del desgaste del polietileno .....  | 218        |
| 5.3.7 Discusión del perfil clínico-radiológico<br>de la prótesis indolora y de la dolorosa .....    | 219        |
| 5.4 DISCUSION ANALISIS DE SUPERVIVENCIA Y ESTUDIO<br>COMPARATIVO DE LOS RESULTADOS .....            | 220        |
| 5.4.1 Discusión de la estabilidad al final del<br>seguimiento .....                                 | 220        |
| 5.4.2 Discusión del estudio comparativo y de la<br>relación entre la estabilidad y la clínica ..... | 225        |
| 5.4.3 Discusión del análisis de supervivencia .....   | 226        |
| <b>6 CONCLUSIONES .....</b>   | <b>231</b> |
| <b>7 ANEXO .....</b>  | <b>239</b> |
| 7.1 Anexo material método .....   | 241        |
| 7.1.1 Anexo material .....  | 241        |
| 7.1.2 Anexo Método .....  | 244        |
| 7.2 Anexo resultados .....  | 254        |
| 7.2.1 Anexo resultados estudio clínico .....  | 254        |
| 7.2.2 Anexo resultados estudio radiográfico .....   | 264        |
| <b>8 BIBLIOGRAFIA .....</b>   | <b>283</b> |



# 1

## Introducción

- 1.1 Preámbulo
- 1.2 Historia de la prótesis total de cadera
- 1.3 Aflojamiento aséptico de los cotilos roscados
- 1.4 La prótesis no cementada de Mittelmeier
- 1.5 La prótesis autorroscada-autobloqueante
- 1.6 Estudio comparativo entre ambos componentes acetabulares
- 1.7 Estudio radiográfico de la artroplastia de cadera

## **Introducción**

---

**2** Estudio comparativo de dos tipos de  
cotilos troncocónicos roscados

## 1.1. Preámbulo

La función de la Cirugía Ortopédica en el ámbito de la patología articular es intentar devolver a la articulación alterada su función. En este ámbito juega un gran papel la sustitución artroplástica.

A pesar del gran auge experimentado, continua sin resolverse de forma definitiva dicho problema, ya que a un buen resultado inicial sigue el deterioro en mayor o menor medida a lo largo del tiempo. De este modo, el aflojamiento aséptico de los componentes protésicos, pero sobre todo el acetabular en las artroplastias totales de cadera, es la complicación más frecuente e importante, que se observa en el seguimiento a largo plazo de las mismas. Este aflojamiento no es exclusivo de las artroplastias cementadas; también existe en las no cementadas, sobre todo en los modelos de cotilos roscados, tanto metálicos como de polietileno. La variación en el diseño de las mismas, la incorporación de superficies porosas y últimamente el recubrimiento de las mismas con materiales bioactivos, como la hidroxiapatita suponen hasta el presente una disminución muy significativa del número de aflojamientos.

El que la articulación protésica pueda realizar con éxito su función de forma duradera dependerá de factores en relación con el implante y el organismo entre los que cabe destacar:

- Biocompatibilidad de los materiales.
- Materiales con características físico-químicas que garanticen su integridad y ausencia de desgaste en el tiempo.
- Diseño de la prótesis adecuado a la biomecánica de la articulación.
- Condiciones en el hueso receptor que permitan la fijación duradera del implante.
- Superficie de anclaje que permita la fijación al hueso receptor.
- Colocación correcta del implante y ausencia de infección postquirúrgica.

La prótesis total de cadera es uno de los implantes sustitutivos articulares que se utiliza en cirugía ortopédica con mayor frecuencia. Debido a su amplia indicación clínica ha habido una intensa evolución de la misma, basada en la experiencia clínica acumulada y en la colaboración entre ingenieros, metalúrgicos,

biomecánicos y cirujanos, que se hallan implicados en la fabricación y diseño de las artroplastias sustitutivas.

El principal problema actual de las prótesis continua siendo el conseguir una fijación estable y duradera. Así en la década de los 60 comienza a utilizarse el cemento acrílico como sistema de fijación definitivo de los implantes. Pero la fijación de los implantes con cemento no ha sido la solución definitiva, pues aparecen aflojamientos con frecuencia, haciendo dudar sobre la estabilidad de la unión hueso-cemento a largo plazo. Esto provoca el amplio desarrollo de las artroplastias no cementadas.

Actualmente son dos los tipos de cotilos no cementados utilizados, los roscados y los impactados. Los cotilos roscados precisan en su colocación de un sacrificio óseo importante, pero se obtiene en general una buena estabilidad primaria. El problema de los cotilos no cementados radica en la estabilidad secundaria. Los trabajos de evolución clínica de los cotilos roscados son escasos comparados con otros modelos de cotilos, obteniéndose en general buenos resultados clínicos a 4 o 5 años. En los controles radiográficos muchos autores obtienen cifras elevadas de migraciones, que son muy superiores a las obtenidas con cotilos impactados.

A la vista de los resultados clínicos y radiográficos que se obtienen con los cotilos roscados su utilización es debatida, pues proporcionan una buena estabilidad primaria pero no secundaria, según se desprende de los hallazgos radiográficos, hecho que haría precaria su estabilidad a largo plazo. Esto ha llevado a diversos autores a su abandono, y a utilizar generalmente cotilos hemiesféricos impactados de superficie porosa que ofrecerían una peor estabilidad primaria pero una mejor secundaria. Sin embargo otros autores obtienen índices muy bajos de migraciones utilizando este tipo de acetábulos roscados. De cualquier forma su evaluación es difícil y controvertida, pues existe una clara divergencia o falta de correlación clínico-radiológica, existiendo resultados muy dispares.

Por estas causas nos proponemos realizar con el presente trabajo un análisis amplio y exhaustivo sobre las causas y factores implicados en el aflojamiento aséptico de dos tipos de cotilos roscados (cotilo autorroscado de titanio CST de Osteo® y cotilo roscado de cerámica de Mittelmeier también de Osteo®) y analizar sus diferentes patrones de comportamiento radiológico, utilizando dos series de pacientes portadores de dichos modelos de prótesis, en individuos intervenidos y seguidos con posterioridad en el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital de Bellvitge.

#### **Introducción**

## 1.2. Historia de la prótesis total de cadera

Hacer un repaso a la historia de la prótesis total de cadera es necesario en el tema que nos ocupa, ya que los primeros pasos de la artroplastia total de cadera se dieron en implantes no cementados.

La primera comunicación acerca del uso de un material ajeno aplicado entre superficies articulares apareció en 1840 cuando se utilizó un bloque de madera para interponerlo entre las superficies de la articulación t mporomandibular. A finales del siglo XIX se realizaron otros procedimientos incluyendo el anteriormente comunicado por Ollier<sup>1</sup> (1892). Así en 1902, Murphy<sup>2</sup> popularizó el uso de la artroplastia con fascia y en 1913 Loewe<sup>3</sup> us  piel como membrana para interposición.

Se atribuye a Willes de Londres, la colocación de la primera artroplastia total de cadera en 1938. En un enfermo afecto de enfermedad de Still implantó una prótesis de acero que sustituía el acetábulo mediante una copa atornillada al iliaco, y la cabeza del fémur con una esfera implantada en el cuello femoral gracias a un vástago endocervical atornillado en la cortical externa (Willes<sup>4</sup> 1958).

Con anterioridad ya se habían dado los primeros pasos en la cirugía sustitutiva de cadera. Así debemos considerar como pioneros de este tipo de cirugía a Smith-Petersen<sup>5</sup> en 1923 con su "*mould arthroplasty*" y a Hey-Groves<sup>6</sup> en 1927 y Bohlman en 1937 (Shands<sup>7</sup> 1973) con sus prótesis sustitutivas de la cabeza femoral de vástago endocervical. Fue a partir de sus implantes que se llegaría con posterioridad a la concepción de la prótesis total de cadera que conocemos en la actualidad.

Smith-Petersen, observó que en torno de una pieza de vidrio alojada en la espalda de uno de sus pacientes se había formado una pseudomembrana bastante parecida a la sinovial de una articulación normal. Después de este hallazgo desarrolló una c pula de vidrio que us  como artroplastia de interposición entre la cabeza del fémur y el acetábulo en un paciente con artritis avanzada. Aunque las primeras c pulas de vidrio eran frágiles y se hacían a nicos fácilmente, no se desalentó y experiment  con una cantidad de materiales diversos, comunicando en 1948 (Smith-Petersen<sup>8</sup>) sus resultados sobre 500 casos implantados entre 1938 y 1948.

La obra de Smith-Petersen fue seguida por Aufranc, siendo éste último quien introdujo el vitallium, que Venable y Stuch<sup>9</sup> en 1938 encontraron biológicamente inerte. Con el uso de moldes de vitallium se alcanzó un nivel de éxitos mucho mayor. La aceptación general del procedimiento de artroplastia en copa ocurrió después de la publicación en 1957 de los resultados obtenidos por Aufranc<sup>10</sup> en sus 1000 primeras artroplastias donde comunicó un 82 % de resultados satisfactorios.

Más adelante otros investigadores comunicaron sus innovaciones y variaciones sobre la técnica del procedimiento. Adams<sup>11</sup> (1953) promovió modificaciones en el diseño de la copa siendo ésta más esférica y de pared más gruesa. Urist<sup>12,13</sup> (1957 y 1958) y McBride<sup>14</sup> (1961) desarrollaron copas fijadas al acetábulo que se articulaban solo con la cabeza femoral. Paralelamente a la utilización de las cúpulas se fue desarrollando la prótesis sustitutiva de la cabeza femoral, consistente en un segmento de esfera que a través de un vástago recto quedaba fijada al cuello del fémur.

A partir de estas experiencias preliminares poco afortunadas, debido a que los materiales utilizados no eran los adecuados (Delbet<sup>15</sup> 1919, goma; Hey-Groves<sup>6</sup> 1927, marfil), Bohlman en 1937 diseñó una prótesis endocervical de vástago corto de vitallium. Podemos decir que este modelo constituyó el punto básico a partir del cual se desarrollaron las prótesis femorales con verdadera incidencia clínica por su grado de utilización.

A finales de la década de los 40, los hermanos Judet en Francia, desarrollaron un modelo de prótesis femoral de vástago corto que obtuvo gran aplicación en Europa (Judet<sup>16</sup> 1950). El material constitutivo era inicialmente una resina acrílica. A través de un segmento de esfera que se enclavaba mediante un vástago recto en el cuello, se sustituía la cabeza femoral. Al pasar los años este material fue fortalecido y reforzado. A un buen resultado inicial siguió un progresivo deterioro de los implantes por causas mecánicas (fuerzas de cizallamiento en la interfase implante-hueso) y biológicas (resorción ósea por aflojamiento y reacción granulomatosa a las partículas de desgaste de la resina acrílica) de forma que a 5-7 años en más del 50 % de casos el implante se había aflojado.

La elevada tasa de aflojamientos que se daba en la prótesis femoral endocervical en sus diversos modelos era debida a una implantación en posición favorable a las fuerzas de cizallamiento en la interfase implante-hueso. Ello llevó a buscar la fijación del implante no en el cuello, sino en la diáfisis y así a principios de la década de los 50 surgieron

---

## Introducción

prótesis endofemorales de vástago largo desarrolladas por McBride<sup>17</sup> (1952), Thompson<sup>18</sup> (1953), Merle d' Aubigné<sup>19</sup> (1954), Lippmann<sup>20</sup> (1957) y Moore<sup>21</sup> (1957), de las cuales las introducidas por Moore y Thompson siguen teniendo amplia utilización, sobre todo la de Moore.

Las prótesis de Thompson y de Moore surgieron a la par en 1950. Se trataba de implantes fabricados con vitallium, que buscaban la fijación directa al hueso en la metáfisis y porción proximal de la diáfisis femoral.

La prótesis de Thompson<sup>18</sup> (1953) se hallaba constituida por una cabeza esférica del tamaño de la natural, implantada sobre un collarate para apoyo sobre el calcar femoral y con un vástago para su implantación en el fémur proximal, que en modelos iniciales era estrecho y curvo. Se buscaba con él, el apoyo en la cortical femoral externa. El alto índice de aflojamientos asépticos que siguió a este primer modelo condicionó la variación en su diseño, de manera que aumentó su anchura y grosor en la mitad proximal del mismo; con ello se perseguía más, que el apoyo en la diáfisis lateral, el relleno de la cavidad medular proximal. Al margen de la búsqueda autoestabilidad por este relleno medular, Thompson constató en sus pacientes que en cierto porcentaje de casos el vástago era fijado gracias a una respuesta osteogénica envolvente, que era mayor en la región distal del mismo. A pesar de ello la tasa de aflojamientos era alta.

Moore<sup>22,21</sup> (1952, 1957) desarrolló una prótesis endofemoral de vástago largo, constituida por una cabeza esférica también del tamaño natural, implantada sobre un collarate para apoyo en el calcar y con un vástago aplanado en el sentido anteroposterior, recto en su perfil externo, ancho en la porción proximal (más ancho que el de Thompson) y con dos fenestraciones amplias en el plano frontal. Buscaba con este tipo de vástago el autobloqueo inicial de la prótesis en la cavidad medular y metáfisis del fémur ("self-locking"), y la fijación posterior gracias a la incorporación de injertos colocados en las fenestraciones y crecimiento óseo a dicho nivel. Creemos que aunque el objetivo no fuera ni es alcanzado en una apreciable proporción de casos, en un sentido conceptual hemos de considerar a Moore como el padre de la fijación no cementada del componente femoral de la prótesis total de cadera, pues como veremos más adelante, en la actualidad se busca un efecto de autobloqueo inicial que permita bien sea el crecimiento óseo ("bony ingrowth") o bien la incorporación de injertos como norma de fijación definitiva.

Otros modelos de prótesis endofemorales cayeron en el desuso debido a diversos problemas como el excesivo sacrificio de hueso y la frecuencia de fracturas intraoperatorias detectados en la prótesis de McBride<sup>17</sup> (1952), las reacciones tisulares secundarias al material de desgaste de la prótesis acrílica de Merle d' Aubigné<sup>19</sup> (1954) o bien la complejidad del ensamblaje en el modelo de Lippmann<sup>20</sup> (1957).

A principios de la década de 1950 McKeever desarrolló la "endoprótesis femoral bipolar", que usaba copas de metal revestidas con teflón, sobre las endoprótesis femorales metálicas.

Hasta ese momento, a excepción de la prótesis diseñada y utilizada por Willes<sup>4</sup>, la artroplastia de cadera había buscado bien fuera la interposición de un implante en forma de cúpula más o menos encajada en la cabeza del fémur según los modelos, o bien la sustitución de una de las vertientes de la articulación, en general del lado femoral. Existieron algunos intentos fracasados de hacerlo en la lado ilíaco, como la artroplastia acetabular de Urist<sup>12</sup> (1957).

Ello las hacía especialmente indicadas en las alteraciones de la cadera que como la pseudoartrosis postraumática del cuello femoral o la necrosis idiopática de la cabeza femoral no avanzada, afectaban tan solo al lado femoral. En los procesos de artrosis y artritis, aunque se asociaba al implante el fresado de la cavidad acetabular, los resultados de entrada eran deficientes, y se asistía con frecuencia a la protrusión acetabular del implante (Heywood-Waddington<sup>23</sup>, 1966). Ello condujo a la necesidad de un implante que sustituyera ambas vertientes de la articulación, la *Prótesis Total de Cadera*.

La artroplastia total de cadera fue diseñada primeramente por Guck<sup>24</sup> en 1890 en Alemania. Este autor efectuó una artroplastia total con componentes de marfil cementados en el acetábulo y en el fémur.

En 1951 McKee<sup>25</sup> inició la utilización de una prótesis total de cadera con un componente acetabular metálico formado por un segmento de esfera y un componente femoral similar a la prótesis de Thompson, encajados a presión en el acetábulo y en el fémur, previamente fresados. Este modelo y el de Willes<sup>4</sup>, también utilizado durante esta década, tuvieron una utilización limitada por el alto porcentaje de aflojamientos asépticos (McKee<sup>26</sup> 1966). En 1958 Charnley<sup>27</sup> (1961), inició la utilización de una prótesis total de cadera en la que el acetábulo era sustituido por un componente semiesférico de material plástico (teflón), y el lado

---

## Introducción



femoral de la articulación por un componente metálico de vástago recto acodado en su porción superior con una cabeza protésica de diámetro sensiblemente inferior a los hasta entonces utilizados. Ambos componentes eran fijados al hueso mediante cemento acrílico.

Fue a partir del estudio crítico de las prótesis de cadera hasta entonces utilizadas y de estudios experimentales sobre el rozamiento generado por los diversos materiales en una articulación protésica, que Charnley llegó a postular y poner en práctica dos conceptos fundamentales para el éxito de la prótesis total de cadera: por una parte que la artroplastia había de trabajar a baja fricción (por ello el procedimiento fue denominado "*artroplastia de baja fricción*") y por otra que la unión al hueso debía alcanzar la mayor área posible, para de esta manera reducir al máximo las fuerzas transmitidas por unidad de superficie del área de contacto (interfase) cemento-hueso, y así evitar las zonas de estrés causantes de resorción ósea.

Para el componente acetabular desarrolló un cotilo semiesférico de polietileno, tras constatar que otros materiales plásticos no ofrecían suficiente resistencia a la fricción y que se desgastaban al articularse con una cabeza metálica. Las paredes del implante eran gruesas y la cavidad para la articulación con la cabeza del componente femoral era de pequeño diámetro (22 mm). Inicialmente la implantación del mismo se realizaba a presión tras el fresado de la cavidad acetabular, estando dotada su superficie externa de un espigón y estrías antirotatorias, (Charnley<sup>27</sup> 1961). Con posterioridad, a la vista del frecuente aflojamiento del implante, el componente acetabular fue cementado (Charnley<sup>28</sup> 1979).

El vástago del componente femoral fue diseñado pensando no en el autobloqueo del mismo en la cavidad labrada en el fémur, sino en la fijación a ella a través del cemento acrílico. Se trataba de un vástago recto y estrecho, excepto en su porción superior más ancha, y acodado unos 30°. A través de un collarete se unía con el cuello de la prótesis en cuyo vértice se situaba una cabeza metálica de 22 mm.

La cementación de implantes mediante cemento acrílico no era un proceder nuevo que desarrollara Charnley. Se trataba de un polímero del ácido metacrílico cuya formación se daba al entrar en contacto las fases sólida y líquida del monómero. En odontología había sido utilizado para la fijación de implantes dentarios al hueso esponjoso alveolar (Charnley<sup>29</sup> 1964). Algunos cirujanos ortopédicos lo habían utilizado de forma aislada para

la fijación de implantes articulares. Así Kiaer (Charnley<sup>29</sup> 1964) lo utilizó para la fijación de prótesis plásticas y Habousch<sup>30</sup> (1953) para la fijación de prótesis metálicas articulares por vez primera.

Charnley popularizó la utilización del cemento acrílico como sistema de fijación de las prótesis articulares. Inició su uso en el componente femoral de la prótesis con la idea de conseguir una fijación óptima y duradera en el hueso receptor. Ello era posible al intrincarse el cemento en la fase líquida entre las trabéculas óseas de la superficie receptora y formarse, una vez endurecido, una amplia zona de contacto a través de la cual las fuerzas provenientes del implante podían transmitirse de forma uniforme al fémur. Como afirmaba Charnley, el cemento acrílico no actúa como pegamento, sino como un medio que permite una distribución de las fuerzas en una amplia superficie receptora (Charnley<sup>31</sup> 1960).

Estudios histológicos en el animal de experimentación, así como de muestras obtenidas en reintervenciones y en autopsias de pacientes portadores de artroplastias cementadas, permitieron a autores como Wiltse<sup>32</sup> (1957) y el propio Charnley<sup>29</sup> (1964) constatar que el metilmetacrilato no producía reacciones tisulares adversas en el hueso receptor y que era un sistema de fijación de los implantes exento de toxicidad local. No obstante el tiempo demostraría que esto no era cierto.

Nos hallamos en un momento crucial de la historia y evolución de la prótesis total de cadera, ya que habían aparecido dos hechos fundamentales para el éxito de la artroplastia. Por una parte se dispuso de implantes que al sustituir al cotilo y cabeza de fémur eran adecuados para la patología de tipo degenerativo y artrítica, tan frecuente en la cirugía ortopédica de la cadera. Por otra se dispuso de prótesis que redujeron ampliamente el porcentaje de aflojamientos asépticos tempranos, tan común en etapas anteriores, y ello gracias a la disminución de la fricción entre sus componentes y a una mejor fijación al hueso receptor. Los principios instaurados por Charnley fueron incorporándose a otros modelos de prótesis total de cadera contemporáneos y desarrollados con posterioridad.

En 1960 McKee y Watson-Farrar<sup>26</sup>, iniciaron la implantación de la prótesis desarrollada con anterioridad por el primer autor, utilizando cemento acrílico para fijarla al hueso, y modificaron la superficie exterior del componente acetabular y la adecuaron para su cementación. Este dispositivo funcionó relativamente bien y fue utilizado durante varios años.

---

## Introducción

Asimismo a principios de la década de los sesenta surgió la prótesis de Stanmore (Dobbs<sup>33</sup> 1980) de tipo metal-metal en Cr, Co, Mo, que también se utilizó cementada. Se trataba de prótesis en las que la articulación entre dos piezas metálicas generaba un elevado coeficiente de rozamiento y un desgaste y desprendimiento de partículas de las mismas. Ello condicionó la aparición de una importante tasa de aflojamientos asépticos objetivable ya a corto plazo y la formación de reacciones tisulares adversas, secundarias al material de desgaste, denominadas metalosis.

A finales de los sesenta, la prótesis total de cadera cementada se había convertido en una técnica de amplia utilización en todo el mundo. Fueron surgiendo nuevos modelos a los que se incorporaban modificaciones de la prótesis de Charnley. Müller<sup>34</sup> (1970) modificó la cadera de Charnley. Su diseño incorporaba una cabeza de 32 mm sobre un componente femoral de tallo curvo, manufacturado con cuellos de diferentes longitudes cuyos objetivos consistían en proveerla de modularidad al poder restaurar la longitud anatómica y la tensión en la articulación y en minimizar la incidencia de luxaciones. Esta prótesis se popularizó muchísimo y durante un tiempo fue tal vez la cadera total más utilizada. Aufranc y Turner<sup>35</sup> (1971) introdujeron en América su versión de la Müller europea.

Todas ellas tenían en común el tratarse de implantes cementados en los que se articulaba un componente cotiloideo de material plástico, en la mayoría de polietileno de alta densidad, y un componente femoral metálico cuyo diseño variaba en los diversos modelos y cuya aleación era variable. Argumentos de tipo biomecánico, de ingeniería, de metalurgia y de biocompatibilidad fueron la base que inclinó a los diversos autores a buscar nuevos diseños. También argumentos de tipo económico influyeron en esta amplia aparición de modelos.

La fijación no cementada había quedado desacreditada, persistiendo la utilización de algunos modelos como la prótesis de Moore en indicaciones muy precisas. No obstante algunos autores desarrollaron y utilizaron en esta época, modelos de prótesis no cementadas.

Entre 1966 y 1968 Ring<sup>36</sup> (1968) desarrolló en Inglaterra una prótesis metálica para usarla sin cemento, que constaba de una copa metálica que mediante un vástago roscado se fijaba al ilíaco sustituyendo el cotilo y un componente femoral semejante a la prótesis de Moore. Ring alcanzó una amplia experiencia con su prótesis llegando a operar 3137 caderas (Ring<sup>37</sup> 1983). El modelo funcionó bastante bien pero era frecuente el aflojamiento

del componente acetabular, presumiblemente debido a causas rotacionales (Ring<sup>38</sup> 1988).

Ya en la década de los setenta aparecieron las primeras series de prótesis totales cementadas de seguimiento prolongado. En ellas destacaba la persistencia de los buenos resultados iniciales, pero se perfilaba de nuevo el aflojamiento aséptico como la principal causa de fracaso. A pesar de ello, no existiendo todavía conciencia de los fenómenos de osteolisis que podían darse en los casos de aflojamiento, la utilización de la prótesis total de cadera cementada fue amplia, convirtiéndose en una práctica habitual y frecuente en la cirugía ortopédica.

Paralelamente al auge y éxitos mencionados, en esta década se realizaron estudios experimentales de la fijación que podía esperarse del hueso con diversos materiales utilizables para implantes articulares. Así con el polivinilo y poliuretano porosos se demostró que, aunque bien tolerados, no había penetración ósea suficiente para asegurar una fijación del material (Gilmer<sup>39</sup> 1961), y en cambio sí que la había con cerámica rugosa, acero y aleación de Cr-Co (Smith<sup>40</sup> 1963, Petersen<sup>41</sup> 1969).

Galante<sup>42</sup> (1971) estudió en perros y conejos la reacción ósea a implantes de titanio con una superficie rugosa fibrilar y porosidad de 100 a 200 micras. Constató una penetración ósea uniforme, ya visible a las tres semanas y una fijación estable de los implantes. Welsh<sup>43</sup> (1971) constató el crecimiento óseo y la fijación de los implantes de cerámica y vitalio rugosos en el perro. Ambos autores investigaron la fijación directa de los implantes, ya que consideraban que los hasta entonces utilizados -sistemas de fijación por impactación, osteosíntesis o cementación con metilmetacrilato- no podían asegurar una unión estable y duradera entre el hueso receptor y el implante.

A la vez que se reportaban los buenos resultados de series de prótesis cementadas con seguimiento a medio y largo plazo, aparecían comunicaciones sobre efectos indeseables atribuibles a los materiales constitutivos de los implantes.

Tanto en situaciones en las que existía aflojamiento marcado del implante y rotura del cemento acrílico (Wilson<sup>44</sup> 1970, Willert<sup>45</sup> 1974) como en los casos con ligera inestabilidad, se apreciaban reacciones tisulares de tipo fibroso proliferativo, con presencia de macrófagos y células gigantes en su interior, que producían osteolisis y debilitamiento del hueso periprotésico. Un cuadro que Charnley<sup>46</sup> (1970) denominó "resorción quística del hueso" y que Harris<sup>47</sup> (1976) atribuía a una respuesta tisular al aflojamiento y fragmentación del metilmetacrilato.

---

## Introducción

Por otra parte la constatación de que la tasa de aflojamiento aséptico crecía anualmente a lo largo de la evolución del implante (Coventry<sup>48</sup> 1974, Nolan<sup>49</sup> 1975) hizo que junto a la observación de las reacciones tisulares adversas antes mencionadas, surgiera la necesidad de fijación de la prótesis total de cadera por un sistema alternativo al cemento acrílico. De esta forma se renovó el interés por la fijación no cementada.

A la prótesis de Ring ya mencionada, hay que añadir la prótesis de Sivash, ampliamente utilizada en los países del Este (Mittelmeier<sup>50</sup> 1976), como modelos previos a los que con incidencia mundial iniciaron su uso a mediados de los años setenta. Estos modelos fueron los desarrollados por Judet, Mittelmeier y Lord.

R.Judet había iniciado en 1971 la utilización clínica de su prótesis de superficie porosa. Los estudios previos en el animal de experimentación, habían demostrado como una prótesis en Cr, Co, Mo, Ni, con revestimiento poroso-alveolado, de cavidades que oscilaban entre 200 micras y 2 mm, quedaba fijada por crecimiento óseo de la superficie receptora (Judet<sup>51</sup> 1975).

El componente acetabular era cilíndrico con superficie porosa en su exterior y constaba de una pieza metálica, destinada a la fijación en el lecho receptor y una pieza interna de polietileno de alta densidad, destinada a la articulación con la cabeza metálica del implante femoral. El componente femoral era ancho y dotado de dos fenestraciones en su porción proximal y un anillo trocantérico.

Mittelmeier<sup>50</sup>, inició en 1974 la utilización clínica de su implante no cementado. Basándose en los conceptos del autobloqueo del implante por su diseño, del aumento de la superficie de contacto con el hueso receptor y de la articulación de bajo coeficiente de rozamiento, desarrolló la "Prótesis de cerámica". Constaba de un componente acetabular troncocónico, de cerámica dura con espiras en su exterior para su roscado en el cotilo y un componente femoral formado por el ensamblaje de un vástago metálico en Cr, Co, Mo y una cabeza femoral de cerámica intercambiable. El vástago femoral permitía la impactación a presión en el fémur, lo cual le confería una estabilidad inmediata, y se hallaba dotado en su superficie de entrantes y salientes de tipo estriado en un primer modelo, y cavidades alveoladas en un segundo modelo, para permitir la colocación de injertos de hueso esponjoso y la penetración ósea por parte del hueso receptor. En un tercer y definitivo modelo se añadieron en la superficie microesférulas de la misma aleación.

Lord<sup>52</sup>, inició en 1975 la utilización de la denominada "*prótesis madreporica*". Se basaba en dos hechos. El primero, el crecimiento óseo a nivel de una superficie de revestimiento rugosa metálica, formada por pequeñas bolitas entre las cuales quedaban formados poros de diámetro inferior a 300 micras. El segundo, el apoyo horizontal de la prótesis en el macizo trocantéreo (Lord<sup>53</sup> 1980) y a nivel de la diáfisis femoral, gracias a un vástago largo y grueso.

El componente acetabular primero era cementado, y en un segundo modelo era metálico, formado por un segmento de elipsoide con espiras en su superficie externa para el roscado en el cotilo y con una pieza de polietileno en su interior para la articulación con la cabeza protésica (Lord<sup>54</sup> 1978). El componente femoral presentaba una zona diédrica para su apoyo en el macizo trocantéreo siendo el vástago femoral recto, grueso y largo con revestimiento madreporico en su totalidad.

Las dificultades observadas por el fracaso del tallo y los inconvenientes para su extracción llevaron a Lord a efectuar un nuevo diseño de su prótesis. El diseño posterior se caracterizaba por un tallo de forma similar pero compuesto por una aleación de titanio. El aumento de superficie ofrecida para el crecimiento del hueso y la macrofijación se obtiene mediante múltiples costillas superficiales (Lord<sup>55</sup> 1988).

Otros modelos de prótesis no cementadas iniciaron su uso clínico a mediados de los setenta y con menor aceptación. Entre ellos cabe destacar la "*prótesis isoelástica*" de Morscher y Mathys<sup>56</sup> (1976).

La prótesis isoelástica fue diseñada bajo el concepto de dar al componente femoral una elasticidad mayor que la proporcionada por los materiales metálicos, con el objeto de evitar la descarga que puede suponer una excesiva rigidez del implante a nivel del fémur proximal. Las primeras de estas prótesis estaban compuestas por el depósito de una resina poliacética, de módulo de elasticidad similar al hueso, sobre un delgado componente femoral metálico, y la mitad proximal del vástago tenía rugosidades para permitir el crecimiento óseo entre ellas (Bombelli<sup>57</sup> 1984).

En este primer modelo la copa de resina soportaba un desgaste excesivo y fue abandonada a favor de una copa enclavijada de polietileno. Se desarrolló una tercera generación de componentes (Bombelli<sup>58</sup> 1984) basada sobre todo en el aumento de su longitud, con el objeto de aumentar el contacto implante-hueso y mejorar la fijación por compresión. La existencia de ranuras proximales

---

## Introducción

proporciona una superficie estructurada que facilita la macrofijación; en los dos tercios distales del tallo se labraron surcos longitudinales para evitar la torsión una vez que el hueso ha crecido dentro de ellos. Según Andrew<sup>59</sup> (1986), este tallo pareció mejorar la función de la cadera.

Siguiendo con el concepto de la isoelasticidad, diversos autores han intentado modificar los tallos femorales con el objeto de obtener un módulo de elasticidad que sea similar al hueso (Magee<sup>60</sup> 1988, Skineer<sup>61</sup> 1988). Estos estudios de remodelación realizados en animales han demostrado que las fuerzas adversas de cizallamiento pueden deberse más a la rigidez del tallo que al crecimiento óseo.

Los intentos realizados con el uso de tallos recubiertos por polietileno poroso (Tullos<sup>62</sup> 1984, Ritter<sup>63</sup> 1990) no han dado resultados satisfactorios.

También en esta época se desarrolla la prótesis de Engelhardt<sup>64</sup> (1984). El componente femoral constaba de un vástago recto que se fijaba en la cavidad medular del fémur mediante roscado; a él se ensamblaba la porción proximal del componente femoral, con cabeza de cerámica. El componente acetabular era semiesférico, de cerámica y con protuberancias para su anclaje en el hueso ilíaco.

A partir de los modelos de prótesis total de cadera no cementada mencionados con anterioridad se asiste a una eclosión de implantes, en los que cada grupo defiende diferentes diseños, materiales constitutivos y superficies de anclaje basados en diversos estudios experimentales. Ello hace que, entrada la década de los ochenta, las posibilidades de elección para el cirujano ortopédico sean muy numerosas.

A pesar de la amplia y creciente utilización de la PTC no cementada que se fue realizando desde la segunda mitad de la década de los setenta, en muchos servicios de cirugía ortopédica prosiguió la utilización exclusiva del cemento acrílico.

La desconfianza hacia un método con poco tiempo de experiencia y los buenos resultados de algunas series de PTC cementadas de larga evolución, hicieron que muchos cirujanos siguieran fieles a la artroplastia total cementada.

Durante este tiempo, el vástago de las prótesis cementadas evolucionó a la vista de que su aflojamiento mecánico era más frecuente en casos con poco llenado del fémur. Surgieron modelos en los que su anchura era mayor (CAD, Thomas<sup>65</sup> 1986; Müller

autobloqueante, Goodman<sup>66</sup> 1987), siendo necesaria una menor cantidad de cemento para asegurar el anclaje. Se desarrolló por otra parte el concepto del vástago cementado autobloqueante, es decir con cierta estabilidad intrínseca gracias a su diseño y anchura.

Diversos estudios evidenciaron que en la duración de la unión cemento-hueso influían la técnica utilizada y las características mecánicas del cemento acrílico (Beckenbaugh<sup>67</sup> 1978, Carlsson<sup>68</sup> 1980, Jones<sup>69</sup> 1987) y ello llevó al perfeccionamiento de la técnica de cementación y al estudio y desarrollo de cementos de mayor resistencia.

Ling<sup>70</sup> en 1991 insiste en que para conseguir una buena y duradera función del implante éste debe estar en íntimo contacto con hueso vivo, por lo que el tejido necrótico producido por la preparación del lecho y por el daño de la reacción exotérmica del cemento, debe reabsorberse y ser reemplazado por hueso vivo.

El objetivo de una buena técnica de cementación es conseguir que se establezca la osteointegración con el cemento sobre una zona tan amplia como sea necesario, para que sea competente mecánicamente con el fin de aceptar la carga que reciba durante el funcionamiento de la artroplastia.

Con el fin de mejorar la técnica de cementación del componente acetabular y poder introducir el cemento a presión, Lee y Ling<sup>71</sup> (1974) diseñan un *presurizador*, el cual obtura y sella el cotilo obligando al cemento a introducirse a través de los orificios en el interior del hueso, consiguiendo una mayor y mejor difusión del cemento.

La mejora de las técnicas de cementación, las denominadas "*técnicas contemporáneas*" de los anglosajones (Harris<sup>72</sup> 1982, Bourne<sup>73</sup> 1984, Harris<sup>74</sup> 1986, Weber<sup>75</sup> 1988, Rusotti<sup>76</sup> 1988) persiguen el llenado total y uniforme de las cavidades labradas en el acetábulo y en el fémur, así como el logro de un microenlazado entre el cemento y las trabéculas óseas.

Utilizando algunas de estas mejoras en la cementación, Harris<sup>74</sup> (1986) y Rusotti<sup>76</sup> (1988) comunican en series a 5 o más años de seguimiento, disminución en la incidencia de imágenes radiográficas de aflojamiento, y ausencia de reintervenciones por este motivo.

Mientras unos dirigían su atención a mejorar los cementos y la técnica de cementación, Harris<sup>77</sup> en 1971 introduce el

---

## Introducción



*recubrimiento exterior metálico* del cotilo de polietileno con el fin de evitar la concentración de fuerzas en un punto, distribuyéndolas sobre una superficie más amplia y disminuyendo el excesivo desgaste del mismo. Los resultados clínicos del mismo Harris proporcionan una tasa de aflojamiento del 9 % a los 5 años (Harris<sup>78</sup> 1982 ) que se eleva al 41 % a los 10 años de seguimiento (Harris<sup>79</sup> 1987 ). Asimismo Ritter<sup>80</sup> (1990), objetiva un alto índice de fracasos con este tipo de acetábulos.

No obstante, y tal y como se ha mencionado anteriormente, en esta época se asistió a una eclosión de implantes diversos. Dentro de éstos cabe destacar la prótesis de Zweymüller (1985) que también consta de un cotilo troncocónico roscado.

Así para el componente acetabular se dispone de diseños cilíndricos, cónicos, troncocónicos y semiesféricos. Los materiales utilizados son el polietileno o la cerámica de una pieza, o asociaciones de diversas aleaciones metálicas con un componente de polietileno intercambiable en su interior. En cuanto a la superficie de las piezas destinadas al anclaje en el hueso receptor esa varía entre roscado, porosidad de superficie (macro o microporosidad), estriaciones o superficie lisa.

En algunos modelos se asocian sistemas destinados a proporcionar una fijación rígida inicial (espigones estriados de polietileno, Freeman<sup>81</sup> 1983; tornillos, Morscher<sup>82</sup> 1983) que permiten la estabilización definitiva a través del crecimiento óseo.

Básicamente hay que distinguir dos tipos de implantes acetabulares no cementados :

- Los que tienen espira en su exterior, y que obtienen una estabilidad inmediata al roscado de los mismos en el hueso receptor.
- Los dotados de porosidad o estriaciones de superficie, que en general precisan de un método auxiliar de sujeción para conseguir una correcta fijación inicial.

Otro aspecto importante es el tipo de superficie. Ya difundida la utilización clínica de componentes no cementados macroporosos, iniciaron su uso a principios de los ochenta modelos en los que a partir de elementos de superficie de pequeño tamaño se conseguía la denominada "*microporosidad*".

Los componentes acetabulares con superficies porosas que permiten el crecimiento óseo son generalmente hemiesféricos, ya

que se adaptan a la forma anatómica del acetábulo. Basados en estudios experimentales (Galante<sup>42</sup> 1971, Welsh<sup>43</sup> 1971, Patel<sup>83</sup> 1977, Chen<sup>84</sup> 1983, Spector<sup>85</sup> 1983), en los que se evidenciaba que los implantes microporosos, con poros oscilantes entre 50 y 300 micras de diámetro, eran fijados por el hueso receptor a través de un crecimiento óseo, surgieron las prótesis con microestructura de superficie porosa.

El crecimiento óseo lleva a un contacto directo del hueso con la microestructura de superficie penetrando en sus poros (Hedley<sup>86</sup> 1982, Brooker<sup>87</sup> 1984, Engh<sup>88</sup> 1987), y es un hecho constante en presencia de una fijación inicial rígida; además su intensidad aumenta con la carga (Chen<sup>84</sup> 1983). En cambio, la extensión de la superficie porosa que sufre invasión por tejido óseo es variable, frecuentemente por debajo del 50 % (Spector<sup>85</sup> 1983, Collier<sup>89</sup> 1988). El resto de superficie se ve rodeado de un tejido conectivo fibroso.

Más recientemente aparecen los implantes con recubrimientos bioactivos, principalmente con *hidroxiapatita*. Epinette<sup>90</sup> en 1995 refiere que si las prótesis con recubrimiento poroso representan la segunda generación protésica, la tercera corresponde a los implantes con recubrimiento de hidroxiapatita. En la década de los ochenta se reconocen las excelentes posibilidades biológicas de las cerámicas y sobre todo su aptitud como técnica de mejorar la fijación de los implantes. Sus pioneros son Geesink<sup>91</sup> (1987) y Furlong<sup>92</sup> (1991), que ponen de manifiesto la propiedad de la hidroxiapatita de proporcionar una fijación ósea estable con resultados clínicos duraderos. Los resultados clínicos a partir de los cinco años con el modelo ABG (Nourissat<sup>93</sup> 1995), Corail (Vidalain<sup>94</sup> 1995), Omnifit (Geesink<sup>95</sup> 1995) y a más de ocho con el modelo Furlong (Furlong<sup>96</sup> 1993) así lo confirman.

En 1994 Willert<sup>97</sup> basándose en la experiencia adquirida con los anillos de refuerzo y sistemas antiprotusión de Schneider, desarrolla el *cotilo oval LOR* (longitudinal oval de revisión), que está concebido para adaptarse a la forma oval que suele quedar tras el fracaso de un componente acetabular que ha migrado proximalmente y ha exigido su extracción. Este tipo de componente acetabular también estaría indicado en algunos casos de cirugía primaria, cuando existen alteraciones de la articulación de la cadera que implican un ensanchamiento craneal del acetábulo, como sucede en la enfermedad de Perthes y en ciertas displasias.

Llegados a la época actual la controversia entre prótesis total de cadera cementada o no cementada ha perdido en cierta forma su protagonismo. De esta manera, la PTC no cementada es en la

---

## Introducción

actualidad un tratamiento de elección para las alteraciones de la cadera no desmineralizantes, y en el paciente joven que requiere cirugía sustitutiva. Es en pacientes por debajo de los 60 años de edad, debido a la expectativa de vida actual y a la actividad física que desarrollan, que la cementación puede acompañarse con mayor frecuencia de efectos indeseables. La prótesis cementada es utilizada en pacientes de mayor edad, en los que la expectativa de vida y la actividad física que desarrollan son menores y hacen razonable su uso, aún teniendo en cuenta la posibilidad de deterioro a largo plazo de la interfase cemento-hueso. No obstante este deterioro, disminuirá al haber mejorado la técnica de preparación del lecho receptor y la de cementación y al utilizar prótesis femorales que proporcionan un mayor llenado medular.

Últimamente parece que se ha impuesto el concepto de "*prótesis mixta o híbrida*", en la que se combina un componente acetabular poroso y/o recubierto de hidroxapatita que se coloca ajustado a presión (press-fit) y un vástago femoral que se implanta con la tercera generación de cementación, es decir con tapón distal, que obtura el canal medular, lavado a presión, cemento presurizado introducido retrógradamente con pistola, y sellado proximal para evitar o disminuir la enfermedad de las partículas.

## 1.3. Aflojamiento aséptico de los cotilos roscados

### 1.3.1. Aflojamiento aséptico. Generalidades.

A lo largo de la década de los setenta y conforme el tiempo de evolución de las artroplastias cementadas iba aumentando, se fue perfilando como complicación mayor de la técnica el aflojamiento aséptico del implante.

Por esta causa nacen los cotilos no cementados, algunos de ellos ya abandonados como los de polietileno que se implantaban directamente sin cemento<sup>98</sup>, ya que sus partículas producían una reabsorción ósea importante.

Básicamente hay que distinguir dos tipos de implantes acetabulares no cementados:

- Los implantados con espiras en su exterior, que permiten una estabilidad inmediata gracias a su roscado en el hueso receptor previamente labrado; entre éstos se incluyen los troncocónicos.
- Los de tipo hemiesférico, dotados de porosidad o estriaciones de superficie, que en general precisan de un método auxiliar de fijación (espigones estriados, tornillos) para conseguir una correcta inmovilidad inicial

La colocación de los cotilos roscados precisa un sacrificio óseo importante (Bonnomet<sup>99</sup> 1993) pero se obtiene en general una buena fijación primaria (Engh<sup>100</sup>1990, Schmitt<sup>101</sup> 1993, Witvoet<sup>102</sup> 1993). El problema de los cotilos no cementados radica en la estabilidad secundaria. Para tratar de resolver este problema algunos cotilos van revestidos de hidroxapatita, tratando de conseguir una unión químico-biológica entre el hueso y la prótesis (Geesink<sup>103</sup> 1990, Cartillier<sup>104</sup> 1991, Arias<sup>105</sup> 1993).

La estabilidad inicial de los cotilos roscados es puramente mecánica y no requiere ningún tipo de crecimiento óseo. Se basa, como en cualquier tornillo en la existencia de hueso suficientemente resistente entre las espiras como para soportar las fuerzas de compresión que se repartirán a lo largo de la interfase. Además el contacto de la copa con el fondo del acetábulo contrarresta la componente medial del vector de carga en bipedestación.

---

#### Introducción

Según Bobyn<sup>106</sup> (1988), alrededor de las espiras de los cotilos roscados se puede observar tejido fibroso debido a la resorción ósea. Dicha resorción puede ser debida a diversos factores como lesión mecánica y/o térmica durante la colocación del componente protésico, inestabilidad mecánica en la interfase, excesiva concentración de sobrecarga e isquemia local debida a la lesión microvascular producida por las espiras durante la colocación del componente roscado.

Para algunos autores como Fox<sup>107</sup> (1994), la presencia de esta interfase hueso-implante permeable permitiría el paso de partículas de polietileno agravando la osteolisis y explicando algunos aflojamientos tardíos.

### 1.3.2. Influencia de la calidad del hueso en el aflojamiento aséptico.

Según Snorrason<sup>108</sup> (1990) la calidad del hueso receptor puede favorecer el aflojamiento, ya sea por una esclerosis excesiva que no permita el hundimiento completo de las espiras o bien por una falta de resistencia trabecular que favorece el ascenso del cotilo. Para este autor los pacientes afectados de artritis reumatoidea con calidad deficiente del hueso tienen un índice de aflojamiento mayor.

Otros autores como Baldurson<sup>109</sup> (1980), Oettmeier<sup>110</sup> (1992), Hernández-Vaquero<sup>111</sup> (1996) también objetivan los mismos hallazgos, atribuyéndolo a la osteopenia del hueso periacetabular.

Engh<sup>112</sup> (1995), en prótesis obtenidas de cadáver descubrió en estudios hísticos que la calidad del hueso receptor influía en la cantidad de crecimiento óseo que existía en el implante. Así la pérdida de densidad mineral ósea en el fémur receptor se correlacionaba con un menor contenido mineral inicial en el fémur contralateral (Engh<sup>113</sup> 1992, Maloney<sup>114</sup> 1996, Sychterz<sup>115</sup> 1996).

Igualmente los estudios densitométricos realizados en pacientes han confirmado que en el momento de la cirugía la calidad del hueso receptor expresada como contenido mineral, tiene una importante influencia en la prevención del proceso de resorción ósea periprotésica (Nishii<sup>116</sup> 1997, Panisello<sup>117</sup> 1998).

Asimismo el hueso postmenopáusico presenta una osteopenia por desequilibrio biológico entre formación y resorción que afecta

fundamentalmente al hueso esponjoso, en especial en la zona trocantérea rica en él (Ostlere<sup>118</sup> 1991, Peguero<sup>119</sup> 1991).

Este distinto patrón de remodelado periprotésico entre sexos ya fue descrito por Sychterz<sup>115</sup> en 1996, que encontró un promedio de pérdida ósea significativamente mayor en mujeres que en hombres.

Igualmente McGovern<sup>120</sup> (1994) observó usando el mismo implante que en mujeres con una peor masa ósea inicial y un hueso más porótico, como se producían mayores cambios resortivos en comparación con varones usando el mismo implante.

Autores como Engh<sup>113</sup> (1992) y Roberson<sup>121</sup> (1992) y más tarde D'Antonio<sup>122</sup> (1996), encontraron una alta correlación entre el contenido mineral del fémur y la extensión de la pérdida ósea periprotésica, indicando la importancia de la reserva ósea inicial en la extensión de la remodelación ósea.

En conclusión, la calidad ósea es un factor de primer orden en los cambios de remodelación tras una artroplastia total de cadera. Conocer el estado biológico del hueso puede ayudar al cirujano a decidir el tipo de implante y el tipo de fijación que debe usar en cada paciente.

### **1.3.3. Diseño de los componentes protésicos y aflojamiento aséptico**

Hasta ahora se han utilizado diversos tipos de componentes acetabulares no cementados:

- Cilíndricos (Lindenhof, Judet).
- Truncocónicos ( Endler, Mittelmeier, Parhofer, Ring, Zweymüller).
- Elípticos (Lord).
- Hemiesféricos (Butin, Isoelástico, Harris-Galante, PCA ).

La mayoría de los modelos cilíndricos, cónicos y elípticos van provistos de pasos de rosca que permiten atornillarlos directamente al hueso.

Los cotilos de diseño hemiesférico son los que mejor se adaptan al acetábulo; se conserva el hueso subcondral, su adaptación es excelente y las fuerzas pueden transmitirse de forma fisiológica

---

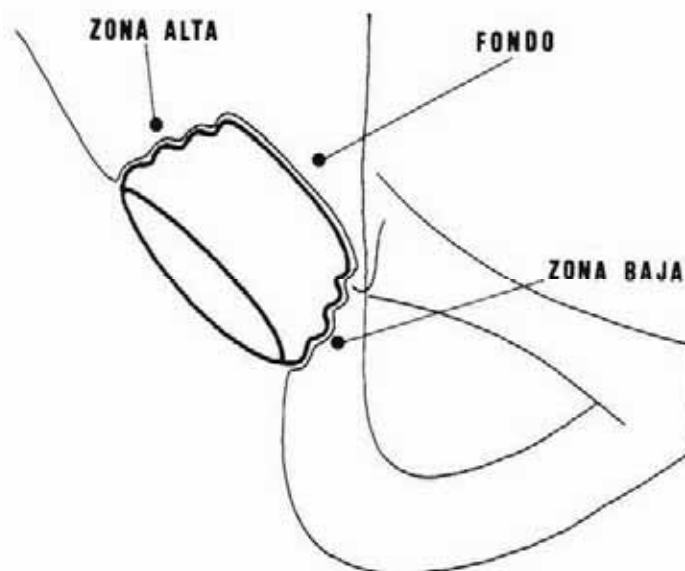
#### **Introducción**

entre la pelvis y el cotilo y de éste a la pelvis. Se preserva la pared medial, el defecto peroperatorio es mínimo y la revisión cuando fuere necesaria sería posible.

Sin embargo, un cotilo hemiesférico en una cavidad tan hemiesférica, no proporciona la estabilidad intrínseca requerida para obtener una estabilidad primaria. Para obtenerla hay que tener en cuenta otras medidas, unos lo consiguen aplanando la zona polar y sobredimensionando los extremos, otros mediante la incorporación de aletas periféricas en el reborde externo.

El ajuste por presión (press-fit) descrito por Morscher<sup>123</sup> (1992) se consigue aplanando el hemiesferio y utilizando un cótilo de 1,5 mm mayor al del tamaño fresado. Así se fija mediante el mecanismo de presa o mordida. Como resultado, las fuerzas no se concentran en la zona 2 de DeLee y Charnley<sup>124</sup> (1976) (figura 1.1.), sino que son transmitidas a la periferia a las zonas 1 y 3.

Los cotilos roscados proporcionan una excelente estabilidad primaria en los estudios de laboratorio, e incluso algunos modelos disponen de una llave dinamométrica que permite medir la fuerza con que se enroscan en la pelvis. Estos modelos se han utilizado preferentemente en Europa, pero a medida que el seguimiento aumenta, también aumenta el número de estabilidades fibrosas y las imágenes de radiolucencia periprotésica.



**Figura 1.1.-** Zonas de De Lee y Charnley. Zona 1 ó alta, zona 2 ó fondo y zona 3 ó baja.

Dentro de los diferentes modelos de cotilos roscados se ha demostrado, tanto desde el punto de vista biomecánico (Bancel<sup>125</sup> 1982) como clínico (Alossa<sup>126</sup> 1993), que el cotilo roscado hemiesférico o en tronco de ogiva es superior al cilíndrico o troncocónico. Así numerosos trabajos muestran un índice de aflojamiento superior al 20 % antes de los 5 años en los de tipo troncocónico.

Un factor importante dentro de los componentes roscados, que determina la solidez de la fijación, es el denominado **paso de rosca**. Según Engh<sup>100</sup> (1990) los cotilos roscados, como los de Lord y Mittelmeier, tienen las espiras más separadas y profundas lo cual permite un mejor anclaje.

Kody<sup>127</sup> (1990) demostró sobre modelos de poliuretano que la solidez de la fijación depende del paso de rosca. Las espiras más anchas, separadas y sin interrupciones ofrecen una mejor fijación. Además una espira afilada permitirá una mejor penetración en el hueso y por lo tanto un mayor contacto hueso-implante. Para él la calidad de la fijación inicial de los componentes roscados en el hueso depende de las características estructurales de éste pero también mucho de las características geométricas de diseño del componente.

Kody también objetiva que el avance del anillo roscado en el lecho acetabular captura hueso entre las espiras. Este mecanismo es generador de sobrecarga y puede contribuir in vivo a la resorción ósea de las virutas secundaria a la necrosis. Esto provoca un halo de tejido fibroso alrededor del implante en un espacio de tiempo relativamente corto después de la implantación, fenómeno ya demostrado por Bobyn<sup>106</sup> (1988). En este estudio el perfil del componente (troncocónico, hemiesférico), la talla y el diseño de las espiras determinan la fuerza de fijación inicial en el material de laboratorio utilizado.

Otro aspecto importante es el referente a la **superficie del implante**. Puparo<sup>128</sup> (1991), utilizando implantes de idéntico diseño encontró mejores resultados cuando éstos tenían un *recubrimiento poroso*. Delanuy<sup>129</sup> (1997) utilizando un cotilo tipo Zweymüller cita este factor como determinante de su bajo índice de aflojamientos. En el trabajo de Puparo se comparan dos componentes hemiesféricos roscados de igual diseño, unos lisos y otros de superficie porosa. Desde el punto de vista clínico no objetiva ninguna diferencia, pero desde el punto de vista radiográfico existe una diferencia significativa: en el grupo de superficie lisa obtiene un índice de inestabilidad radiográfica del 29 % por ningún caso en el grupo de superficie porosa.

## Introducción



Según Havelin<sup>130</sup> (1995), el tipo de recubrimiento parece ser uno de los factores más importantes en la supervivencia de los acetábulos no cementados durante los 6 primeros años.

La mayoría de los componentes acetabulares con superficie porosa, que permiten el crecimiento óseo y la osteointegración para una fijación duradera, son hemiesféricos ya que se adaptan perfectamente a la forma anatómica del acetábulo. Se consigue una estabilidad primaria mediante ajuste por presión y se preserva el hueso subcondral para mantener una correcta transferencia de fuerzas.

Hay tres formas de conseguir estas superficies porosas: sinterización, fibra de malla de titanio (difusión) y espuma plasmática (plasma-spray) (Murcia<sup>131</sup> 1997). Con cualquiera de ellas se pueden conseguir fijaciones definitivas

Un aspecto controvertido es el de la **fijación complementaria**, a la que recurrimos, cuando con el ajuste por presión no se consigue una estabilidad primaria suficiente. Al principio la mayoría de cotos no cementados con superficies porosas, disponían de múltiples orificios, a través de los cuales se podían añadir tornillos para obtener la fijación complementaria.

Los resultados tanto a medio como a largo plazo de los implantes hemiesféricos porosos y no cementados son superiores a los conseguidos con los cotos roscados. Con un seguimiento mínimo de 5 años, Kavanagh<sup>132</sup> (1991) utilizando el modelo PCA presenta un 2,5 % de migraciones acetabulares y Martell<sup>133</sup> (1991) con el coto de Harris-Galante no encuentra ningún implante acetabular inestable en el mismo período de tiempo.

Más recientemente aparecen los recubrimientos bioactivos de los implantes principalmente con *hidroxiapatita*. Nourissat<sup>93</sup> (1995) obtiene buenos resultados a 5 años utilizando el modelo ABG. Tanto Vidalain<sup>94</sup> (1995) con el modelo Corail como Geesink<sup>95</sup> (1995) con el modelo Omnifit obtienen buenos resultados a 7 años. y finalmente Furlong<sup>96</sup> (1993) también lo confirma a 8 años.

#### **1.3.4. Factores biomecánicos y aflojamiento aséptico**

Pilliar<sup>134</sup> (1986) demostró que el crecimiento óseo entre los poros solo ocurre en presencia de una fijación estable inicial, concluyendo que el movimiento que exceda de 0,15 mm provoca la formación de un tejido fibroso entre el implante y el hueso, lo cual también fue demostrado por Albrektsson<sup>135</sup> (1987).

Los estudios clínicos de Engh<sup>88,136</sup> (1987 y 1988) y experimentales de Bobyn<sup>137</sup> (1992) pusieron de manifiesto que la remodelación ósea adaptativa ocurría de forma más pronunciada en aquellos vástagos que tenían una superficie porosa extensa y cuando el componente femoral implantado era de mayor tamaño (diámetro transversal > 13 mm), por tanto más rígido.

Un punto importante es la **rigidez del anillo**. De esta manera los estudios de elementos finitos realizados por Huiskes<sup>138</sup> (1987) así como los trabajos de Massin<sup>139</sup> (1993) sobre hueso de cadáver, demostraron que la implantación de un cotilo roscado a fondo conlleva unas importantes fuerzas de tracción periféricas, un aumento importante de la rigidez del cotilo y la aparición de fuerzas de tensión muy elevadas. Estas podrían llevar a la remodelación ósea con la subsiguiente esclerosis, siguiendo las leyes de Wolf, pero en muchos casos lo que van a producir es la necrosis ósea y la substitución por tejido fibroso.

Otro aspecto importante en el aflojamiento es la transferencia inadecuada de solicitaciones mecánicas o **stress-shielding**. De antiguo es conocido que el tejido óseo reacciona frente a las solicitaciones mecánicas siguiendo las leyes de Wolf. La sollicitación provoca en el esqueleto una tensión determinada que da lugar a cambios no solamente de la masa ósea sino también de la arquitectura del hueso, que se reconstruirá con sus líneas de fuerza oponiéndose a la fuerza sollicitante. Como es lógico el cortocircuito de fuerzas está en gran parte condicionado a la heteroelasticidad de los materiales con respecto al hueso. Los materiales utilizados en las prótesis tienen un menor coeficiente elástico que el fémur que recibe la prótesis, por lo que cuanto mayor sea esta diferencia de coeficiente de elasticidad mayor será el stress-shielding al que se somete el esqueleto receptor.

Es evidente que las circunstancias biomecánicas del tercio superior del fémur cambian de forma substancial cuando tiene una prótesis colocada. La transmisión inadecuada de estas sollicitaciones en el conjunto prótesis-hueso es lo que llamamos stress-shielding; si la sollicitación que es distribuida hacia el esqueleto receptor por la prótesis da lugar a que en un punto determinado del hueso existan más y mayores sollicitaciones que en el hueso normal, hablaremos de stress-shielding positivo y esto dará lugar a una hipertrofia del hueso; si por el contrario la prótesis protege a una zona determinada del fémur de la sollicitación mecánica y éste recibe menos estímulo, este sector óseo sufrirá una atrofia por hiposollicitación con lo que hablaremos de stress-shielding negativo.

### **1.3.5. Factores técnicos y aflojamiento aséptico**

#### **1.3.5.1. Colocación del anillo**

La correcta colocación del anillo exige una penetración completa del mismo hasta obtener el contacto en el fondo, así como una correcta inclinación para evitar en ambos casos que queden espiras que no muerdan el hueso. La utilización de anillos en tronco de ogiva plantea numerosas dificultades en este aspecto frente a los anillos hemiesféricos, hasta el punto de vista de ser necesario un aparataje de centrado para que la cúpula encaje en el lecho labrado. Es evidente que la incorrecta colocación dejará un espacio sin colmar en el fondo del acétabulo así como espiras no roscadas comprometiendo su estabilidad.

Charnley<sup>140</sup> (1975) ya objetivó que la colocación del acetábulo en su situación anatómica disminuye el riesgo de aflojamiento.

En pacientes con protrusión acetabular en artritis reumatoidea Ranawat<sup>141</sup> (1980) demostró que la localización superior del componente acetabular daba lugar a un incremento de las radiolucencias.

Yoder<sup>142</sup> (1988), también demuestra que la colocación del acetábulo con excesiva protrusión intrapélvica favorece el aflojamiento y asimismo objetiva que la localización del centro de rotación tiene influencia sobre el aflojamiento del vástago pero no sobre el del cotilo. Los componentes femorales en los que el centro de rotación está localizado más cerca de la posición anatómica, tienen un índice de aflojamiento inferior al de aquellos cuyo centro de rotación está localizado en posición superior o lateral; se recomienda colocar el acetábulo en posición inferior/lateral respecto al cotilo original. Jonhston<sup>143</sup> (1979), ya había objetivado una disminución de fuerzas generadas cuando el centro de rotación estaba situado en posición inferior y medial.

Callaghan<sup>144</sup> (1985), también objetivó que la localización superior y lateral del acetábulo incrementa el riesgo de aflojamiento de ambos componentes. Lachiewicz<sup>145</sup> (1986), observa migración acetabular y radiolucencias progresivas en los componentes localizados a más de 5 mm superior o medial respecto a la posición anatómica. Witvoët<sup>102</sup> (1993), refiere que una inclinación  $> 50^\circ$  es un factor favorecedor de la migración así como una protrusión excesiva.

### **1.3.5.2. Cirugía de revisión**

El injerto óseo no parece ser un buen lecho para las espiras de un cotilo roscado. Su reabsorción aunque sea parcial llevará a la movilización del componente. Así autores como More<sup>146</sup> (1992) y Witvöet<sup>102</sup> (1993) han obtenido resultados decepcionantes.

### **1.3.5.3. Eliminación del hueso subcondral**

La técnica original de Lord recomendaba el fresado de la cavidad acetabular eliminando el hueso subcondral hasta llegar al tejido esponjoso sangrante. En estos casos se produce la mayor migración vertical, ya que se elimina el efecto de tope de esta importante zona del cotilo, recayendo toda la responsabilidad de la fijación sobre las espiras.

### **1.3.5.4. Penetración de las espiras**

La profunda penetración de las espiras en el hueso es fundamental para obtener el contacto entre el hueso y el implante, y un correcto reparto de presiones.

Convencido de esta necesidad Lord diseñó una terraja cuya utilización era imprescindible para roscar el anillo. La dificultad para encontrar el camino labrado y el diseño de unas espiras más afiladas le hicieron abandonar este paso de la técnica.

En sus trabajos experimentales Schimmel<sup>147</sup> (1988) y Huiskes<sup>138</sup> (1987), roscaban dos anillos en hueso cadavérico y demostraron que el contacto se realizaba solo a nivel de las espiras dando lugar a una alta concentración de presiones en estos puntos, sobretodo en la primera y última espira.

Según Snorrason<sup>108</sup> (1990) si el cotilo roscado no está lo suficientemente penetrado y alguna espira no está cubierta, resulta una pobre fijación.

Según Duparc<sup>148</sup> (1991) la existencia de un espacio en el fondo acetabular (por protrusión excesiva o insuficiencia de roscado) es nefasta porque el anillo pierde parte de su apoyo medial y las fuerzas que tienden a movilizar la cúpula se ejercen a nivel de las espiras, realizándose un apoyo periférico puro.

### 1.3.6. Hipersensibilidad a los materiales constitutivos del implante y aflojamiento aséptico

Los estudios de la zona de contacto en las artroplastias totales de cadera han demostrado que se forma una membrana similar a la sinovial con capacidad para producir prostaglandina E2, colagenasa y otros productos osteolíticos tales como la interleukina-1 y el factor de necrosis tumoral (Eskola<sup>149</sup> 1990, Horowitz<sup>150</sup> 1993).

La reacción de los macrófagos y células gigantes ha sido comparada con la reacción de hipersensibilidad tipo IV. Se han realizado investigaciones de alergenitos, habiéndose implicado a concentraciones elevadas de cobalto, cromo y níquel, particularmente en las prótesis metal-metal (Evans<sup>151</sup> 1974, Benson<sup>152</sup> 1975).

También ha sido descrita la sensibilidad al titanio (Lalor<sup>153</sup> 1991). Blaine<sup>154</sup> (1996), analiza el papel de las partículas de titanio como inductoras de resorción ósea y aflojamiento, al estimular la producción de *factor de necrosis tumoral (TNF- $\alpha$ )* e *interleukina-6 (IL-6)*. Buly<sup>155</sup> (1992) y Margevicius<sup>156</sup> (1994) observan los mismos hallazgos.

### 1.3.7. Polietileno y aflojamiento aséptico

#### **1.3.7.1. Generalidades**

Polietileno es el nombre genérico de un polímero termoplástico obtenido a partir de cadenas de grupos de etileno de alto grado de polimerización. El polietileno interpuesto en las artroplastias reúne cualidades que le permiten actuar de amortiguador y distribuidor de cargas durante el ciclo articular sujeto a grandes tensiones

El polietileno utilizado en cirugía ortopédica se conoce como de ultra-alto peso molecular ("*ultra high molecular weight polyethylene*", UHMWPE), y es el material que con mayor frecuencia se utiliza para el componente acetabular de las prótesis de cadera.

El polietileno de ultra-alto peso molecular se compone en estado sólido, de una fase cristalina englobada en una fase amorfa. Esta *fase cristalina* consiste en filas plegadas de moléculas de carbono, empaquetadas en lamelas de 10-50 nm de espesor y 0,5-5

µm de longitud. La *fase amorfa* está compuesta de cadenas de polímeros enredadas y orientadas aleatoriamente. Además esta fase se encuentra atravesada por moléculas de enlace que interconectan dominios cristalinos distantes y que otorgan resistencia adicional ante la deformidad mecánica. La fase cristalina se suele encontrar orientada de manera aleatoria dentro de la fase amorfa, aunque el tamaño, la forma y la orientación de las lamelas son sensibles a las cargas mecánicas.

### **1.3.7.2. Fabricación y esterilización**

El proceso de fabricación de los implantes de polietileno comienza con la resina o polvo que es el polietileno de ultra-alto peso molecular suministrado por los fabricantes.

Desde 1998 el suministro de polietileno se limita a dos compañías que producen 6 grados o resinas de polímero; *Ticona* suministra (*GUR 1150/GUR 1050/GUR 1120/GUR 1020*); *Montell* suministra (*1900/1900 H*) Estos polietilenos tiene peso molecular diferente pero existen diferencias en su comportamiento frente al desgaste.

La *oxidación del polietileno* es un ataque químico que consiste en la ruptura de cadenas, formación de dobles puentes de carbono en las largas cadenas del polímero, liberación de radicales libres e introducción de oxígeno. La oxidación disminuye la resistencia estática y a la fatiga, a la vez que altera las propiedades de elongación del material, con lo que aumenta el desgaste y la posibilidad de fractura del material. Si bien la oxidación ocurre durante todo el tiempo que el polietileno funciona "in vivo", dada la alta pO<sub>2</sub>, la mayor oxidación se ha detectado durante el almacenamiento después de ser envasado en aire y después de ser esterilizado con *rayos gamma*.

La esterilización con rayos gamma con una dosis de 25 a 40 KGy ha sido el estándar hasta hace poco tiempo. Sin embargo la mayoría de los fabricantes habían abandonado en 1998 esta técnica en respuesta a la creciente evidencia de oxidación y deterioro químico, físico y mecánico del material. El mayor deterioro oxidativo se produce en los implantes irradiados en aire y almacenados largo tiempo. Los implantes utilizados durante el primer año parecen libres de oxidación, mientras que a partir de 6 años el deterioro es la norma. Por otra parte existen millones de componentes implantados "in vivo" y el fracaso no ha sido masivo, por lo que se puede concluir que la oxidación "in vivo" no lleva el mismo ritmo.

---

#### **Introducción**

Actualmente el método más usado de esterilización es la *irradiación gamma en vacío o en medio inerte* (baja presión de oxígeno o nitrógeno).

La alternativa es el *óxido de etileno*, pero requiere una largo ciclo (41 h) y su efecto es superficial aunque no oxida el polietileno. La esterilización con *gas plasma* tiene el mismo problema.

Fuchs<sup>157</sup> (2000), analiza la oxidación del implante de polietileno mediante espectrofotometría infrarroja, utilizando cuatro tipos de esterilización (irradiación gamma con aire y sin aire, óxido de etileno y autoclave), con los siguientes resultados, expresados en números-CO correspondientes a los grados de oxidación (tabla 1.1.):

**Tabla 1.1.**

|                       | OXIDACION SUPERFICIAL | OXIDACION PROFUNDA |
|-----------------------|-----------------------|--------------------|
| <i>Gamma con aire</i> | 0,33                  | 0,37 ( 4,42 mm )   |
| <i>Gamma sin aire</i> | 0,15                  | 0,20 ( 4,35 mm )   |
| <i>Oxido etileno</i>  | 0,22                  | 0,07 ( 2,79 mm )   |
| <i>Autoclave</i>      | 0,62                  | 0,09 ( 2,94 mm )   |

Concluye que la esterilización con óxido de etileno es el mejor método y que la esterilización gamma debe ser sin aire. Recomienda que en la práctica clínica la influencia del aire sea disminuida a fin de reducir al mínimo el deterioro y que los implantes no deben ser almacenados durante mucho tiempo. No obstante no podrán establecerse conclusiones definitivas mientras no existan datos clínicos sobre implantes retirados a largo plazo.

### **1.3.7.3. Desgaste polietileno. Factores implicados**

Las condiciones mecánicas de carga en la superficie articular de los componentes pueden conducir a una deformación plástica cerca de la superficie con reorientación del material. Dado que los mecanismos de desgaste del polietileno convencional están relacionados con la orientación de las moléculas en la superficie articular, el acúmulo de tensiones se puede traducir en mayor desgaste.

Las tensiones de contacto en el polietileno son función del grosor del componente cotiloideo, de la carga y del área de contacto. El desgaste también depende del patrón de movimiento. Utilizando simuladores se han demostrado tasas de desgaste entre 10 y 100 veces menores que en movimiento entrecruzado que son los más parecidos a la cadera real.

Así un factor importante implicado en el desgaste es el tamaño de la cabeza femoral. Las cabezas pequeñas (22 mm) producen más desgaste lineal (penetración) pero menos desgaste volumétrico (menos partículas que las grandes (32 mm). El uso de cabezas intermedias de 28 mm parece ser la mejor solución.

Bartel<sup>158,159</sup> en 1985 y en 1986 estudió la distribución de fuerzas y el riesgo de daño superficial tratando de conformar superficies articulares similares a las de un reemplazo total de cadera con cabezas de 28 y 22 mm. En sus modelos de cotilo los diámetros de las superficies interna (articular) y externa (ósea) se establecieron en 22,2 y 42,2 mm, respectivamente para una cabeza de 22 mm, y entre 28,2 y 42,2, respectivamente para una cabeza de 28 mm. Como el diámetro externo del cotilo es el mismo, el espesor del polietileno acetabular se reduce cuando la cabeza femoral aumenta. Sobre la base del estudio comparativo de las fuerzas, Bartel concluyó que el riesgo del daño superficial del polietileno es menor en las cabezas de 28 mm que en las de 22 mm.

El material de la superficie articular es el más sujeto a desgaste respecto a cualquier otra superficie. El polietileno está más sujeto a desgaste tanto en el par polietileno-metal como el polietileno-cerámica. La tasa de usura del componente acetabular ha sido estudiada mediante mediciones del grosor del mismo en radiografías seriadas, evidenciándose un desgaste medio de 0,15 mm/año para la prótesis de Charnley<sup>160</sup> (1979). Weightman<sup>161</sup> (1973), midió la profundidad del desgaste en diversas prótesis y varias combinaciones de metales con los siguientes resultados (tabla 1.2.):

**Tabla 1.2.**

| <b>Tipo prótesis</b> | <b>Indice desgaste(mm/año)</b> | <b>Coefficiente fricción</b> |
|----------------------|--------------------------------|------------------------------|
| Charnley             | 0,15                           | 0,05                         |
| McKee-Farrar         | 0,013                          | 0,14                         |
| Charnley-Müller      | 0,08                           | 0,07                         |

**Introducción**



El trabajo de McKellop y Clarke<sup>162</sup> (1981) ha hecho posible comparar las propiedades para el desgaste del polietileno frente a varias combinaciones metálicas cuando eran probadas en condiciones reales idénticas, obteniéndose el menor desgaste al contraponer polietileno frente a titanio 6-4.

La introducción de las cabezas de cerámica supuso un importante avance en la reducción del desgaste del UHMWPE. Los estudios clínicos y de laboratorio han demostrado que el desgaste es menor con las cabezas de cerámica que con las cabezas metálicas. La cerámica de Zirconio es un material que resiste bien las fuerzas de stress. Vessa<sup>163</sup> (1995), utilizando tres tipos de cabeza en un simulador (aleación de Co-Cr-Mo y aleación ionizada de Co-Cr-Mo y Zirconia) y relacionando material de la cabeza, diámetro de la cabeza y grosor del polietileno obtiene los siguientes resultados (tabla 1.3.):

**Tabla 1.3.**

| MATERIAL          | CABEZA (mm) | GROSOR (mm) | DESGASTE $\mu\text{m/año}$ |
|-------------------|-------------|-------------|----------------------------|
| Co-Cr-Mo          | 28          | 10,9        | 0,14                       |
| Co-Cr-Mo ionizado | 28          | 10,9        | 0,09                       |
| Zirconia          | 28          | 10,9        | 0                          |
| Zirconia          | 32          | 10,9        | 0                          |
| Zirconia          | 28          | 7           | 0,04                       |
| Zirconia          | 28          | 10,9        | 0                          |

#### 1.3.7.4. Desgaste clínico en cadera

El análisis de la superficie de componentes acetabulares recuperados muestra que existen tres tipos de desgaste :

1.-*Desgaste adhesivo*: -Proceso en el que las asperezas de la superficie del polímero se adhieren a la superficie metálica y son desgastadas. Estas partículas así como los restos de cemento pueden generar el desgaste abrasivo.

2.-*Desgaste abrasivo*: -Este proceso también puede ser producido por asperezas existentes en el metal.

3.-*Desgaste por fatiga*: -Como resultado de la deformación por compresión se forman pliegues o grietas que son capaces de producir la ruptura de pequeñas partículas de polímero.

Finalmente habría que considerar el desgaste por tercer cuerpo producido por las propias partículas desprendidas.

Para determinar el desgaste clínico el método radiográfico y sus variables digitalizadas son el método más frecuente. No obstante con este método se mide el desgaste lineal que tiene una escasa relación entre el particulado y la osteolisis. Esta asociación se ha establecido con el desgaste volumétrico que supone el volumen de partículas de polietileno desalojadas por desgaste, que a su vez está relacionado con el tamaño de la cabeza.

#### **1.3.7.5. Consecuencias del desgaste: particulado y deformación**

Las partículas de polietileno desencadenan a partir de su fagocitosis, la cascada biológica que deriva en la osteolisis periprotésica y el aflojamiento aséptico. La cascada se inicia con el desgaste del polietileno, existiendo una correlación significativa entre la frecuencia de aparición y el tamaño de las osteolisis. El patrón de movimiento de la cabeza femoral en el cotilo se modifica; la penetración de la cabeza provoca cambios en el centro de rotación, disminución de la movilidad, inestabilidad y posible pinzamiento del cuello con el reborde cotiloideo con riesgo de efecto palanca y aflojamiento del cotilo.

#### **1.3.8. Partículas y aflojamiento aséptico**

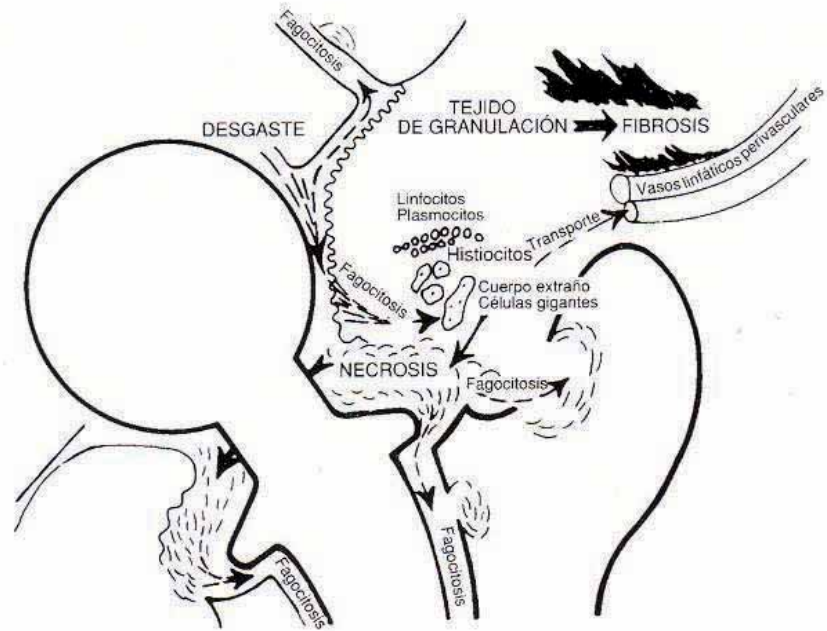
Los métodos de reemplazo articular total se ven limitados por el desgaste de los materiales y la respuesta biológica adversa generada por los restos del desgaste,

Estudios recientes de Stuart<sup>164</sup> (1998) mostraron una amplia variabilidad del número de ciclos de marcha por día en distintos individuos. En algunas personas se contabilizaron más de tres millones de pasos por año, que potencialmente generan cientos de millones de partículas de polietileno y metal cada año.

Esta carga de partículas debe ser almacenada en los tejidos periprotésicos y en localizaciones alejadas (hígado, bazo...). La presencia de un gran número de partículas de desgaste y la acumulación de células fagocíticas mononucleadas en los tejidos periarticulares son una característica típica de las prótesis articulares aflojadas (Vernon Roberts<sup>165</sup> 1977, Willert<sup>166</sup> 1977) (figura 1.2.).

---

#### **Introducción**



**Figura 1.2.-** Esquema de la respuesta biológica adversa generada por las partículas de desgaste.

El tamaño de las partículas de desgaste posibilita la fagocitosis y por lo tanto son englobadas por macrófagos. Esto desencadena una cascada de fenómenos que implican la interacción de macrófagos activados, fibroblastos, osteoblastos, osteoclastos y otras células, que posteriormente inducen la secreción de sustancias que modulan la formación y la resorción de tejido mesenquimático. Las partículas inorgánicas no son digeribles y mantienen el ciclo anterior. La enfermedad por partículas fue denominada originalmente enfermedad por partículas del cemento porque se las consideraba como responsables. Sin embargo otras investigaciones han justificado la utilización del término más generalizado de enfermedad por partículas, pues todas las partículas que pueden ser fagocitadas estimulan a los macrófagos en mayor o menor grado (Murray<sup>167</sup> 1990).

Las partículas de desgaste se originan principalmente en las superficies articulares de la prótesis, y su producción se puede acelerar mucho por la presencia de un tercer cuerpo (material protésico o fragmentos óseos) atrapado entre las dichas superficies. Además el *micromovimiento* de una prótesis contra el hueso circundante y el cemento puede generar otras partículas.

En varios modelos animales se ha simulado aflojamiento de una prótesis mediante una inyección o inyecciones repetidas de partículas de polimetilmetacrilato o de polietileno en una articulación protésica o un implante voluminoso de cemento (Goodman<sup>168,169</sup> 1992 y 1993, Howie<sup>170</sup> 1988). Estos modelos han reproducido algunas de las características radiográficas, hísticas y bioquímicas del aflojamiento protésico y la osteolisis, como son las zonas radiolúcidas y la membrana en la interfaz del cuerpo extraño con niveles más altos de PGE 2, IL 1 y enzimas lisosómicas.

El aflojamiento aséptico representa un buen modelo para estudiar la activación de macrófagos, porque se basa en una respuesta crónica del huésped mediada principalmente por macrófagos (Mohanty<sup>171</sup> 1996). Esta reacción está dirigida contra pequeñas partículas, que se forman por corrosión y por micromovimiento entre el implante y el hueso, y es perpetuada por ellas (Horowitz<sup>172</sup> 1995, Saginario<sup>173</sup> 1995). Como estas partículas no pueden destruirse después de la fagocitosis sobreviene inflamación crónica (Santavirta<sup>174</sup> 1990). Los factores liberados por macrófagos contribuyen al debilitamiento del tejido conectivo alrededor del implante y del hueso periprotésico, lo que determina osteolisis y aflojamiento aséptico. En el aflojamiento aséptico, se han detectado metaloproteinasas y serinproteinasas en la interfase y en los tejidos pseudocapsulares. Kane<sup>175</sup> (1994) estudió la osteolisis en prótesis que sufrieron aflojamiento aséptico, concluyendo que la estimulación de macrófagos y la consiguiente excreción y adsorción de la colagenasa al titanio provocaba activación osteoclástica, resorción ósea y osteolisis

El aumento del número de macrófagos ha sido directamente relacionado con la cantidad de partículas, sobre todo de PE en tejidos recuperados de prótesis aflojadas durante la cirugía o la autopsia (Schmalried<sup>176,177</sup> 1992). Estas partículas migran a lo largo de las regiones periprotésicas accesibles al líquido articular (el espacio articular efectivo). La pérdida ósea radiográfica (osteolisis) y la resorción ósea hística se podrían correlacionar con la aparición de numerosos macrófagos con partículas de desgaste (Schmalried<sup>176,177</sup> 1992, Anthony<sup>178</sup> 1990, Kodaya<sup>179</sup> 1996).

Las células del tejido de interfaz producen muchos factores proinflamatorios que están implicados en el remodelado del hueso y de los tejidos blandos periprotésicos y en condiciones patológicas como la osteolisis. Estos factores comprenden citoquinas, quimioquinas, prostanoïdes, aniones superóxido, metabolitos del ácido nítrico, enzimas lisosómicas,

---

## Introducción

metaloproteínas y moléculas de adhesión. La PGE2 fue uno de los primeros moduladores inflamatorios locales identificados en los tejidos periprotésicos de reemplazos articulares aflojados. Las citoquinas que en general han sido asociadas con osteolisis son TNF $\alpha$ , IL1, IL6 y factor plaquetario del crecimiento. Las quimioquinas y linfoquinas implicadas en las interacciones de partículas y macrófagos son el factor de inhibición de la migración de monocitos, la proteína quimiotáctica de monocitos y la proteína macrofágica inflamatoria.

Se detectó colagenasa mesenquimática -una enzima proteolítica- en células tipo fibroblasto y macrófago y en células epitelioideas de tejidos de prótesis aflojadas (Santavirta<sup>180</sup> 1993). También se hallaron metaloproteínas de la matriz extracelular, como MMP 1,2,3 y 9 en la interfaz y en los tejidos pseudocapsulares de prótesis de cadera aflojadas, lo que sugiere que pueden participar en el debilitamiento del tejido conectivo del lecho protésico (Takagi<sup>181</sup> 1994). Hallazgos similares se han objetivado con la elastasa (Takagi<sup>182</sup> 1995) y la catepsina G (Takagi<sup>183</sup> 1995)

Si bien los macrófagos son el tipo celular predominante en los tejidos que rodean prótesis aflojadas, se han descrito interacciones complejas entre macrófagos, fibroblastos, osteoblastos, osteoclastos y otras células (Horowitz<sup>184</sup> 1994). Hay cierta evidencia que sugiere que los linfocitos T pueden modular o amplificar la reacción inflamatoria macrofágica a partículas de restos (Horowitz<sup>184</sup> 1994). La vía final común de estas numerosas interacciones en presencia de partículas de desgaste es probablemente el osteoclasto o la célula precursora pluripotencial del macrófago y del osteoclasto (estas células tienen como origen el monocito sanguíneo).

Haynes<sup>185</sup> (1998) analizó si las partículas de distintos materiales protésicos inducen una respuesta por diferentes mediadores, para lo cual estudió la respuesta de monocitos humanos a partículas metálicas de aleación de cromo-cobalto (CoCr) de fundición y forjadas, acero inoxidable y aleación de titanio-aluminio-vanadio (TiAlV). Los resultados avalan el concepto de que partículas de diferente composición química inducen distintas respuestas biológicas. De todos modos la composición del metal no es el único factor que determina la respuesta biológica, ya que este estudio ha demostrado que la capacidad de las partículas de desgaste para inducir liberación de citoquinas también depende de la concentración de partículas. En tejidos de revisión se han comunicado concentraciones de titanio de alrededor de 818  $\mu\text{m}/\text{ml}$  (Willert<sup>166</sup> 1977).

En conjunto, las variables mecánicas, biológicas, del material, del paciente y del cirujano ayudan a determinar si un implante se integra al hueso circundante o si desadapta con el tiempo (Albrektsson<sup>135</sup> 1987). Aunque haya integración ósea, el desgaste concurrente de los materiales protésicos genera numerosas partículas que deben ser acomodadas por los tejidos locales. Los estudios in vivo, in vitro y de recuperación tisular han demostrado una participación importante de las partículas de desgaste en la etiología y la patogenia del aflojamiento y la osteolisis de los reemplazos articulares.

Según las teorías previas sobre el aflojamiento aséptico hay dos maneras diferentes de prevenir este hecho. Durante los últimos años se ha logrado cierta mejoría como resultado del desarrollo de mejores implantes y materiales de fijación. Ahora se están implementado nuevos enfoques como implantes revestidos de diamante (Aspenberg<sup>186</sup> 1996, Nordsletten<sup>187</sup> 1996).

Otra manera de prevenir el aflojamiento aséptico es inhibir la reacción del huésped. Con este propósito se han indicado los *bifosfonatos*, análogos químicos del pirofosfato que ejercen efectos antiosteolíticos, anticolagenolíticos y antimacrofágicos (Frith<sup>188</sup> 1998, Teronen<sup>189,190</sup> 1997). Los bifosfonatos se unen a la matriz ósea y son liberados en sitios con alta actividad osteoclástica. El medio ácido originado por los osteoclastos determina la liberación de bifosfonatos, que después se desplazan hacia el interior de la célula. Esto causa un cambio morfológico del osteoclasto, que pierde su borde rugoso y su capacidad para reabsorber hueso (Sato<sup>191</sup> 1991)

### 1.3.9. Aflojamiento aséptico. Otros factores y teorías

En el aflojamiento deben participar otros factores en relación con la *carga mecánica*, y no solamente las partículas. Uno de estos factores puede ser la *presión de líquido*.

Después del establecimiento de una membrana fibrosa en la interfase este factor siempre puede estar presente y la presión local de líquido en las diferentes regiones de la membrana se combina con factores mecánicos como son la posición de la prótesis y el peso del paciente. La membrana fibrosa contiene líquido y en teoría la presión hidráulica aumentará de manera sustancial con la carga sobre la prótesis. En la situación extrema con un componente fibroso fácilmente deformable y sin alguna vía de escape para el líquido, toda la carga se transformará en presión hidráulica. Así la cavidad

pseudoarticular ha mostrado una presión de hasta 700 mmHg al caminar, subir escaleras o levantarse de la posición sedente (Anthony<sup>178</sup> 1990). Las altas presiones intracapsulares son comunes en las prótesis aflojadas: la ecografía muestra que provocan distensión capsular (Robertsson<sup>192</sup> 1997). Esta es menor en los casos sin aflojamiento clínico manifiesto, lo que indica indirectamente que la presión también puede ser más baja (Robertsson<sup>192</sup> 1997). Experimentos en especímenes humanos han mostrado comunicación del líquido entre la pseudoarticulación y la interfase cemento-hueso, de manera que habría fluctuaciones de presión a lo largo de todo el espacio articular efectivo (Liebs<sup>193</sup> 1997).

En 1997 y 1998 Van de His<sup>194,195,196</sup>, investigó este fenómeno en un modelo experimental. Aplicó una superficie de Ti sobre hueso cortical en conejos después de escindir el periostio. A las 6 semanas había encaje ajustado entre hueso y Ti. Después sometió una pequeña zona bajo el implante a presión hidráulica constante de 200 mm Hg durante 2 semanas y esto indujo una resorción ósea masiva bajo el área comprimida. El tejido de granulación que reemplazó las partes del hueso reabsorbido presentaba una estructura similar al granuloma de aflojamiento. Se observaron grandes cantidades de macrófagos que contenían partículas. Después se repitió el experimento con 2 horas diarias de compresión con una fuerza fluctuante de 50 a 150 mmHg. En este caso la resorción ósea también fue reproducible, pero se reabsorbieron volúmenes menores. En un tercer experimento se aplicó *micromovimiento*. Primero se permitió que se formase una nueva capa de tejido de 50 µm entre el hueso cortical y el implante durante las dos primeras semanas y después se aplicó una carga cíclica conocida. Esto tenía por objeto estimular un aumento local de la presión de líquido por compresión de una membrana fibrosa. Nuevamente se produjo resorción ósea. En los tres casos la resorción fue precedida de desaparición de osteocitos de las lagunas cercanas a las zonas comprimidas. En apariencia la alta presión lesionó los osteocitos superficiales o causó apoptosis (muerte celular programada) de los osteocitos, que se sabe puede propagarse a zonas más profundas del hueso (Qui<sup>197</sup> 1997). Por ende, los efectos de la alta presión parecieron destruir los osteocitos, más que estimular directamente los osteoclastos. En este experimento el hueso necrótico aparentemente fue reabsorbido al igual que en la osteonecrosis.

Los gradientes locales de presión de líquido determinarán flujo líquido intersticial. Es probable que los efectos fisiológicos de la carga sean mediados por este flujo de líquido (Duncan<sup>198</sup> 1995), que se sabe que ejerce un efecto importante sobre el

tejido mesenquimático indiferenciado. La presión del líquido puede provocar la necrosis de osteocitos con la consiguiente osteolisis. Existe una presión líquida de esta magnitud alrededor de una prótesis una vez que se forma el tejido fibroso. Cabe postular que la osteolisis periprotésica es causada principalmente por presión hidráulica. Esta hipótesis se adapta mejor al valor predictivo de la posición del componente, que la hipótesis de las partículas.

### **1.3.10. Cemento acrílico y aflojamiento aséptico**

Finalmente se analiza el papel del cemento en el aflojamiento aséptico. Aunque los dos modelos de cotilos no son cementados, en el caso del cotilo autorroscado de titanio, el componente femoral es cementado. Por este motivo consideramos que es necesario analizar el posible papel del cemento y lo incluimos en este apartado.

#### ***1.3.10.1. Generalidades***

Un amplio grupo de factores relacionados con el aflojamiento aséptico, se relaciona directamente con el cemento acrílico, ya sea por su deterioro físico, por las alteraciones que su presencia condiciona en la biomecánica de la región superior del fémur, por efectos de citotoxicidad, por incapacidad del organismo de eliminar sus residuos o por una supuesta reacción de hipersensibilidad al mismo.

El polimetilmetacrilato de metilo (PMMA) se utiliza en forma de autopreparación como cemento para las artroplastias totales, como complemento de la fijación vertebral y como relleno de fracturas patológicas. Puede moldearse durante la cirugía antes de la polimerización y por ello puede adaptarse en cada caso.

La forma utilizada ahora no ha cambiado esencialmente del cemento desarrollado para John Charnely por Dennis Smith, un científico de materiales de la Universidad de Manchester. El cemento acrílico polimetilmetacrilato es un polímero del éster del ácido metacrílico (metacrilato).



### **1.3.10.2. Polimerización y preparación**

El cemento óseo tiene dos componentes, uno *líquido* y otro *pulverizado* o en polvo, que deben ser mezclados durante la operación. Cerca del 90 % del peso del *componente pulverizado* está constituido por partículas de PMMA o copolímeros aleatorios, en su mayor parte metimetacrilato (MMA), junto con pequeñas cantidades de otros monómeros como estireno. La mayoría de las partículas son esféricas y tienen un diámetro que varía entre 30-150  $\mu\text{m}$ . El restante 10 % del polvo es radioopaco por la presencia de agentes de contraste como el *sulfato de bario* o *dióxido de zirconio*. También se encuentra presente el *peróxido de benzoilo* que es un iniciador de la polimerización.

El *componente líquido* es incoloro, inflamable, de olor ligeramente ácido, constituido en un 97 % de monómero de metacrilato MMA y en un 3 % de *N,N-dimetilparatoluidina* (DMPT) y una pequeña cantidad de una *hidroquinona* retardadora de la polimerización.

Cuando se mezcla el polvo con el líquido se desencadena un rápido proceso por la reacción entre el peróxido de benzoilo del polvo y la DMPT del líquido. Esta reacción produce la liberación de radicales benzoilos que promueven la polimerización de los MMA. Esta polimerización llega al 90 % en alrededor de 5 a 15 minutos. Se trata de una reacción exotérmica durante la cual puede escapar algún monómero.

Una polimerización incompleta tiene como resultado áreas focales de deslaminación microscópica y debilidad, que pueden producir microfracturas, especialmente cuando se comprime en una geometría irregular. Las condiciones ambientales influyen sobre los procesos físicos y químicos y afectan a las propiedades del cemento. La curva de formación y todas las fases se acortan si aumenta la temperatura ambiente.

Incrementando la cantidad relativa de monómero aumenta la cantidad de calor que se desprende durante la polimerización, prolonga el tiempo de preparación y aumenta la cantidad de monómero libre disponible en los tejidos con incremento potencial de la toxicidad. Se deben mezclar lotes completos de cemento tal como los proporciona el fabricante, teniendo cuidado de evitar que se derrame cualquier componente porque el cambio en la relación polvo-líquido puede afectar al manejo y a las propiedades finales.

El tamaño, el espesor y el peso del cemento determinan la temperatura exotérmica máxima. La generación de calor es función de la cantidad del monómero que reacciona, y la disipación de calor es función del área y de la temperatura circundantes. El equilibrio de estos dos procesos determina el aumento de temperatura producido en los tejidos. Esta es otra preocupación respecto a la temperatura máxima que alcanza el PMMA; si los acrílicos se calientan muy rápidamente o se permite que se calienten demasiado, aumenta la porosidad y disminuye la resistencia mecánica.

### ***1.3.10.3. Propiedades físicas***

Los procesos industriales pueden producir un PMMA sin huecos, transparente. En el área clínica, el cemento tiene de un 3 a 11 % de porosidad, lo que altera las propiedades mecánicas y físicas. Pequeños huecos esféricos son responsables de gran parte de la porosidad y se cree que resultan de la volatilización del monómero cuando se genera calor durante la polimerización. La conductividad térmica pobre del PMMA evita la disipación eficiente del calor, y durante la preparación produce zonas muy calientes que pueden exceder el punto de ebullición del monómero de metacrilato (100,3° C). La aplicación de presión externa puede elevar el punto de ebullición y disminuir la porosidad del cemento óseo. La presurización externa reduce también los poros de formas irregulares que resultan de la penetración insuficiente del monómero en el polímero. Se requieren presiones de 27,6 Mpa, muy por encima de la presurización quirúrgica alcanzable para producir cementos acrílicos libres de porosidad. La investigación reciente ha demostrado que una gran parte de la porosidad que se encuentra en la interfase implante-cemento es resultado del aire que penetra en el cemento cuando se inserta la prótesis.

El proceso de polimerización crea huecos en el cemento final. Durante las fases tempranas del mezclado, cuando el monómero se está disolviendo, la masa de cemento aumenta de volumen de un 3 a 5 %. Posteriormente el volumen se contrae un 5 a 7 % al polimerizarse el monómero. Sin embargo, en esta fase la masa de cemento está parcialmente formada y no puede contraerse por completo, por lo que se forman poros internos. Los poros internos si son esféricos o irregulares, elevan la carga que deteriora las propiedades materiales óptimas del cemento. Los huecos disminuyen el área transversal del cemento y pueden ser también iniciadores de fisura.

Varios grupos de investigación han experimentado la centrifugación y la mezcla al vacío para disminuir la porosidad del cemento. Las técnicas han tenido éxito para producir un cemento con menor nivel de porosidad. De especial interés es que ambas técnicas eliminan virtualmente los huecos grandes que pueden tener efectos catastróficos sobre la resistencia. El efecto clínico de la reducción de la porosidad ha sido debatido basándose en la evidencia experimental y clínica.

El cemento tiene la capacidad de absorber pequeñas cantidades de líquido tanto por absorción como por adsorción. Se ha documentado aumento en el peso del cemento. El equilibrio del contenido de humedad conduce generalmente a una reducción del 3 % de la carga compresiva final en comparación con los especímenes secos. Cuando el agua o los líquidos biológicos llenan los poros del PMMA, pueden producir plasticidad y aumentar el grado de deformación antes de la fractura. El agua puede inhibir también el crecimiento de la fisura en los defectos y disipar las cargas de manera más uniforme en el material.

#### ***1.3.10.4. Propiedades mecánicas***

El requerimiento de la polimerización en condiciones ambientales tiene como resultado un polímero de menor peso molecular promedio con una dispersión más amplia de los pesos moleculares.

In vivo el PMMA polimerizado se caracteriza por diferentes propiedades de resistencia y fragilidad. De acuerdo con Lee<sup>199</sup> (1978), estas propiedades están influidas por variables extrínsecas que están totalmente fuera, enteramente dentro o dependen en parte del control del cirujano.

Los factores no controlados por el cirujano se relacionan con la temperatura y la humedad ambiental, los índices de carga y el envejecimiento o edad del cemento. Las variables que pueden ser enteramente controladas son el uso de los rellenos radioopacos, el agregado de antibióticos, la presencia fibras o partículas de segunda fase, las técnicas de mezcla e inserción que pueden afectar la porosidad y viscosidad residual y la presión con que se aplica el cemento. Las variables que pueden ser parcialmente controladas serían la inclusión de sangre y restos de tejidos, la presencia de irregularidades en el manto conformado de cemento, la falta de compactación física del cemento y finalmente el espesor de cemento.

Se ha evidenciado como el cemento acrílico sometido a carga compresiva, presenta fisuras o fracturas iniciadas sobre todo a nivel de los espacios vacíos observables tras la polimerización del mismo (Jasty<sup>200</sup> 1986) Esto favorecería la ruptura y posterior desprendimiento de fragmentos de cemento, a nivel de la interfase cemento-hueso, aún en prótesis bien fijadas.

Por otra parte, el manto de cemento acrílico que distribuye las fuerzas transmitidas al componente femoral hacia el hueso periprotésico, se ve sometido a ellas con diferente intensidad, según la zona considerada (Jones<sup>69</sup> 1987). Así las fuerzas de compresión son marcadas en la zona medial-superior, y las de cizallamiento en la lateral-superior. Ello puede condicionar fracturas en el cemento a nivel de la porción superomedial del mismo, origen de desestabilización de la interfase cemento-hueso y de desprendimiento de partículas con capacidad de inducir una respuesta defensiva por parte del organismo.

Así diversos autores han promovido la hipótesis de que la respuesta del organismo a estas partículas pueda ser la causa primaria del aflojamiento de implantes estables (Willert<sup>45</sup> 1974, Freeman<sup>81</sup> 1983

#### ***1.3.10.5. Interfase hueso-cemento***

El cemento acrílico de hueso no es un adhesivo. La única fuente de integridad mecánica entre el cemento de hueso y la estructura adyacente es su unión mecánica.

La resistencia de la interfase hueso-cemento está directamente relacionada con área de superficie o con la fijación y el grado de penetración. La densidad del hueso esponjoso en el lado vital o vivo de la interfase es un factor importante de la resistencia de la unión de la interfase hueso-cemento En el hueso cortical denso donde hay poca penetración del cemento, disminuye la resistencia de la interfase. La inserción precoz del cemento cuando su viscosidad es menor, la limpieza minuciosa y el lavado del lecho óseo, y la presurización del cemento, mejoran la integridad mecánica y la resistencia de la interfase hueso-cemento.

### **1.3.10.6. Toxicidad**

Ocasionalmente se ha asociado el colapso cardiovascular o el paro cardíaco al uso quirúrgico del PMMA. No se ha encontrado relación cuantitativa entre las concentraciones máximas de metilmetacrilato o ácido metacrílico y la reducción de la presión arterial en los pacientes. El inicio de la hipotensión (generalmente de 30 a 75 segundos después de la inserción del cemento acrílico) siempre precede a la aparición de metilmetacrilato o ácido metacrílico (producto del metabolismo del anterior) en el suero.

En pacientes que desarrollan colapso cardíaco se han identificado de forma constante en estudios postmortem émbolos de grasa y otros contenidos de la médula ósea en el sistema pulmonar. La elevación transitoria de la presión intramedular se correlaciona con la inserción del cemento en el canal femoral durante la artroplastia total de cadera. Se ha planteado la hipótesis de que las elevadas presiones intramedulares podrían precipitar embolización grasa y se han registrado presiones de hasta 900 mm Hg durante la inserción del componente femoral. La albúmina radioactiva colocada en el canal femoral antes de la inserción del cemento o del componente de la prótesis aparece en el pulmón 10 a 120 segundos después del cementado. Así pues parece que los cambios cardiovasculares resultan de la embolización de grasa y contenido de la médula ósea que inician la agregación de plaquetas y fibrina en la circulación pulmonar.

Así Charnley<sup>201</sup> (1970), ya atribuyó este fenómeno al embolismo graso pulmonar, mientras que autores como Ellis<sup>202</sup> (1974), Weissman<sup>203</sup> (1984).y Tera<sup>204</sup> (1984) lo atribuyeron a absorción del monómero y efecto cardíaco directo.

### **1.3.10.7. Hipersensibilidad a los componentes del cemento**

Respecto al cemento acrílico se ha comprobado en algunos casos hipersensibilidad cutánea local al monómero y se ha postulado una posible relación con el aflojamiento por hipersensibilidad al metilmetacrilato (Charnley <sup>205</sup>1970).

En la pseudomembrana fibrosa entre cemento-hueso que rodea al implante cementado aflojado existe una reacción macrofágica intensa a cuerpo extraño hacia el PMMA y otras partículas de desgaste (Goldring<sup>206,207</sup> 1983 y 1986, Maguire<sup>208</sup> 1987, Goodman<sup>209</sup>

1989, Willert<sup>210</sup> 1990). Esta respuesta a cuerpo extraño favorece la osteólisis y el aflojamiento mediado por las sustancias liberadas por la activación de macrófagos. (Murray<sup>167</sup>1990, Amstutz<sup>211</sup> 1992, Jiranek<sup>212</sup> 1993, Chiba<sup>213</sup> 1994, Harris<sup>214</sup> 1994) (figura 1.2).

Agentes de contraste, preferentemente el *sulfato de bario* (Ba SO<sub>4</sub> ) y el *dióxido de zirconio* (ZrO<sub>2</sub>) son añadidos al cemento como medios de contraste para el seguimiento radiográfico. La adición de contrastes radioopacos altera las propiedades del cemento. Aunque los cambios en la mecánica del cemento sean insignificantes los agentes radioopacos son tan resistentes como la cabeza metálica, y si consiguen entrar en el espacio articular pueden causar daño en las superficies articulares incrementando el ritmo de producción de partículas de desgaste de polietileno (Imsac<sup>215</sup> 1987, Caravis<sup>216</sup> 1990).

Existen evidencias de que la presencia de estos agentes provoca una respuesta patológica en los tejidos circundantes. La inyección intradérmica de Ba SO<sub>4</sub> en animales de experimentación provoca una reacción a cuerpo extraño (Adams<sup>217</sup> 1976). Asimismo el bario intensifica la respuesta inflamatoria al PMMA (Lazarus<sup>218</sup> 1994). También han sido descritos granulomas epitelioides después de la inyección de ZrO<sub>2</sub> (Adams<sup>217</sup> 1976).

Se ha demostrado que los macrófagos en respuesta al PMMA que contiene sulfato de bario y otros implantes biológicos tienen la capacidad de diferenciarse en células osteoclasticas con capacidad de reabsorber hueso (Sabobkar<sup>219</sup> 1997). En este estudio SabobKar, sugiere que la presencia de elementos radioopacos en el cemento óseo puede contribuir a la resorción ósea y al aflojamiento aséptico, al intensificar la diferenciación macrófago-osteoclasto, y que el PMMA con sulfato de bario se asocia con un 50 % más de resorción ósea que cuando contiene dióxido de zirconio.

Haddad<sup>220</sup> (1996), describe el papel de la *N,N-dimetilparatoluidina* (DMPT), el agente que se utiliza como acelerador del proceso de polimerización del PMMA, en el aflojamiento aséptico mediado por mecanismo de hipersensibilidad. En su estudio obtiene una relación significativa  $p < 0,001$  entre aflojamiento aséptico precoz e hipersensibilidad cutánea a la DMT. La DMT es una amina terciaria aromática que se encuentra presente en diversas concentraciones en todos los cementos óseos que se utilizan comúnmente. La hipersensibilidad a la DMT ha despertado cierto interés en la literatura odontológica, en relación con la "estomatitis por

---

## Introducción

*contacto" y el "síndrome de la boca dolorosa por dentadura postiza" (Kaaber<sup>221</sup> 1979, Tosti<sup>222</sup> 1990).*

El eventual papel de la hipersensibilidad a la DMPT en el aflojamiento aséptico de sustituciones de cadera tiene importantes implicaciones laborales. Podría haberse producido una importante exposición previa a la DMT en los trabajadores que utilizan colas industriales y en los cirujanos, dentistas y personal de quirófano. Esta sensibilización podría hacer que estos grupos de la población fuesen más susceptibles al fallo rápido de las artroplastias cementadas.

La hipersensibilidad a la DMT podría contribuir al aflojamiento precoz y catastrófico de algunas sustituciones totales de la cadera cementada. Un tema importante es la posible sensibilización debida a exposición dental o laboral anterior a esta DMT y otro es el tipo de reoperación utilizado después de un aflojamiento precoz.

## 1.4. La prótesis no cementada de Mittelmeier

### 1.4.1. Historia y desarrollo

A la vista de los fracasos de la prótesis acrílica de Judet, Heinz Mittelmeier estudió desde el punto de vista histológico, la reacción del organismo a este tipo de implante. Ello le llevó a la conclusión de que los fallos de la fijación de la prótesis de Judet eran atribuibles no solo a reacciones de cuerpo extraño contra los detritus desprendidos del polimetimetacrilato, sino también a efectos biomecánicos, que condicionaban acúmulos de fuerzas en determinados puntos del hueso receptor con resorción del mismo (Mittelmeier<sup>50</sup> 1976).

Entonces sugirió que aumentando el área de contacto del implante con el hueso receptor, se mejoraría la distribución de fuerzas, evitándose de esta forma las zonas de sobrecarga que podían producir osteolisis y condicionar el aflojamiento del implante. No es hasta 1969 que inicia el desarrollo de una prótesis basada en el concepto de aumentar el área de contacto para disminuir las zonas de sobrecarga. Se trataba de un implante para anclaje directo en el hueso sin mediación del cemento acrílico (Mittelmeier<sup>50</sup> 1976).

Para el componente femoral desarrolló un vástago (tipo Mark I) metálico, en el que existían unos entrantes y salientes horizontales que permitían el crecimiento óseo entre los mismos y la fijación del implante en una amplia área de contacto. Histológicamente se demostró en experimentos en perros y ovejas, que se conseguía una fijación gracias a la capacidad osteogénica del hueso receptor (Bielh<sup>223</sup> 1975 ).

Para el componente acetabular desarrolló un modelo metálico con espiras en su cara externa a fin de enroscarlo en el acetábulo y de forma troncocónica con el objeto de conseguir un buen anclaje por el efecto de expansión que se consigue al enroscar una pieza de la morfología mencionada. El tipo de articulación era inicialmente metal-polietileno, ya que la cabeza protésica era de polietileno, intercambiable, con la posibilidad de proporcionar tres longitudes de cuello.

Inició el uso clínico de este tipo de prótesis no cementada en el año 1973. La observación de casos de desgaste de la cabeza femoral y formación de granulomas reaccionales, hizo que buscara



otro material constitutivo para la articulación protésica (Mittelmeier<sup>224</sup> 1984).

A principios de la década de los setenta se asistía en Alemania al estudio de la cerámica en sus aplicaciones en medicina. Existía en clínica el antecedente de la utilización de cerámicas en defectos óseos (Hulbert<sup>225</sup> 1972), y en artroplastias de cadera. Boutin<sup>226</sup> en Francia había utilizado en 1972 una cerámica de alta densidad como material constitutivo del componente acetabular y cabeza protésica, en artroplastias de cadera inicialmente cementadas.

Mittelmeier investigó sobre un tipo de cerámica de alta densidad (BIOLOX<sup>®</sup>) constituida por óxido de aluminio ( $Al_2O_3$ ) de gran pureza, formada por sinterización de partículas de pequeño tamaño de alrededor de 4  $\mu m$ , que cumplía las exigencias necesarias para servir de material en un implante articular: *estabilidad* del material implantado en el organismo, *biocompatibilidad*, elevada *resistencia* mecánica sobre todo a la fatiga, alta resistencia al *desgaste* y reducida *fricción* (Dawihl<sup>227</sup> 1979).

Diversos estudios biomecánicos en el animal de experimentación, constataciones obtenidas durante intervenciones en cirugía de recambio, así como la experiencia clínica acumulada, permitieron comprobar que la cerámica de alta densidad era un excelente material para la articulación protésica (Dörre<sup>228</sup> 1977, Harms<sup>229</sup> 1979, Dörre<sup>230</sup> 1983 ).

La estabilidad en el medio orgánico se había demostrado en implantes dentales de este material de hasta 18 años de antigüedad (Dörre<sup>228</sup> 1977). La biocompatibilidad se demostró en la cavidad peritoneal, músculo, hueso y en implantes articulares de animales de experimentación, apreciándose una ausencia de citotoxicidad por parte de las pequeñas partículas de cerámica así como una reacción histológica benigna tanto al contacto con fragmentos de pequeño tamaño como a bloques de cerámica (Harms<sup>229</sup>).

Los experimentos biomecánicos demostraron que aunque la resistencia a la flexión y al choque es inferior a los metales plásticamente deformables, estos valores así como la resistencia a la fatiga, hacían a la cerámica densa adecuada para su misión de articulación sustitutiva (Dörre<sup>228, 231</sup> 1977 y 1982). El desgaste y la fricción del par cerámica-cerámica eran de muy baja gradación. El coeficiente de fricción se estimó en 0,035 (en la articulación natural es de 0,02), muy por debajo del par metal-polietileno (0,15 ) y su desgaste era 10 a 20 veces

inferior al que se da en la articulación entre metal y polietileno (Dörre<sup>232</sup> 1978, Dawihl<sup>227</sup> 1979).

Así, diseñó un componente acetabular similar al metálico pero de cerámica con inicialmente cinco tamaños (52 / 58 / 64 / 68 y 72 ) adaptable a cabezas de 32 y 38 mm según la talla del acetábulo (figura 1.6.). La cabeza de la prótesis también era de cerámica, intercambiable en tres largos de cuello, que se caracterizan por una excelente tolerancia por parte del organismo y que presenta una superficie con gran pulidez (entre 0,1-0,05  $\mu\text{m}$ ) El sistema de fijación al resto del implante femoral era mediante bloqueo a presión en un pivote cónico situado en la porción superior del vástago.

Debido a que la cerámica presenta poca resistencia a la flexión, no pudo utilizarse como material constitutivo del vástago femoral. Se utilizó una aleación metálica de Cr-Co de alta resistencia (ENDOCAST®) (Mittelmeier<sup>233</sup> 1983).

La utilización clínica de la prótesis de cerámica se inició en 1974. Durante los dos primeros años el vástago femoral utilizado presentaba una sección elipsoidal y en su superficie entrantes y salientes horizontales (Mittelmeier<sup>234</sup> 1976). El porcentaje de aflojamientos fue alto (19 %) y la estabilidad rotacional pobre (Mittelmeier<sup>224</sup> 1984) (figura 1.3.).

Por ello se desarrolló otro modelo (Mark II) en el que se aumentó el grosor del mismo, se modificó la morfología de la superficie que adoptó un aspecto alveolado en panal de abeja destinado a la fijación del implante mediante el crecimiento óseo y la incorporación de injertos de esponjosa colocados a este nivel, y se añadió un alerón antirotatorio en la porción superoexterna del mismo. Además la gama de vástagos de diferente grosor y longitud fue aumentada, de manera que pudiera adaptarse mejor el componente femoral a las exigencias de cada caso (Mittelmeier<sup>224</sup> 1984) (figura 1.4.). La utilización clínica de este tipo de vástago Mark II fue iniciada por Mittelmeier en 1976.

La existencia de un alto porcentaje de algias crurales que se relacionan con aflojamiento del vástago (Mittelmeier<sup>224</sup> 1984) así como una tasa relativamente alta de aflojamientos de éste, movió a Mittelmeier a modificar el vástago Mark II. Se añadieron microesférulas de la misma aleación con lo que se pretendía una mejor fijación del componente femoral a través del crecimiento óseo periprotésico. En 1984 se inició la utilización clínica de este nuevo tipo de vástago (Mark III) (Mittelmeier<sup>235</sup> 1988) (figura 1.5.).

## **Introducción**

### 1.4.2. Indicaciones y técnica quirúrgica

Las indicaciones recayeron en las alteraciones de la articulación coxofemoral tributarias de artroplastia sustitutiva, inicialmente en pacientes menores de 60 años, con un tipo de patología que no comportara una rarefacción ósea marcada ni una capacidad osteogénica disminuida.

La técnica de implantación se especifica más adelante, en el capítulo de material y método.

### 1.4.3. Resultados. Complicaciones y situación actual

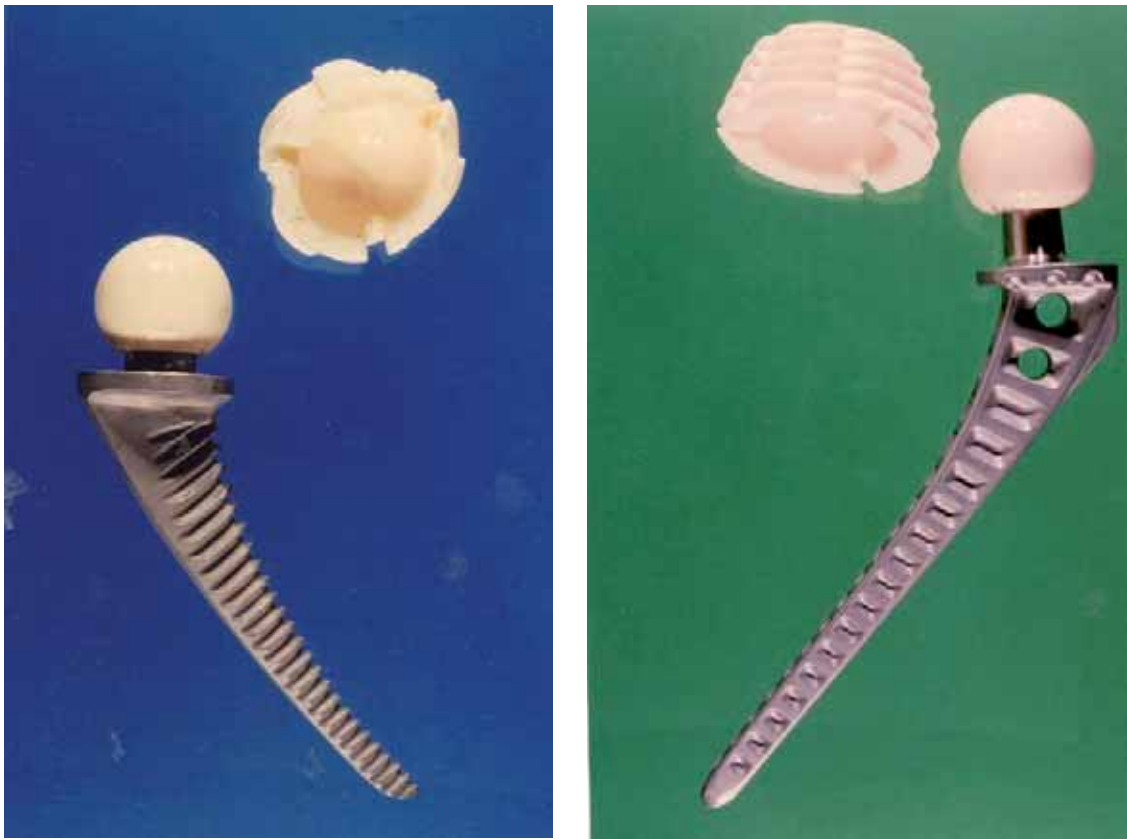
Los porcentajes de buenos resultados con este modelo de prótesis son variables. Se aprecia una tendencia a la mejoría del resultado clínico en cuanto al dolor a lo largo del tiempo de evolución y también la impresión subjetiva del paciente es a veces mejor que la valoración del cirujano (Fernández Sabaté<sup>236</sup> 1985, Szulc<sup>237</sup> 1989). En un 25 a 30 % de casos (Fernández Sabaté<sup>236</sup> 1985) en las valoraciones iniciales, los pacientes presentan dolor de tipo mecánico al iniciar la deambulacion o cuando ésta se prolonga, localizado en la región crural anterior o lateral. Este decrece a lo largo del primer a segundo años de evolución. Su persistencia se asocia a la existencia de un aflojamiento del vástago femoral (Mittelmeier<sup>224</sup> 1984). Se han apuntado varios mecanismos como causantes del dolor entre los que cabe mencionar alteraciones del patrón de distribución de fuerzas que produce zonas de sobrecarga y, micromovimientos del implante por insuficiente llenado medular.

El estudio radiográfico de la articulación cerámica-cerámica, ha demostrado que en los casos en que la prótesis está implantada con correcto ángulo de inclinación del acetábulo, no se aprecia desgaste en los componentes, como se deduce de la ausencia de excentricidad de la cabeza protésica. Por otra parte, los estudios de desgaste de piezas protésicas obtenidos en cirugía de recambio por diversos motivos mostraron que en los casos de prótesis técnicamente bien colocadas, la tasa de desgaste es de 2,6 micras al año para el acetábulo y 5,4 micras al año para la cabeza lo que representa 40 a 80 veces menos desgaste que la prótesis polietileno-metal (Mittelmeier<sup>224</sup> 1984).

También por estudio de especímenes obtenidos en cirugía de revisión, se demostró la ausencia de reacción marcada a cuerpo extraño contra las partículas desprendidas de cerámica, tal como habían predicho las experiencias preliminares en el animal de

experimentación. Parece que el desprendimiento de partículas de cerámica en pequeña proporción y de pequeño tamaño (1-2 micras), hace que los macrófagos que las fagocitan puedan eliminarlas localmente a través del sistema sanguíneo y linfático (Mittelmeier<sup>224</sup> 1984).

No obstante el creciente incremento en las tasas de aflojamiento ha llevado al abandono de la utilización de este modelo. En el capítulo correspondiente a la discusión se realiza un análisis amplio de lo mencionado anteriormente.



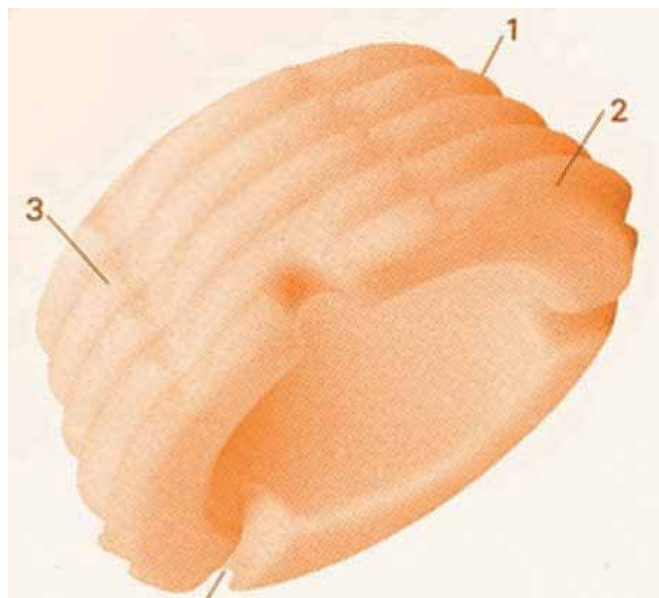
**Figura 1.3.(izquierda).**- Modelo inicial de prótesis de cerámica. El componente acetabular es troncocónico de cerámica con espiras en la superficie externa. El componente femoral (tipo Mark I) es metálico y presenta estriaciones en la superficie externa para su fijación en el hueso receptor.

**Figura 1.4.(derecha).**- En el segundo modelo de componente femoral (tipo Mark II), la superficie tiene un aspecto alveolado, en panal de abeja destinado a la fijación del implante mediante el crecimiento óseo y la incorporación de injertos de esponjosa colocados a este nivel.

#### Introducción



**Figura 1.5.-** El tercer modelo de componente femoral (Mark III) muestra una superficie porosa por la presencia de pequeñas bolitas metálicas sinterizadas sobre un vástago del tipo Mark III.



**Figura 1.6.-** Cótilo de Mittelmeier. (1) Superficie exterior roscada cónica. (2) Disponible en 5 diámetros. (3) Espiras de superficie.

## 1.5. La prótesis autorroscada-autobloqueante

### 1.5.1. Historia y desarrollo

Este modelo de combinación protésica viene a responder al concepto de *prótesis mixta o híbrida*, en la que se combina un componente acetabular no cementado junto a un vástago femoral cementado.

A pesar de la amplia y creciente utilización de la PTC no cementada, que desde la segunda mitad de la década de los setenta se fue realizando, en muchos servicios se prosiguió con la utilización de prótesis cementadas.

Durante este tiempo, el vástago de las prótesis cementadas evolucionó a la vista de que el aflojamiento mecánico del mismo era más frecuente en casos con poco llenado del fémur. Así surgieron modelos en los que la anchura del fémur era mayor (CAD, Müller autobloqueante) en los cuales era necesaria una menor cantidad de cemento para asegurar el anclaje.

Se desarrolló así el concepto de *vástago autobloqueante cementado*, es decir, con cierta estabilidad intrínseca gracias a su llenado y anchura.

Müller<sup>34</sup> en 1970 modificó la prótesis de Charnley; en su diseño inicial el tallo femoral era curvo y manufacturado en cuellos de diferentes longitudes. Sus objetivos consistían en proveer mayor elasticidad al restaurar la longitud anatómica y la tensión en la articulación y en minimizar la incidencia de luxaciones.

Aunque los resultados fueron aceptables con este modelo, en general se objetivaba un índice mayor de aflojamiento que con la prótesis de Charnley (Stauffer<sup>239</sup> 1982, Sutherland<sup>240</sup> 1982, Dunn<sup>241</sup> 1986, Goodman<sup>66</sup> 1987).

De este modo en 1977 el mismo Müller, introduce su *vástago autobloqueante (Straight Stem System* o vástago recto). El autor diseñó tres modelos (estándar, lateralizado y CDH, éste último para casos displásicos) (figura 1.9.).

Para una adaptación correcta del vástago a la cavidad medular, éste fue diseñado en diferentes tallas (7,5/10/11,25/12,5/13,75/15/16,25/ 17,5 y 20).

Su composición fue diseñada con diversos tipos de aleación: aleación de CoNiCrMo (Protasul 10), aleación de FeCrNiMnMoNbN (Protasul S 30) y aleación de Ti6AlNb (Protasul 100).

El componente acetabular de esta combinación protésica (cotilo autorroscado sin cementar CST ) fue desarrollado por OSTEO© a partir del modelo roscado de cerámica de Mittelmeier tras los buenos resultados obtenidos con éste (figura 1.7.). La envoltura exterior autoenroscable del acetábulo era de aleación de titanio de alta densidad (Ti-6Al-4V ) y garantizaba un anclaje estable sin necesidad de cemento; se fabricó en diámetros de 48, 52, 54, 56, 58, 60, 62, 64, 68 y 72 mm. Asimismo presentaba una serie de fenestraciones en el fondo destinadas a la colocación de injertos (figura. 1.8.). Los núcleos de polietileno adaptables a cabezas de 22, 25 mm, 28 mm y 32 mm son intercambiables entre sí. Para casos de posicionamiento en valgo del acetábulo o de inestabilidad existen asimismo núcleos especiales de polietileno con dos soportes de hombro o pestañas de alturas diferentes (5 y 10 mm).

### **1.5.2. Indicaciones y técnica quirúrgica**

Las indicaciones fueron las alteraciones de la articulación coxofemoral tributarias de artroplastia sustitutiva. Inicialmente fue utilizado en casos de alteración anatómica del cotilo (displasias, coxartrosis, cirugía de revisión) y en casos en los que no estuviera indicado el cotilo de cerámica como son la edad superior a 60-65 años y las enfermedades reumáticas por la marcada incapacidad osteogénica que afecta a estas patologías.

La implantación de la prótesis se realiza mediante el abordaje anterolateral de Watson-Jones. La técnica completa se describe en el capítulo de material y método.

### **1.5.3. Resultados. Complicaciones y situación actual**

Los porcentajes de buenos y malos resultados son muy variables en las diferentes series, aunque con una clara tendencia hacia un índice de aflojamiento radiológicos y clínicos excesivos, siendo peores los resultados del cotilo que del vástago.

Los cotos roscados precisan en su colocación un sacrificio óseo importante, pero se obtiene generalmente una buena

estabilidad primaria (Engh<sup>100</sup> 1990 , Schmitt<sup>101</sup> 1993, Witvoet<sup>102</sup> 1993).

La mayoría de los autores obtienen resultados clínicos excelentes a 4 o 5 años en el 90% de los casos.

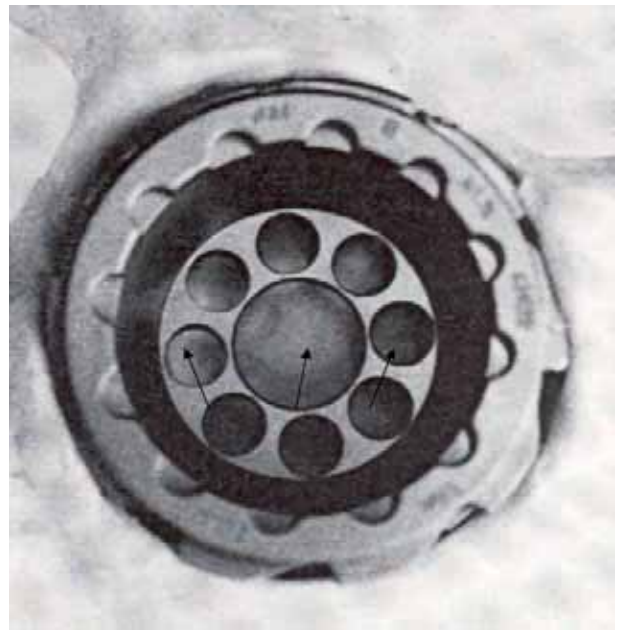
No obstante radiográficamente muchos autores (Engh<sup>100</sup> 1990, Schmitt<sup>101</sup> 1993, Shaw<sup>242</sup> 1990, Witvoet<sup>102</sup> 1993) obtienen cifras elevadas de migraciones, muy superiores a las obtenidas con cotilos impactados. Por el contrario Delanuy<sup>243</sup> (1991) y Lord<sup>244</sup> (1983) encuentran migraciones en cifras inferiores al 2 % de los casos. La interpretación de las líneas de radiolucencia no está clara. Parece que su aparición sería premonitoria de movilización.

A la vista de los resultados clínicos y radiográficos que se obtienen con los cotilos roscados, su utilización es debatida, pues proporcionan una buena estabilidad primaria pero no secundaria según se desprende de los hallazgos radiográficos, hecho que haría precaria su estabilidad a largo plazo y que ha llevado a numerosos autores, entre los que nos incluimos nosotros, a su abandono y a optar generalmente por cotilos impactados de superficie porosa.

De cualquier forma su evaluación es difícil y controvertida, porque existe una clara divergencia o falta de correlación clínico-radiológica: unos autores obtienen resultados clínicos muy satisfactorios con migraciones radiográficas elevadas y cifras de recambio muy escasas, mientras que otros obtienen resultados clínicos y radiológicos siempre satisfactorios.

Más adelante en el capítulo de la discusión se realiza un amplio análisis de lo mencionado anteriormente.





**Figuras 1.7.(izquierda) y 1.8.(derecha).**- Cotilo autorroscado de titanio tipo CST con núcleo de polietileno estándar (izquierda). En la imagen de la derecha se muestran las fenestraciones del fondo del cotilo.



**Figura 1.9.-** Vástago autobloqueante

## 1.6. Estudio comparativo entre ambos componentes acetabulares

Los dos componentes acetabulares utilizados en el presente estudio son de características troncocónicas. No obstante la morfología de las espiras y la base de ambos componentes presentan aspectos diferentes. En el capítulo de la introducción ya se ha mencionado la importancia que el diseño del componente acetabular supone para su fijación inicial.

De este modo hemos creído conveniente realizar un análisis comparativo sobre el diseño de ambos componentes. Se ha practicado un estudio del **"cálculo de la superficie en contacto con el hueso de ambos componentes acetabulares"** que ha sido realizado por el **"Centre de Rererca en Enginyeria Biomèdica"**, dependiente de la **Universitat Politècnica de Catalunya** dirigido por el catedrático de Universidad Francisco Javier Gil.

El estudio se ha realizado comparando dos acetábulos del número 56. Para el acetábulo CST se obtiene un área global de contacto con el hueso de 83,74 cm<sup>2</sup> (incluye la base fenestrada + superficie de las espiras + superficie entre la base de las espiras). Para el acetábulo de Mittelmeier dicho valor es de 75,46 cm<sup>2</sup>.

Si analizamos las áreas por separado la base del componente CST es de 3.83 cm<sup>2</sup> frente a los 9,62 cm<sup>2</sup> de base del componente de cerámica.

Si analizamos la suma de la superficie de las espiras + la superficie de la base entre las espiras, para el modelo CST obtenemos un valor de 79,9 cm<sup>2</sup> y de 65,84 cm<sup>2</sup> para el modelo CM. Dicha diferencia se produce básicamente a expensas de la superficie de la base de las espiras que no presentan contacto con el hueso que es de 5,85 cm<sup>2</sup> para el modelo CST y de 24,60 cm<sup>2</sup> para el modelo CM, aunque la superficie de las espiras es mayor para el modelo CM (59,21 cm<sup>2</sup>) frente al modelo CST (54,54 cm<sup>2</sup>).

La conclusión que obtenemos es que la superficie en contacto con el hueso excluyendo la base, y por tanto dependiente de las espiras, es un 21,5 % superior en el modelo CST respecto al modelo de cerámica. Si incluimos también la base del componente protésico que estará en contacto con el fondo o zona II la superficie es también un 11% superior para el modelo CST.

A continuación se presenta el estudio completo realizado por el **CREB**.

---

### Introducción



CREB Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica  
UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA

Documento elaborado por el CREB

# Cálculo de la superficie en contacto con el hueso de dos acetábulos de diferentes materiales para prótesis de cadera

**Fco Javier Gil**  
**Catedrático de Universidad**



CREB Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica  
UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA

Membre de:



XARXA DE CENTRES  
DE SUPORT  
A LA INNOVACIÓ  
TECNOLÒGICA

## Cálculo de la superficie en contacto con el hueso de dos acetábulos de diferentes materiales para prótesis de cadera

### Objetivo:

En el presente estudio se pretende determinar el área en contacto con el hueso de dos acetábulos de diferentes materiales: cerámico y metálico; para una prótesis de cadera.



Fotografía acetábulo metálico



Fotografía acetábulo cerámico

### Introducción

60 Estudio comparativo de dos tipos de cotilos troncocónicos roscados



Fotografía comparativa de los dos acetábulos.

**Procedimiento de cálculo:**

Considerando que ambos acetábulos tienen geometrías diferentes el procedimiento utilizado en el cálculo de las dos superficies se realiza de forma diferente.

Acetábulo De Material Cerámico :

1. A1: Cálculo del área de la base ( $A_b = 9,62 \text{ cm}^2$ ) como circunferencia y del tronco ( $A_t = 31,23 \text{ cm}^2$ ) como trapecoide donde la bases superior e inferior son dos circunferencias de diferentes radios.  $A_1 = A_b + A_t = 40,85 \text{ cm}^2$  .
2. A2: Cálculo de la superficie de las pestañas a restar de la superficie del tronco :  
Se consideran 31 pestañas y se calcula una por una las dimensiones de la base de cada pestaña considerándolas trapecoides a excepción de la primera y la última que se consideran triángulos.  $A_2 = 24,60 \text{ cm}^2$ .
3. A3: Cálculo de la superficie de las pestañas a sumar a la superficie del tronco :  
Se calcula una por una las dimensiones de cada superficie de la pestaña. Se consideran dos trapecoides de las mismas dimensiones (sin radios) y dos triángulos.  $A_3 = 59,21 \text{ cm}^2$  .
4. Se obtiene el área total en contacto con el hueso:  
 $A_1 - A_2 + A_3 = 75.46 \text{ cm}^2$

### Acetabulo De Material Metálico:

1. A1: Cálculo del área de la base ( $A_b = 3,83 \text{ cm}^2$ ) como circunferencia y del tronco ( $A_t = 31,21 \text{ cm}^2$ ) como trapezoide donde la bases superior e inferior son dos circunferencias de diferentes radios:

El área de la base se calcula como una circunferencia de la cual se resta la superficie de 8 circunferencias pequeñas y de otra grande.

2. A2: Cálculo de la superficie de las pestañas a restar de la superficie del tronco:

Se consideran 45 pestañas y se calcula una por una las dimensiones de la base de cada pestaña considerándolas trapezoides a excepción de la primera y la última que se consideran triángulos.  $A_2 = 5,85 \text{ cm}^2$ .

3. A3: Cálculo de la superficie de las pestañas a sumar a la superficie del tronco:

Se calcula una por una las dimensiones de cada superficie de la pestaña. Se consideran dos trapezoides de las mismas dimensiones (sin radios) CON ESPESOR NULO.

$A_3 = 54,54 \text{ cm}^2$ .

4. Se obtiene el área total en contacto con el hueso:

$$A_1 - A_2 + A_3 = 83.74 \text{ cm}^2$$

## 1.7. Estudio radiográfico de la artroplastia de cadera

### 1.7.1. Antecedentes históricos

El estudio radiográfico de los implantes articulares ha sido el método de elección que desde el inicio de este tipo de cirugía ha permitido valorar de manera indirecta la reacción del organismo frente a ellos de una forma no invasiva.

La comparación de los hallazgos radiográficos, con los macro y microscópicos obtenidos a partir de observaciones operatorias - exámenes hísticos de muestras quirúrgicas o necrópsicas- ha permitido correlacionar diversas imágenes radiográficas con su correspondiente base histológica.

La observación radiográfica a lo largo de la evolución del implante y su valoración conjuntamente con el resultado clínico y análisis anatomopatológico ha permitido identificar las situaciones de buen funcionamiento o deterioro de la artroplastia.

En los trabajos sobre los primeros implantes sustitutivos de la cadera, el estudio radiográfico no se hacía de forma sistematizada ni con profundidad. Se comentaban diversos aspectos observables como el pinzamiento de la interlínea en los implantes femorales, la protrusión de los mismos por usura progresiva del hueso acetabular, los movimientos del implante femoral por hundimiento o varización del mismo, la reabsorción del calcar femoral, la formación de esclerosis alrededor del vástago sobre todo en la región mediosuperior y a nivel del extremo del mismo, las líneas radiolúcidas alrededor del vástago y el engrosamiento y la esclerosis de las corticales diafisarias, así como la atrofia de las mismas (Gibson<sup>245</sup> 1949, Moore<sup>21</sup> 1957, Lippman<sup>20</sup> 1957, Urist<sup>12</sup> 1957).

Algunos autores sí profundizaron en el estudio radiográfico de estas primeras prótesis de cadera que por otra parte correspondían a modelos no cementados. Thompson<sup>18</sup> (1953) fue el primero que analizó las variaciones radiográficas en implantes clínicamente exitosos, atribuyendo a las imágenes de aumento de densidad ósea, alrededor del vástago femoral y sobre todo a nivel de su extremo distal, un significado de reacción osteogénica estabilizadora del implante.

Coventry<sup>246</sup> (1964) analizó desde el punto de vista radiográfico prótesis parciales de cadera dolorosas. Para él las causas más frecuentes de dolor postoperatorio eran el aflojamiento, la protrusión acetabular y la infección del implante. En los casos de aflojamiento del vástago femoral señalaba la formación de líneas radiolúcidas periprotésicas rodeadas de un ribete de densidad ósea aumentada.

Heywood-Waddington<sup>23</sup> (1966) analizó cambios radiográficos como la protrusión acetabular de la prótesis de Moore, así como el significado de las líneas radiolúcidas perivástago femoral. Para él las líneas radiolúcidas periprotésicas no eran sugestivas de aflojamiento del implante.

En las primeras publicaciones realizadas por Charnley<sup>29</sup> (1964) sobre las artroplastias de cadera cementadas, el estudio radiográfico seriado ya ocupó un importante lugar en el análisis de las mismas como medio de valoración de la tolerancia al implante, su fijación al hueso receptor, así como del fallo por rotura o por desgaste de los componentes protésicos. Al igual que en otros aspectos, como la técnica quirúrgica y pautas postoperatorias, estableció una sistemática de análisis periódico clínico y radiográfico.

A partir de la gran expansión en el uso de la prótesis total de cadera, que surgió de la cementación de la misma con los modelos de Charnley y McKee-Farrar, la radiología pasó a tener un papel establecido en la valoración de la adecuada colocación del implante y su técnica de cementación, de la estabilidad de la fijación al hueso receptor, de las reacciones del organismo contra el material implantado y de la aparición de calcificaciones periarticulares, así como de signos de infección.

### 1.7.2. Valoración radiográfica del aflojamiento aséptico

La complicación más notoria de esta técnica, el aflojamiento aséptico del implante, ha hecho que se estudien las imágenes radiográficas y se relacionen con el resultado clínico y las constataciones operatorias en casos de cirugía de revisión. Todo ello para establecer unos patrones radiográficos que nos permitan diagnosticar el aflojamiento de la unión entre la prótesis y el hueso receptor.



La introducción de contraste radiográfico al cemento acrílico, permitió una definición de la interfase entre el cemento y el hueso y una valoración de mismo cemento.

Líneas o áreas radiolúcidas en la interfase cemento-hueso, o cemento-implante, cambios de posición o migración del implante en su totalidad o de alguno de sus componentes respecto al acrílico, o rotura de los mismos, son aspectos radiográficos que con diferente importancia de una serie a otra, se han identificado con la situación de fallo de la fijación de la prótesis.

La frecuencia de líneas radiolúcidas alrededor del implante ha sido variable de una serie a otra, atribuyéndoseles más o menos importancia según la localización de las mismas, anchura y progresión evolutiva.

Los cambios de posición y sobre todo la migración proximal y medial del componente acetabular y la distal del componente femoral, han sido asociados a fallo de la unión implante-hueso (Gruen<sup>247</sup> 1979, Harris<sup>248</sup> 1982, Johnston<sup>249</sup> 1983, Carlsson<sup>250</sup> 1984, O'Neill<sup>251</sup> 1984), aunque algunos autores han referido casos, tanto para el componente acetabular como para el femoral, en que se hallaban fijos (Carlsson<sup>250</sup> 1984).

Las áreas de osteolisis marcada alrededor de la prótesis, si bien se han comunicado en casos de prótesis fija (Hoy<sup>252</sup> 1981, Jasty<sup>200</sup> 1986, Tallroth<sup>253</sup> 1989), en general acompañan a implantes con deterioro marcado de la interfase cemento-hueso (Harris<sup>47</sup> 1976, Bell<sup>254</sup> 1983, Carlsson<sup>250</sup> 1984, Scott<sup>255</sup> 1985). Diversos autores a la vista de los hallazgos obtenidos en operaciones de recambio protésico por aflojamiento, han establecido unos criterios radiográficos de aflojamiento del implante cementado (Charnley<sup>28</sup> 1979, Gruen<sup>247</sup> 1979, Harris<sup>248</sup> 1982).

Debido a que la radiografía convencional no permite apreciar más que de una forma indirecta la fijación de la interfase cemento-hueso y cemento-prótesis, se introdujo la artrografía como otra exploración complementaria en el estudio de las artroplastias dolorosas (Murray<sup>256</sup> 1975, Gelman<sup>257</sup> 1978, Tebranzadeh<sup>258</sup> 1981, Griffiths<sup>259</sup> 1984, O' Neill<sup>251</sup> 1984, Rosenthal<sup>260</sup> 1985).

La positividad de la exploración, depende del paso de contraste radiográfico a través de alguna de las interfases, cuando existe solución de continuidad de las mismas. La eficacia de la prueba se ha comunicado con tasas variables desde 58 % (Murray<sup>256</sup> 1975) a 94 % (Gelman<sup>257</sup> 1978), siendo sobre todo útil para valorar el estado del componente femoral (Rosenthal<sup>260</sup> 1985).

La introducción de la prótesis no cementada, condiciona una variación en la interpretación que hemos de hacer de la respuesta que a nivel radiográfico observamos por parte del organismo.

La ausencia de cemento acrílico desempeña un protagonismo en la génesis de las imágenes radiográficas periprotésicas, porque se asiste a un proceso de osificación que circunda parte del implante, cuyas variaciones cualitativas y cuantitativas, y cuya localización y relación con la prótesis, nos están hablando del buscado anclaje de la misma por el hueso receptor.

Por tanto interesa discernir si en la prótesis no cementada existe un proceso de crecimiento óseo entre las estructuras de superficie del implante, o por el contrario éste queda rodeado por una cámara de hueso que a través de una membrana de tejido fibroso lo estabiliza. Así Engh<sup>261</sup> (1990), ya diferencia entre estabilidad por osteointegración y estabilidad fibrosa y establece los criterios de estabilidad para prótesis no cementadas de superficie rugosa.

Es interesante saber si las líneas radiolúcidas que con frecuencia observamos entre el hueso neoformado y el implante no cementado tienen el mismo significado que en las prótesis cementadas, y asimismo saber cuando se estabiliza el proceso de osteogénesis alrededor del implante.

Respecto a otros aspectos radiográficos también nos podemos cuestionar acerca de su significado, frecuencia y su relación con el resultado clínico y la fijación del implante: los fenómenos de movimiento de los componentes del implante respecto al hueso receptor (hundimiento y varización del vástago, migración y cambios de orientación en el cotilo), el llenado de la cavidad medular del fémur por el vástago, la aparición de lesiones osteolíticas periprotésicas, la existencia de refuerzos de la cortical femoral, la presencia de rarefacción ósea, y la aparición de reacción perióstica diafisaria.

En suma el estudio radiográfico detenido y minucioso nos puede conducir a unos patrones que en función del tiempo de evolución del implante no cementado, permitan identificar situaciones de deterioro de la fijación o de pérdida de la misma.

En el capítulo referente al método se especifican los criterios radiográficos utilizados en el presente estudio.

# 2

## Hipótesis de trabajo

**Hipótesis de trabajo**

---

68 Estudio comparativo de dos tipos de  
cotilos troncocónicos roscados

## 2. Hipótesis de trabajo

Los modelos de cotilos roscados no cementados, se fijan en el lecho óseo receptor mediante encaje dentro de la cavidad labrada a tal efecto. Alrededor del implante, se produce una reacción osteogénica progresiva con el transcurso del tiempo. Esta osteogénesis envuelve el implante y de ella esperamos la fijación duradera de la prótesis sin dolor. El hueso acetabular se adapta a la nueva transmisión de fuerzas gracias a dicha osificación.

El objetivo que nos proponemos en este trabajo es el estudio de la reacción ósea alrededor de dos tipos de modelos de cotilo roscados (autorroscado CST y roscado de cerámica de Mittelmeier, ambos de OSTEO®), realizando un análisis sobre el fracaso de dicha reacción y sus causas, que conducirá a la situación de aflojamiento aséptico.

Esta reacción será estudiada tanto desde el punto de vista clínico como radiográfico, analizando sus diferentes patrones e interrelación.

Las preguntas que nos proponemos contestar en esta tesis son las siguientes:

1. ¿Cuál ha sido el resultado clínico de los casos estudiados, y qué factores se relacionan con él?
2. ¿Qué relación tienen edad, sexo y etiología con la respuesta radiográfica?
3. ¿Cuál es el ritmo de osificación periprotésica que radiográficamente observamos a lo largo del tiempo de evolución y qué otras imágenes radiográficas acompañan a los cotilos roscados no cementados?
4. ¿Se relacionan el resultado clínico global y el dolor con las modificaciones de la reacción ósea valorada radiográficamente y como afecta la presencia o ausencia de dolor al perfil radiográfico de la prótesis?.
5. ¿Cuáles han sido las complicaciones operatorias y postoperatorias de los casos estudiados?.
6. ¿Qué supervivencia tienen los cotilos roscados y que factores pueden relacionarse con ella?.

**Hipótesis de trabajo**

---

70 Estudio comparativo de dos tipos de  
cotilos troncocónicos roscados

# 3

## Material y método

**3.1 Material**

**3.2 Método**

**Material y Método**

---

72 Estudio comparativo de dos tipos de  
cotilos troncocónicos roscados



## 3.1. Material

### 3.1.1. Características de las series

Desde 1988, en que se inició esta técnica en nuestro Servicio hasta Diciembre 1992 (período de corte del estudio), se implantaron en nuestro centro un total de 165 prótesis tipo autorroscada-autobloqueante primarias. De éstas, 11 casos han tenido una evolución séptica.

En el caso de la prótesis de Mittelmeier (con vástago MARK III o de tercera generación), desde 1986 en que se inició esta técnica en nuestro Servicio, hasta Diciembre de 1992 (período de corte del estudio), se implantaron 159 prótesis primarias. De éstas, 8 casos han tenido una evolución séptica.

Dado que el objeto del presente estudio está orientado a la valoración del aflojamiento aséptico, los casos con evolución séptica han sido excluidos del estudio. Asimismo han sido excluidos los casos sin seguimiento postoperatorio correcto.

Globalmente se analizan un total de 202 casos (180 pacientes) distribuidos en dos series. La primera serie o **CST** está integrada por 102 casos (93 pacientes) portadores de prótesis autorroscada-autobloqueante. La segunda serie o **CM** está integrada por 100 casos portadores de prótesis de Mittelmeier (87 pacientes). Ambas series han sido utilizadas para realizar los estudios clínicos y radiográficos que han sido de tipo retrospectivo.

#### *3.1.1.1. Distribución por Edad y Sexo*

La edad media de la serie global (202 casos) es de  $57,16 \pm 11,57$  años. El 55,44 % (112 casos) son mujeres y el 44,56% (90 casos) son hombres.

En la serie CST (102 casos) la edad media ha sido de  $62,08 \pm 11,01$  años, siendo el 67,6 % mujeres (69 casos) y el 32,4 % hombres (33 casos).

En la serie CM (100 casos) la edad media ha sido de  $51,91 \pm 9,75$  años, con un porcentaje de hombres del 57 % (57 casos) y 43 % para mujeres (43 casos).

### 3.1.1.2. Distribución por Etiología

La etiología más frecuente ha sido la coxartrosis primaria con un 54% (109 casos), de los cuales el 29.7% (60 casos) corresponden al modelo CST y 24.3% (49 casos) al modelo CM. Seguidamente, la necrosis idiopática femoral (13.3%) junto a las artropatías inflamatorias (12.8%) han sido la segunda y tercera etiologías más frecuentes. Por último, la etiología menos frecuente ha sido la necrosis postraumática con tan sólo un 2% del total (tabla 3.1.).

**Tabla 3.1.**

**Etiología por Modelo de Prótesis**

|                  |                                |   | <i>Modelo de prótesis</i> |       |        |
|------------------|--------------------------------|---|---------------------------|-------|--------|
|                  |                                |   | CST                       | CM    |        |
| <b>Etiología</b> | 1 Coxartrosis primaria         | N | 60                        | 49    | 109    |
|                  |                                | % | 29,7%                     | 24,3% | 54,0%  |
|                  | 2 Coxartrosis 2ª displasica    | N | 2                         | 10    | 12     |
|                  |                                | % | 1,0%                      | 5,0%  | 5,9%   |
|                  | 3 Coxartrosis 2ª postraumatica | N | 3                         | 2     | 5      |
|                  |                                | % | 1,5%                      | 1,0%  | 2,5%   |
|                  | 4 Coxartrosis 2ª otra causa    | N | 2                         | 4     | 6      |
|                  |                                | % | 1,0%                      | 2,0%  | 3,0%   |
|                  | 5 NICF                         | N | 11                        | 16    | 27     |
|                  |                                | % | 5,4%                      | 7,9%  | 13,4%  |
|                  | 6 Necrosis postraumatica       | N | 1                         | 3     | 4      |
|                  |                                | % | ,5%                       | 1,5%  | 2,0%   |
|                  | 7 Artritis inflamatorias       | N | 17                        | 9     | 26     |
|                  |                                | % | 8,4%                      | 4,5%  | 12,9%  |
|                  | 8 Otras                        | N | 6                         | 7     | 13     |
|                  |                                | % | 3,0%                      | 3,5%  | 6,4%   |
| <b>Total</b>     |                                | N | 102                       | 100   | 202    |
|                  |                                | % | 50,5%                     | 49,5% | 100,0% |

En el modelo CST en el apartado de coxartrosis secundaria a otra causa y otras causas cabe mencionar: dos fracturas, dos casos de enfermedad de Paget, una hemocromatosis, una condrocalcinosis, una coxartrosis destructiva rápida y un caso de secuela de artritis séptica. En el modelo CM se incluyen 7 fracturas, dos enfermedades de Paget, una artritis gotosa y una secuela de artritis por brucelosis.

#### Material y Método

### 3.1.1.3. Distribución por puntuaciones preoperatorias

La situación clínica tanto preoperatoria como postoperatoria ha sido cuantificada para el dolor, movilidad y marcha, siguiendo el baremo de Merlé D' Aubigné<sup>262</sup> (1949) (tabla 3.2.). En dicha clasificación el valor de cada uno de estos tres parámetros puede oscilar entre 0 y 6. La suma de dichos valores nos dará la puntuación clínica final que puede oscilar entre 0 y 18 puntos.

Tabla 3.2.

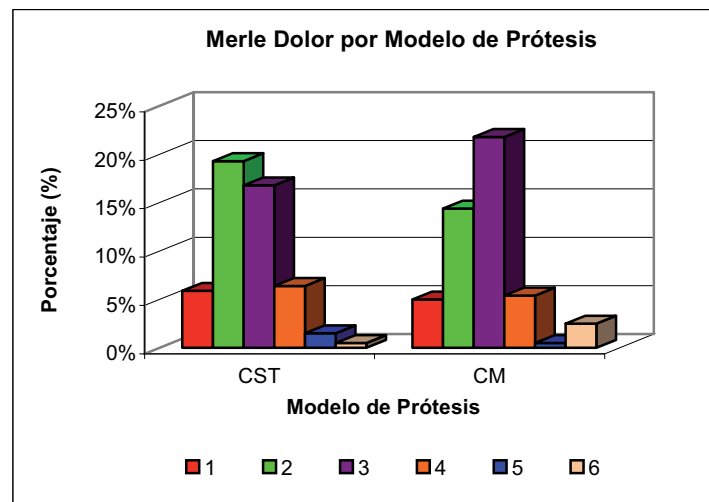
|          | <b>DOLOR</b>  | <b>MOVILIDAD</b>  | <b>MARCHA</b>   |
|----------|---|---|---|
|          |   | - NO HAY ACTITUD VICIOSA: No tener en cuenta más que la amplitud de la flexión.<br>- HAY ACTITUD VICIOSA: Restar<br>● 1 punto por 20° ó más de FLEX. ó ROT. EXT. Irreductibles.<br>● 2 puntos por 10° o más de ABD., ADD., ROT. INT. Irreductibles. |   |
| <b>6</b> | Ninguno   | <b>AMPLITUD DE FLEXION</b><br>≥ 90°   | ● Estabilidad perfecta.<br>● Marcha normal ilimitada.   |
| <b>5</b> | Infrecuente y ligero. No impide una actividad normal.                           | <b>AMPLITUD DE FLEXION</b><br>75° - 85°   | ● Estabilidad imperfecta.<br>● Ligera cojera a la fatiga.<br>● Bastón para largas distancias. |
| <b>4</b> | Compatible con una actividad física reducida, permite 1/2 hora o más de marcha. | <b>AMPLITUD DE FLEXION</b><br>55° - 70°   | ● Ligera inestabilidad.<br>● Cojera neta.<br>● A menudo necesidad de un bastón.               |
| <b>3</b> | Impide la marcha al cabo de 20 minutos.   | <b>AMPLITUD DE FLEXION</b><br>35° - 50°   | ● Inestabilidad moderada.<br>● Cojera marcada.<br>● Bastón permanente.                        |
| <b>2</b> | Impide la marcha al cabo de 10 minutos.   | <b>AMPLITUD DE FLEXION</b><br>≥ 30°   | ● Inestabilidad marcada.<br>● Dos bastones o a veces una muleta.                              |
| <b>1</b> | Muy vivo a la movilización o apoyo. No permite más que algunos pasos.           | <b>FLEXION REDUCIDA +</b><br><b>ACTITUD VICIOSA IMPORTANTE</b>  | ● Apoyo monopodal imposible.<br>● Necesidad de dos muletas.                                   |
| <b>0</b> | Muy vivo y permanente. Impide la marcha, confinando al paciente a la cama.      | <b>FLEXION REDUCIDA +</b><br><b>ACTITUD VICIOSA IMPORTANTE</b>  | ● Bipedestación y apoyo imposibles.   |

La serie CST presenta un valor preoperatorio siguiendo los criterios de Merle D'Aubigné de  $9,55 \pm 2,65$  puntos y la serie CM de  $9,91 \pm 2,81$  puntos.

En la tabla 3.3.(anexo) y gráfica 3.1. (anexo) se especifican las puntuaciones clínicas preoperatorias en función del Merle D'Aubigné total. Los valores medios se agrupan mayoritariamente entre 8 y 11. Los casos con puntuaciones más altas (18 puntos ó la suma de 6 puntos para cada uno de los parámetros) corresponden a las fracturas en las que se ha de suponer la normalidad preoperatoria y siempre una vez interrogado el paciente.

En la tabla 3.4.(anexo) y gráfica 3.2. se especifican las puntuaciones preoperatorias en el apartado de dolor. El valor medio preoperatorio para el dolor en la serie CST es de 2,59. y de 2,79 en la serie CM.

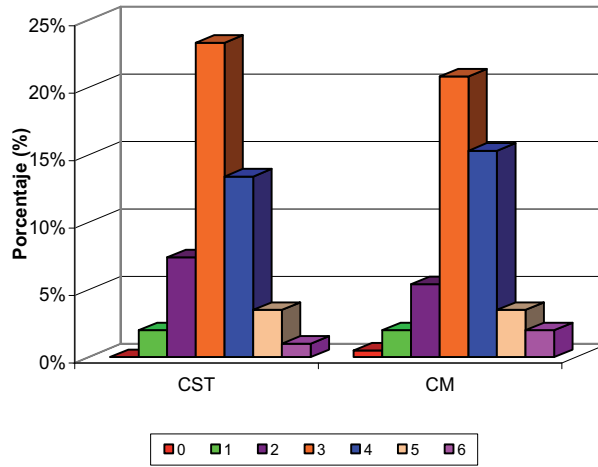
**Gráfica 3.2.**



En la tabla 3.5.(anexo) y gráfica 3.3. se especifican las puntuaciones preoperatorias en el apartado de movilidad. El valor medio preoperatorio para la movilidad en la serie CST es de 3,71. y de 3,77 en la serie CM.

**Gráfica 3.3.**

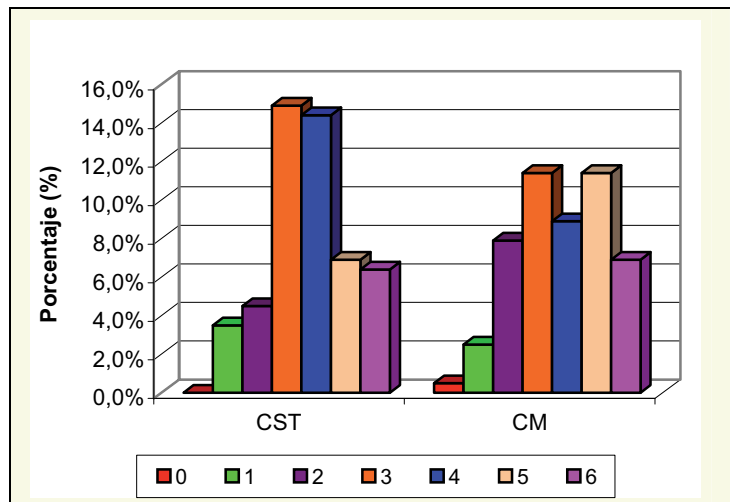
**Merle Movilidad por Modelo de Prótesis**



En la tabla 3.6.(anexo) y gráfica 3.4. se especifican las puntuaciones preoperatorias en el apartado de marcha. El valor medio preoperatorio para la marcha es de 3,23 para la serie CST y de 3,35 para la serie CM.

**Gráfica 3.4.**

**Merle Marcha por Modelo de Prótesis**



### 3.1.1.4. Distribución por intervenciones previas

En la tabla 3.7. se especifica las características en ambas series respecto a las intervenciones quirúrgicas previas.

**Tabla 3.7.**

**Intervenciones previas por Modelo de Prótesis**

|                    | <i>Modelo de prótesis</i> |       |    |       | <b>Total</b> |       |
|--------------------|---------------------------|-------|----|-------|--------------|-------|
|                    | CST                       |       | CM |       | N            | %     |
|                    | N                         | %     | N  | %     |              |       |
| No                 | 95                        | 47,0% | 83 | 41,1% | 178          | 88,1% |
| Síntesis           | 1                         | ,5%   | 4  | 2,0%  | 5            | 2,5%  |
| Osteotomía femoral | 3                         | 1,5%  | 9  | 4,5%  | 12           | 5,9%  |
| Artrodesis         |                           |       | 1  | ,5%   | 1            | ,5%   |
| Acetabuloplastia   |                           |       | 1  | ,5%   | 1            | ,5%   |
| Otros              | 3                         | 1,5%  | 2  | 1,0%  | 5            | 2,5%  |

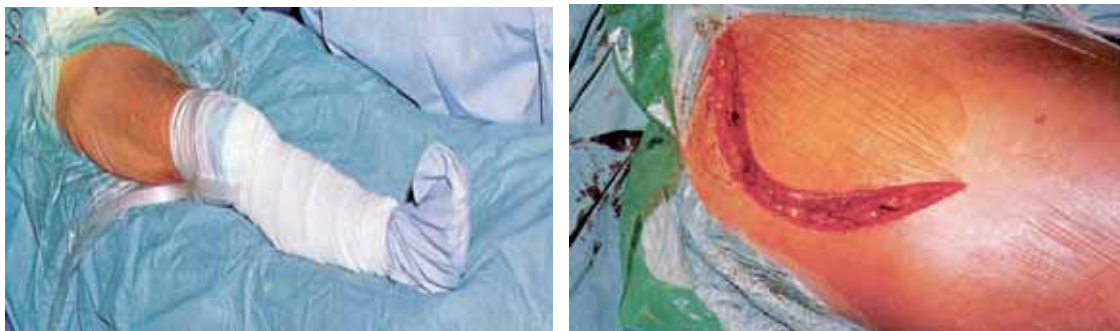
### 3.1.2. Tratamiento pre y postoperatorio. Intervención quirúrgica

Todos los pacientes fueron sometidos a antibioterapia profiláctica pre y postoperatoria mediante una dosis en la inducción anestésica y una pauta durante las primeras 24 horas del postoperatorio, en función de las directrices marcadas por la Comisión de Infecciones Intrahospitalaria. Así se utilizó la cefadrina a dosis de 1 gr. preoperatorio y 1 gr. cada 6 horas durante las primeras 24 horas del postoperatorio. En los casos de alergia fue sustituido por la clindamicina a dosis de 600 mg.

La técnica anestésica utilizada varió en función de la edad del paciente y de las condiciones generales del mismo. Se utilizaron tres técnicas: anestesia general, epidural e intradural.

Las intervenciones quirúrgicas se realizaron en quirófanos de tipo convencional, sin control de flujo de aire laminar, siendo la preparación del enfermo y del campo operatorio sistemáticas, mediante lavado de la zona operatoria, antiséptico de tipo solución alcohólica yodada, entallado y enfundado estéril de la extremidad en tres sucesivas capas según la técnica de Gord<sup>263</sup> (1962).

Las intervenciones se realizaron con el enfermo en decúbito supino (figura 3.1.) discretamente oblicuado hacia el lado de la cadera contralateral. El abordaje de la cadera fue en la mayoría de los casos a través de una vía anterolateral de Watson-Jones (figura 3.2.), con tenotomía transversal parcial de la fascia lata en los casos de contractura de la misma, y tenotomía sistemática del tendón de inserción del glúteo menor, paso que nos facilita el tiempo posterior de preparación de la cavidad medular del fémur, minimizando el riesgo de lesión del aparato abductor de la cadera.

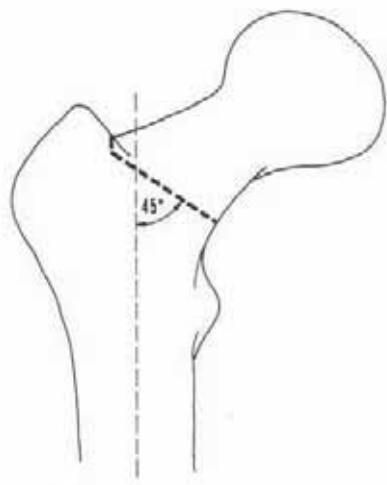


**Figura 3.1. (izquierda).**.- Posición en decúbito supino.

**Figura 3.2. (derecha).**.- Abordaje anterolateral de Watson-Jones.

Tras la adecuada exposición de la cara anterior de la cadera mediante separadores de Hohman en la región superior e inferior de la misma y separador de tipo cobra en su parte medial, se realiza una capsulectomía anterior, lateral y medial, lo que nos expone el plano esquelético de la articulación y nos permite realizar la osteotomía del cuello femoral en escalón, con una inclinación del corte cervical de unos 45° respecto al eje diafisario femoral, tal como se muestra en la figura 3.3.

Tras ello practicamos la exéresis de la cabeza femoral (figura 3.4.) y una vez realizada una capsulectomía posterior y sección de los tendones rotadores externos, separamos hacia atrás el fémur mediante el separador de peso de Charnley (figura 3.5.).



**Figura 3.3.(izquierda).**- Esquema de la osteotomía del cuello femoral. El corte principal a 45° respecto al eje del fémur llega hasta un corte accesorio vertical a nivel de la fosa trocantérea.

**Figura 3.4. (derecha).**- Exéresis de la cabeza femoral.

Tras los pasos anteriores, nos hallamos en condiciones de preparar el lecho receptor del componente acetabular. Previamente se resecan los últimos vestigios de la cápsula articular de la periferia del cotilo y tras ello iniciamos el fresado del acetábulo mediante las fresas troncocónicas destinadas a tal fin (figura 3.6.).



Combinando fresado y excavación del fondo y región superior del acetábulo mediante los escoplos curvos de Cauchoix obtenemos el lecho receptor acetabular, de morfología troncocónica adecuada al implante (figuras 3.7. y 3.8.).

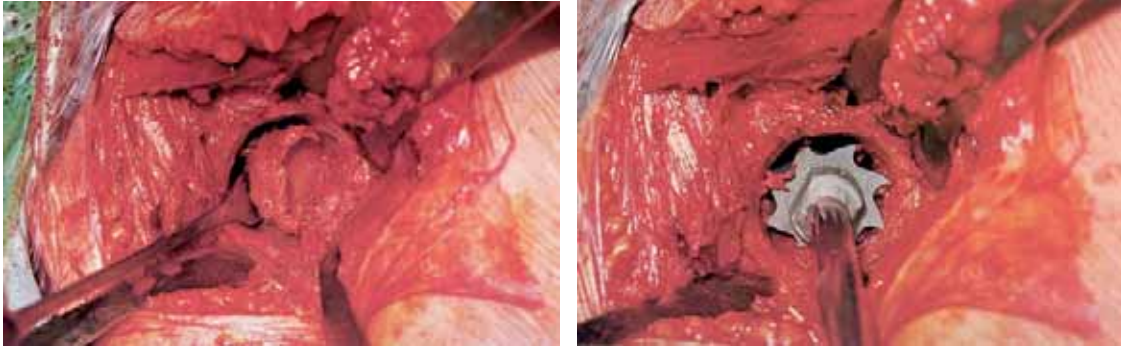


**Figura 3.5.(izquierda).**- Imagen que muestra la colocación del separador de Charnley.

**Figura 3.6.(derecha).**- Fresas troncocónicas destinadas a la preparación del acetábulo. Las visualizadas en la imagen corresponden al modelo de Mittelmeier, siendo similares a las utilizadas en el modelo autorroscado de titanio.

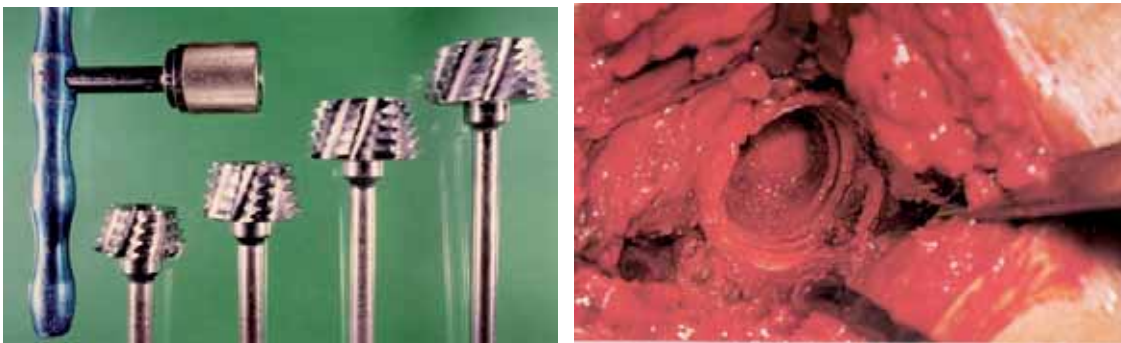
Seguidamente labraremos el paso de rosca en las paredes del lecho receptor, mediante terrajas destinadas a tal fin (figuras 3.9. y 3.10.), enroscando posteriormente el componente acetabular, ya sea el tipo CST o bien el de cerámica (figuras 3.11. y 3.12.) En el caso del cotilo autorroscado de titanio este paso no es necesario.

En situaciones de poca profundidad u oblicuidad del cotilo natural, optamos por la técnica de perforar mediante osteotomía en "U" o circunferencial el fondo del cotilo, para que el componente protésico quede con una buena cobertura ósea en su región superior. En estos casos colocamos abundantes injertos esponjosos en el lugar de la osteotomía que permiten la consolidación sin incidencias del trasfondo (figuras 3.13., 3.14. y 3.15.).



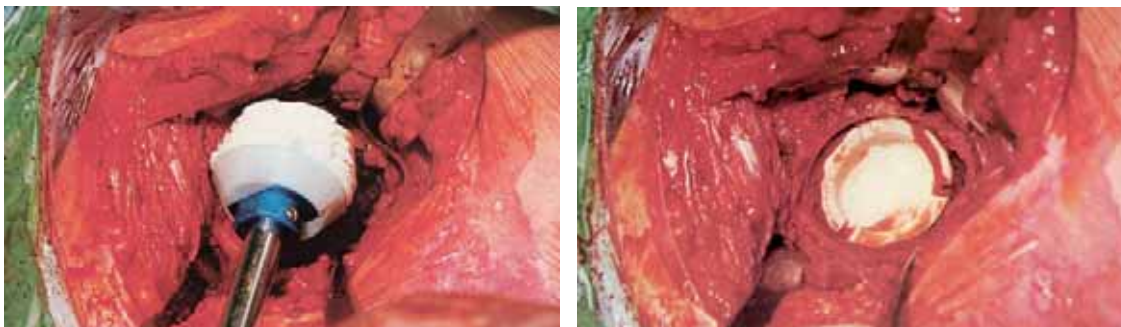
**Figura 3.7.(izquierda).**- Imagen que muestra la preparación del lecho acetabular con los escoplos curvos de Cochoix.

**Figura 3.8.(derecha).**- Preparación del lecho acetabular con las fresas troncocónicas.



**Figura 3.9.(izquierda).**- Terrajas para labrar el paso de rosca en el acetábulo una vez excavado en la prótesis de Mittelmeier.

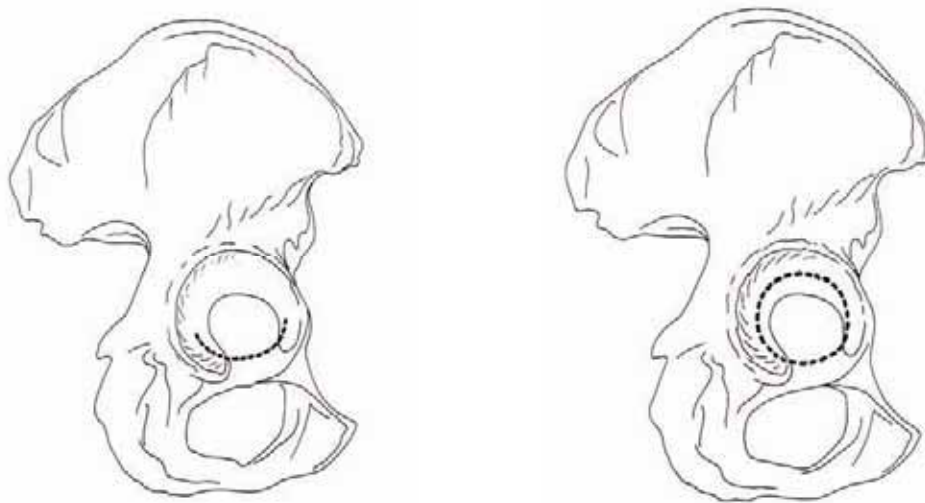
**Figura 3.10.(derecha).**- Imagen con el paso de rosca realizado y listo para roscar el componente acetabular.



**Figura 3.11.(izquierda).**- Roscado del componente acetabular de cerámica.

**Figura 3.12.(derecha).**- Cotilo de Mittelmeier una vez introducido y roscado en el lecho acetabular.

#### **Material y Método**



**Figura 3.13. (izquierda).**- Osteotomía en "U" del fondo del cotilo. Se realiza mediante osteotomo, en la región inferior de la lámina cuadrilátera. En ocasiones el propio fresado mediante las fresas troncocónicas, debilita esta zona, de manera que no es preciso practicar la osteotomía.

**Figura 3.14. (derecha).**- Osteotomía circular del fondo del cotilo. Mediante osteotomo, se practica una osteotomía circular alrededor de la lámina cuadrilátera. Ello permite la penetración suficiente del implante en los casos con déficit de techo o aplanamiento del acetábulo.



**Figura 3.15.-** Visión anteroposterior esquemática de un caso de osteotomía en "U" del fondo del cotilo. Se han colocado injertos de esponjosa en la zona de la osteotomía.

La preparación del fémur no tiene grandes diferencias entre ambos modelos de vástago, autobloqueante cementado y el de cerámica. Se inicia con el vaciado de parte del hueso esponjoso endocervical mediante escoplos. Tras ello se excava progresivamente la cavidad medular femoral mediante las raspas correspondientes (figuras 3.16., 3.17. y 3.18.).



**Figura 3.16.-** Vaciado proximal del fémur.



**Figura 3.17.(izquierda).-** Raspas utilizadas para el labrado femoral.

**Figura 3.18.(derecha).-** Fresado del fémur.

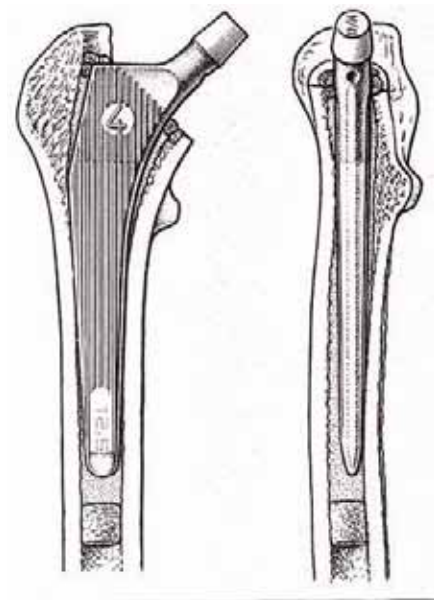
Una vez labrado un lecho femoral de conformación similar al contorno del vástago, introducimos el componente femoral de prueba adecuado a las dimensiones de la cavidad. Aprovechamos este período de prueba para tantear la longitud de cuello adecuada mediante la reducción de la artroplastia, y comprobación de la estabilidad de la misma.

El siguiente paso consiste en la implantación del componente femoral definitivo, donde si existen diferencias entre ambos modelos.

En el caso del vástago cementado se realiza como paso previo la colocación de un tapón de hueso esponjoso, obtenido en el proceso previo de vaciado endocervical, para la oclusión distal

#### **Material y Método**

de la medular que permita la presurización del cemento y evitar la migración distal de éste. A continuación se cementa el vástago mediante compresión axil e impactación con martillo en la porción final (figura. 3.19.).



**Figura 3.19.-** Vástago cementado

En el vástago de cerámica no cementado se realiza también compresión axil inicial e impactación final con martillo, colocando abundantes injertos de esponjosa autóloga en las oquedades que presenta la superficie del implante a medida que éste es introducido.

Tras la colocación de la cabeza y reducción de la artroplastia y comprobando la estabilidad a la flexoextensión y rotaciones al igual que la tensión de la musculatura pelvitrocantérea, se procede al cierre por planos de la herida, con especial cuidado en reconstruir el tendón del glúteo menor y suturar la fascia lata en los casos que ha sido preciso seccionarla. Sistemáticamente, se colocan drenajes de vacío tipo Redón. Finalmente se aplica generalmente un vendaje compresivo tipo espica.

A los 3-4 días de la intervención, se retira el vendaje en espica, y el paciente empieza la sedestación diaria, iniciando deambulacion con carga en el caso del modelo autorroscado-autobloqueante y en descarga en el modelo de cerámica. Hasta entonces se realiza profilaxis del troboembolismo pulmonar mediante Heparina cálcica subcutánea a dosis de 5000 U.I cada 8

horas o bien con Enoxaparina sódica subcutánea (Clexane®) a dosis de 40 mg cada 24 horas en los casos más recientes.

En todos los casos en que se utilizó el modelo de cerámica la descarga se mantuvo durante tres meses. A partir de ese momento la deambulaci3n se realiz3 con carga parcial de la extremidad intervenida, que se complet3 hacia los seis meses, momento en el que se prescindía de la ayuda de muletas.

### **3.1.3. Seguimiento postoperatorio**

Al período de hospitalizaci3n postoperatorio que por lo general oscil3 entre 7-10 días, le siguieron sistemáticamente visitas de control ambulatorias al mes, 3 meses, 6 meses, 1 ańo y con posterioridad anualmente. En ellas se valor3 el resultado clínico segun el baremo de Merle D' Aubigné y el resultado radiográfico.

El período de seguimiento postquirúrgico en que se hallaban los casos en el momento de la revisi3n es de 83,81 (2-131) meses para la prótesis autorroscada-autobloqueante o modelo CST y de 117,3 (5-187) meses para la prótesis de Mittelmeier o modelo CM (diferencia estadísticamente significativa ,  $p = 0,00$ ).

## 3.2.- Método

### 3.2.1.- Estudio clínico.

Los diferentes parámetros utilizados se han recogido de forma protocolaria según se muestra en las tablas 3.8. y 3.9. (anexo).

Sobre el total de casos se ha realizado un estudio de los hallazgos y complicaciones operatorias y postoperatorias. Se han valorado parámetros de filiación como son: nombre, historia clínica, edad, sexo, lado, etiología, actividad preoperatoria previa del paciente y antecedentes patológicos. También se han valorado las posibles intervenciones previas teniendo en cuenta que la totalidad de la serie corresponde a prótesis primarias no existiendo ningún caso de cirugía de recambio protésico. Se ha valorado también el tamaño del cotilo, del vástago y la longitud del cuello y en el caso del cotilo autorroscado de titanio los diferentes tipos de inserto de polietileno.

Se ha recogido también el tipo de profilaxis antibiótica y de prevención de TVP.

El resultado clínico ha sido valorado anualmente según el método de Merle D' Aubigné<sup>262</sup>, 1949 (en el apartado 3.1.1.3. referente a las puntuaciones ya se ha especificado como se obtienen dichos valores).

Aparte de analizar los resultados de forma conjunta (Merle Total) e independiente según la cotación de dicho autor para dolor, movilidad y marcha, los resultados también son clasificados utilizando su "*Evaluación global de la función de la cadera*" (Merle d'Aubigné<sup>270</sup> 1990). Este autor divide los resultados en excelentes, muy buenos, buenos, regulares o pasables, mediocres y malos (tabla 3.10.). Por criterios de comodidad en el manejo de los datos se han agrupado en 4 categorías. La primera categoría con los resultados excelentes y muy buenos, la segunda con los resultados buenos, la tercera con los regulares, y finalmente la cuarta con los resultados mediocres y malos. Para llegar a la categoría de resultados mediocres y malos hay cotaciones que pueden adoptar diversos valores siempre que la suma no supere el valor total.

Para la valoración del resultado respecto al dolor se ha dividido en cuatro categorías: muy bueno para el valor 6, bueno para el valor 5, regular para el valor 4 y malo para valores  $\leq$  3.

Tabla 3.10.

| <i>DOLOR</i>              | <i>MOVILIDAD</i>          | <i>MARCHA</i>             | <i>TOTAL</i>  | <i>CLASIFICACION</i> |
|---------------------------|---------------------------|---------------------------|---------------|----------------------|
| 6                         | 6                         | 6                         | 18            | EXCELENTE            |
| 6<br>6<br>5               | 5<br>6<br>6               | 6<br>5<br>6               | 17            | MUY BUENO            |
| 6<br>6                    | 5<br>4                    | 5<br>6                    | 16            | BUENO                |
| 5<br>6<br>5               | 5<br>4<br>4               | 5<br>5<br>6               | 15            |                      |
| 6<br>4                    | 5<br>6                    | 4<br>5                    | 15            | REGULAR              |
| 5                         | 4                         | 5                         | 14            |                      |
| 5<br>4                    | 5<br>5                    | 4<br>5                    | 14            |                      |
| 6                         | 2                         | 5                         | 13            |                      |
| <i>diferentes valores</i> | 4<br>3                    | 4<br>4                    | 11 12<br>9 10 | MEDIOCRE             |
| <i>diferentes valores</i> | <i>diferentes valores</i> | <i>diferentes valores</i> | < 9           | MALO                 |

### 3.2.2.- Estudio radiográfico.

Las proyecciones utilizadas como base para el análisis de los cambios radiográficos ha sido la RX en posición anteroposterior practicada sobre el enfermo en posición de decúbito supino.

La valoración de los cambios radiográficos, se ha realizado en todos los casos tanto para los componentes acetabulares como para los vástagos siguiendo el protocolo de las tablas 3.8. y 3.9. (anexo) según el método de evaluación radiográfica propuesto por **Johnston**<sup>264</sup> (1990), aunque con diversas modificaciones derivadas unas por el propio diseño de la

#### **Material y Método**

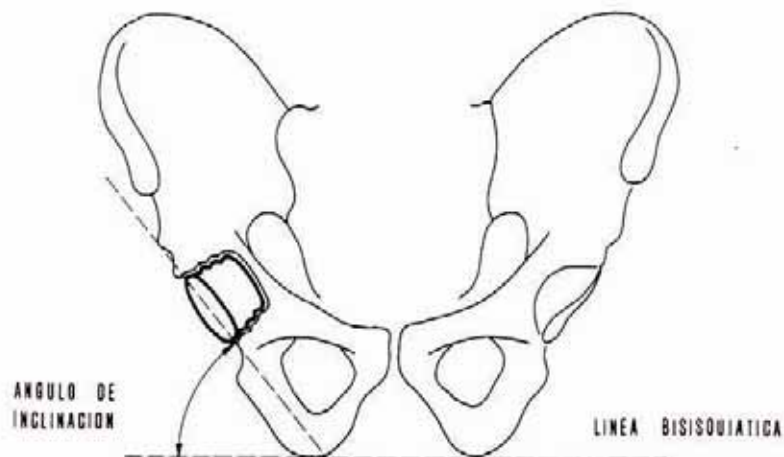


prótesis, y otras, para seleccionar aquellos parámetros que proporcionan una estimación más exacta sobre el éxito o fracaso de la fijación tanto a corto como a largo plazo. Para el estudio cuantitativo del componente acetabular se han realizado una serie de medidas que se analizan a continuación similares a las efectuadas por **Callaghan**<sup>265</sup> (1992). Se ha realizado un seguimiento anual de los cambios radiográficos para el componente acetabular y para el vástago se ha realizado al 1º, 2º, 3º, 5º, 7º, 9º años y en el último control; se han seguido los criterios especificados en las tablas 3.8. y 3.9. del anexo, aunque en estas solo consta hasta el tercer año.

Los **parámetros iniciales fijos cotiloideos** analizados en ambos tipos de componentes han sido el ángulo de inclinación, la penetración intrapélvica y la migración craneal.

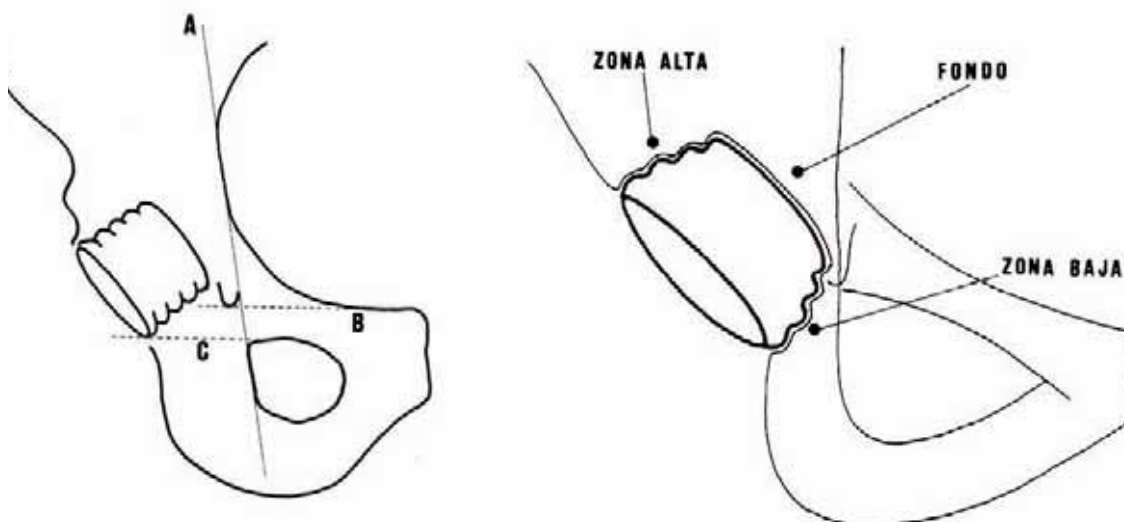
El **ángulo de inclinación** del componente acetabular, se ha medido valorando el ángulo que forma la línea bisisquiática respecto a la línea de inclinación del componente cotiloideo en el plano frontal. (figura 3.20.).

La **protrusión intrapélvica** del componente acetabular se ha medido analizando la distancia entre una línea tangente al borde externo del marco obturador y la línea ilioisquiática respecto al fondo del componente protésico cotiloideo. (figura 3.21.).



**Figura 3.20.-** Método de medición del ángulo de inclinación del componente acetabular

La **migración craneal** ha sido valorada midiendo la distancia entre la imagen en lágrima del fondo acetabular y el reborde inferoexterno del implante. (figura 3.21.).



**Figura 3.21. (izquierda).**- Método de medición de los desplazamientos craneal y medial del componente acetabular. La distancia entre la línea A (tangente al borde externo del marco obturador y línea ilioisquiática) y el fondo del implante nos permite valorar los movimientos en el sentido medio-lateral. La distancia entre la imagen en lágrima del fondo del cotilo (B) y el reborde inferoexterno del implante (C) permite valorar la existencia de desplazamiento craneal.

**Figura 3.22. (derecha).**- Areas periprotésicas en las que ha sido dividido el cotilo para valorar los cambios radiográficos evolutivos (criterios de De Lee y Charnley ).

Los **parámetros radiográficos evolutivos cotiloideos** han sido valorados en las tres zonas en que se divide el cotilo siguiendo los criterios de De Lee y Charnley<sup>124</sup>. Así se han establecido tres zonas : zona I o zona alta, II o fondo acetabular y zona III o inferior. (figura 3.22.).

En estas zonas topográficas se ha analizado el inicio, evolución e incidencia de presentación de :

- Migración craneal.
- Variación del ángulo de inclinación.
- Variación de la penetración o protrusión intrapélvica.
- Desgaste del cotilo.
- Radiolucencias periprotésicas.
- Variaciones de la densidad ósea periprotésica.

**Material y Método**

En la valoración de las **radiolucencias periacetabulares** (disminución de densidad ósea alrededor del implante, figura 3.23.), se han valorado además de la zona de presentación otros dos parámetros :

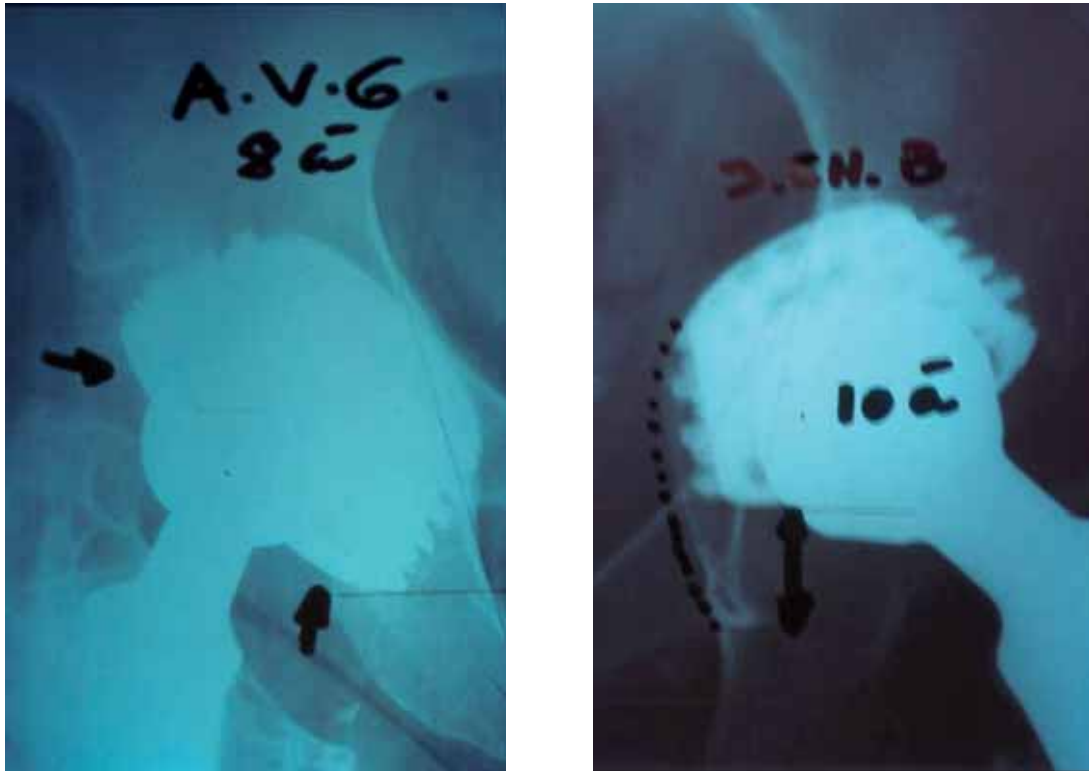
- Tamaño de la radiolucencia
  1. - < 3 mm.
  2. - 3 - 5 mm.
  3. - > 5 mm.
  
- Características de la radiolucencia.
  1. -Tipo lineal (alrededor de las espiras).
  2. -Tipo difuso o parcelar (sobrepasando las espiras y envolviendo la periferia del componente acetabular).

En las **variaciones de densidad ósea periacetabular** (en forma de aumento de densidad), se ha tenido en cuenta la zona de presentación y también se han analizado las características intrínsecas de la misma estableciéndose también dos patrones diferentes ya sea lineal en forma de ribete denso en contacto con el componente acetabular o bien de tipo difuso-parcelar sin delimitación neta.



**Figura 3.23.-** Imagen de radiolucencia en zona III de tipo difusa en codo autorroscado de titanio a los 3 años de evolución.

La valoración del **desgaste del cotilo** se ha realizado analizando la excentricidad de la cabeza (figura 3.24.).En las figuras 3.25. a 3.27. se reflejan los diversos cambios radiográficos analizados.

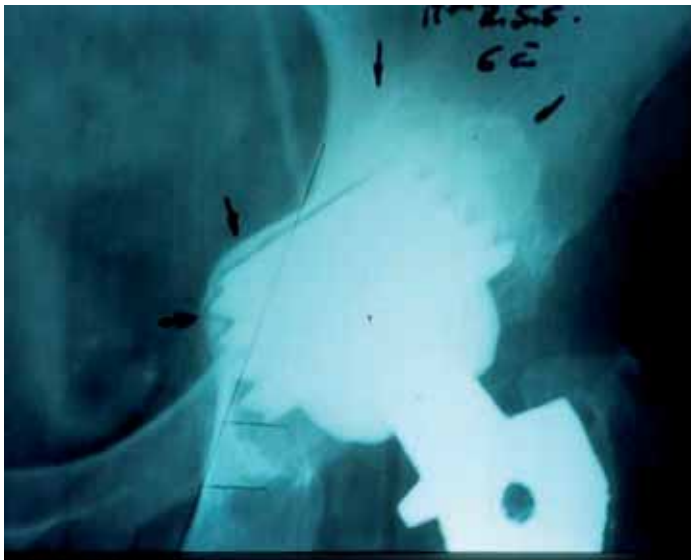


**Figura 3.24. (izquierda).**- Imagen de desgaste de polietileno en cotilo autorroscado a 8 años de evolución.

**Figura 3.25. (derecha).**- Imagen de radiolucencia masiva de tipo difuso en zona III, migración craneal y protrusión intrapélvica en cotilo autorroscado a 10 años de evolución.



**Figura 3.26.-** Cotilo autorroscado a 4 años de evolución. Se objetiva aumento de densidad de tipo difuso con radiolucencia < 3 mm de tipo difuso entre las espiras en zona I, combinado con una radiolucencia en zona II de tipo lineal de entre 3-5 mm y radiolucencia difusa en zona III > 5 mm.



**Figuras 3.27.1.(izquierda) y 3.27.2.(derecha).-** En las imágenes anteriores se objetiva cotilo de cerámica de Mittelmeier a 6 años de evolución. Se objetivan diversos patrones radiológicos : radiolucencia de tipo lineal en zonas II y III, aumento de densidad difuso en zona alta o zona I y aumento de densidad lineal en zonas II y III.

En el análisis del **vástago** existen importantes diferencias dado que se trata de un componente cementado en la prótesis autorroscada-autobloqueante frente al componente no cementado de la prótesis del Mittelmeier. Para analizar los diferentes tipos de patrones radiológicos el vástago ha sido dividido en 7 zonas según los criterios de **Gruen**<sup>247</sup> (figura 3.28.).

Los **parámetros radiográficos del vástago cementado** han sido :

- Movimientos del componente femoral
  1. - Hundimiento del componente femoral.
  2. - Variación de inclinación en el plano frontal ( varo/valgo).
- Diámetro en parte media y punta de la diáfisis femoral.
- Variaciones a nivel del cóncavo.
- Radiolucencias cemento-hueso.
- Radiolucencias cemento-prótesis.
- Osteólisis endostal.
- Reacción perióstica.
- Engrosamiento cortical.
- Rotura de cemento.

La medición del **hundimiento del componente femoral**, se ha realizado tomando como puntos de referencia el extremo proximal del vástago y la porción superior del trocánter menor ; cuando el extremo del vástago ha sobrepasado la mencionada línea, se ha tomado la distancia entre éste y el extremo superior del trocánter mayor (figura 3.29.).

La medición de la **variación de inclinación del vástago femoral en el plano frontal** o movimiento de varo-valgo se realiza analizando el ángulo que forman el eje del implante respecto a la cortical femoral externa (figura 3.30.).

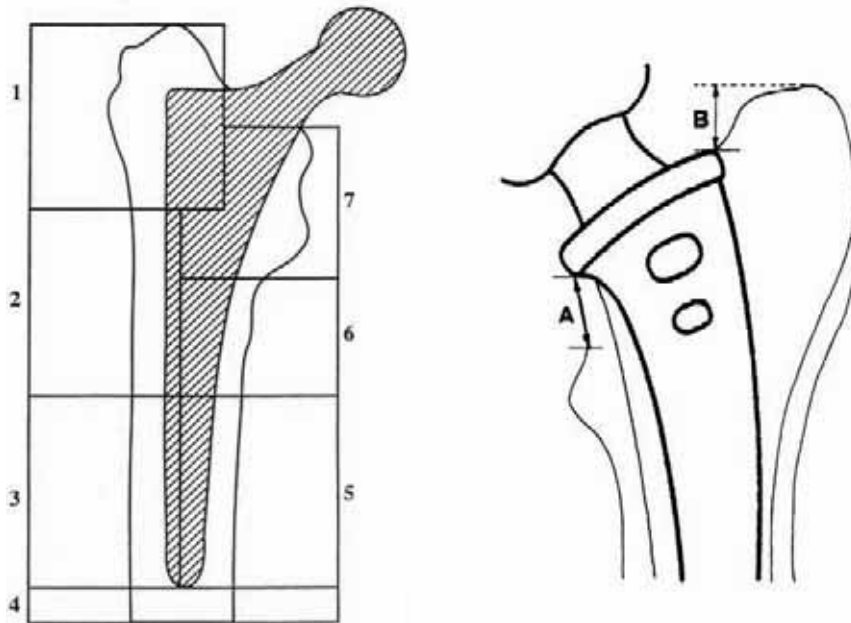
La **medición del diámetro femoral en la parte media y en la punta del implante** analiza la variación de tamaño de las corticales de la diáfisis femoral. Se analiza en el punto medio del vástago y a 1 cm de la punta de éste (figura 3.31.).

En las **variaciones a nivel del cóncavo** (figuras. 3.32. a 3.35.) se han valorado los siguientes cambios evolutivos :

- Integridad con el paso del tiempo.
- Cambios osteoporóticos .
- Redondeamiento .
- Reabsorción
  1. - < 5 mm
  2. - > 5 mm

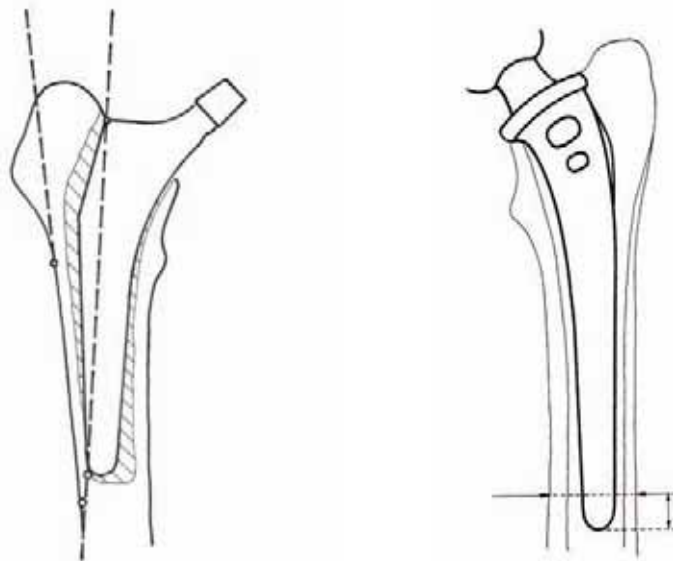
---

#### Material y Método



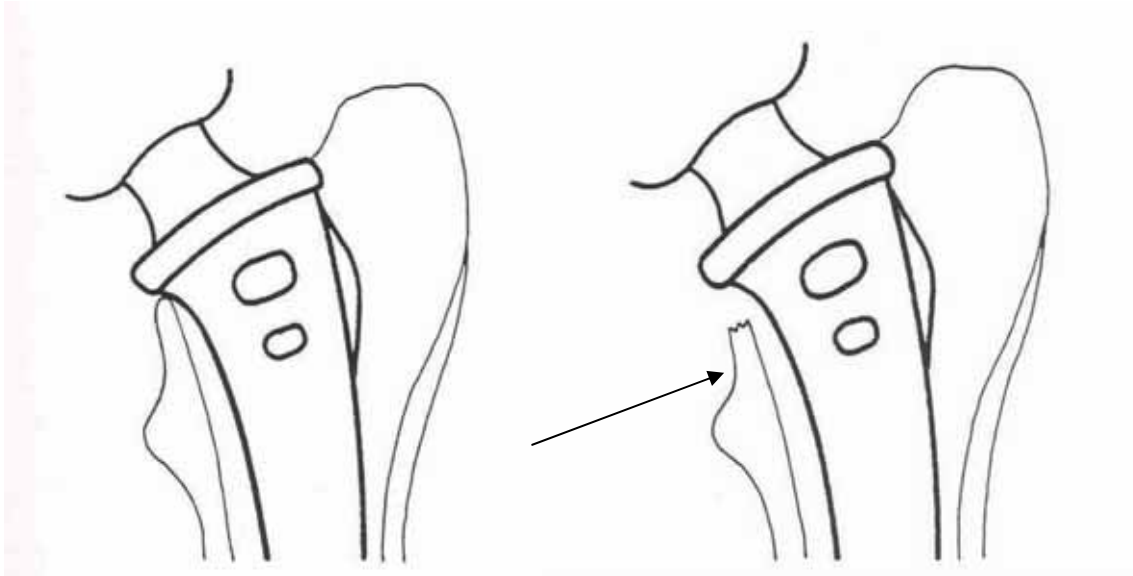
**Figura 3.28.(izquierda).**- Zonas de Gruñe

**Figura 3.29.(derecha).**- Método de medición del hundimiento del componente femoral.



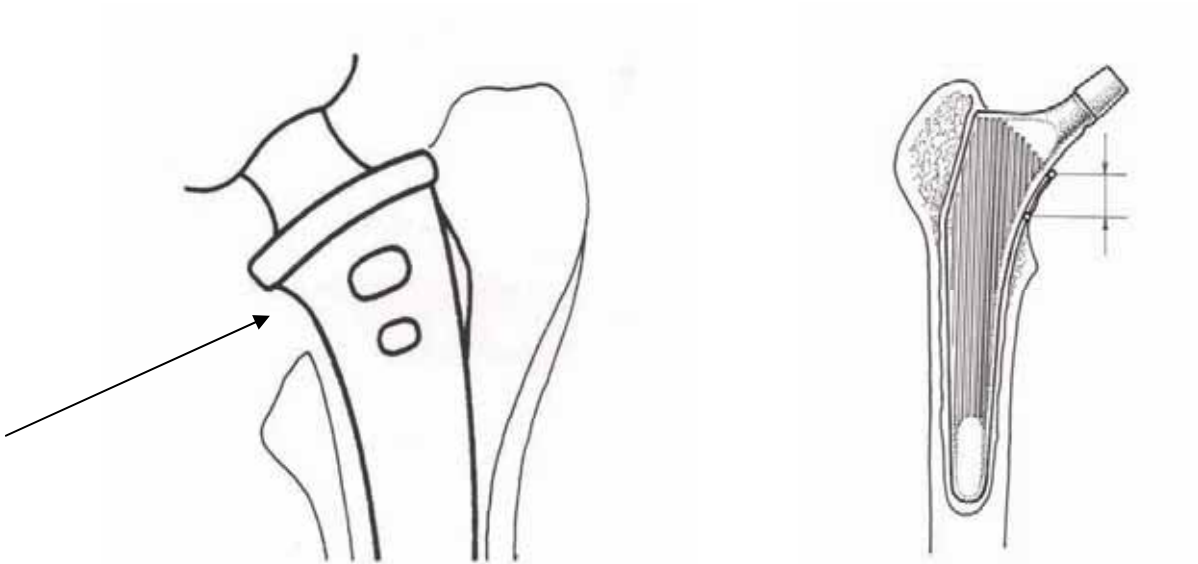
**Figura 3.30.(izquierda).**- Posición del vástago femoral. Ángulo formado por el eje del implante y la cortical externa. Si ambas líneas son paralelas la posición se considera neutra. Si el vértice del ángulo se dirige distalmente, el componente se considera varo y si se dirige proximalmente se considera valgo.

**Figura 3.31.(derecha).**- Medición del diámetro femoral a nivel del extremo femoral y en el punto medio del implante.



**Figura 3.32.(izquierda).**- Imagen de redondeamiento del cálcar.

**Figura 3.33.(derecha).**- Imagen de reabsorción < 5 mm .



**Figura 3.34.(izquierda).**- Imagen de reabsorción > 5 mm.

**Figura 3.35.(derecha).**- Medición de la reabsorción del cuello femoral.

#### Material y Método

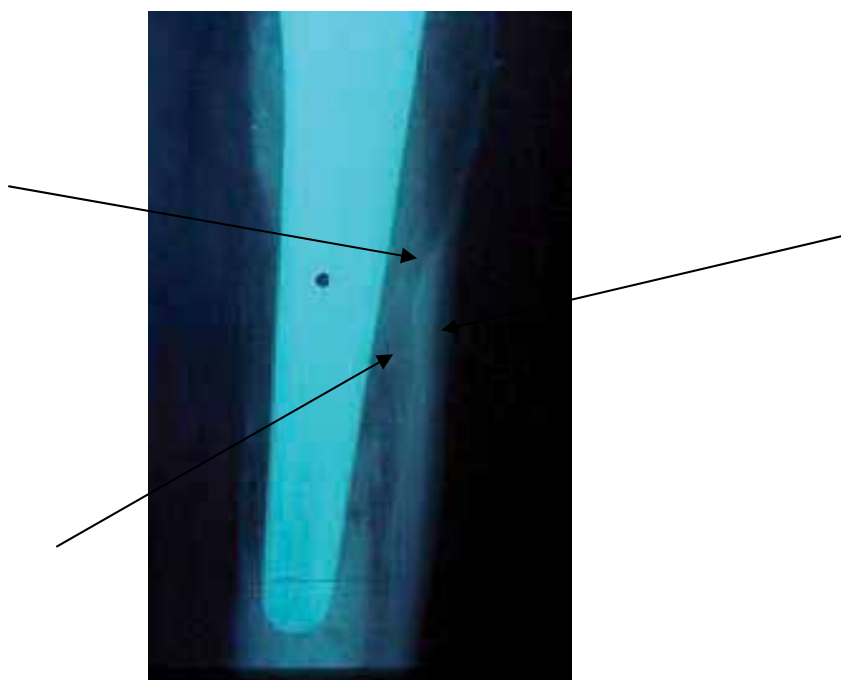


Las **radiolucencias a nivel del vástago cementado** han sido estudiadas tanto en la interfase hueso-cemento como a nivel cemento-prótesis. A nivel de la interfase hueso-cemento han sido analizadas en las diferentes zonas de Gruen teniéndose en cuenta su tamaño, para lo cual se han establecido tres categorías :

1. - < 3 mm.
2. - 3-5 mm.
3. - > 5 mm.

En la interfase cemento-prótesis se ha valorado únicamente la presencia o ausencia de radiolucencias, dada la menor incidencia y significación de éstas.

La **osteolisis endostal** o presencia de formaciones osteolíticas, se define como una radiolucencia localizada, con erosión bien delimitada de la cortical en la interfase hueso-cemento o en su proximidad. (figura 3.36.)



**Figura 3.36.-** Imagen de osteolisis endostal en zonas V y VI en un vástago autobloqueante cementado a los 7 años de evolución.

El **engrosamiento de la cortical femoral** se define como un engrosamiento de tipo fusiforme bien delimitado. Este aspecto generalmente fusiforme depende de la posición del vástago femoral. Si éste se encuentra bien centrado en el canal medular, el engrosamiento cortical es simétrico, mientras que si el

implante se encuentra en valgo, con apoyo de la punta en la cortical interna se produce solo a ese nivel. En el caso contrario con posición en varo se produce un engrosamiento en la cortical externa aunque generalmente es más frecuente la inestabilidad con erosión y perforación de dicha cortical.

Según Collis<sup>266</sup> (1982) la causa de este fenómeno sería una distribución anormal de las sollicitaciones producida por la carga. Así en estudios "in vivo" se ha podido comprobar como la inserción del componente femoral invierte el patrón de deformación del fémur proximal, ya que ésta se concentra en la punta del implante en vez de en la cortical del cuello (Brown<sup>267</sup> 1985). Así es frecuente ver la asociación de una hipertrofia cortical con reabsorción del cuello femoral, debido a la atrofia por desuso que se produce a ese nivel por traslado de las sollicitaciones de carga a la punta del implante.

La **reacción perióstica** tiene un aspecto diferente. Aparece en casos de infección y adopta un aspecto en capas a diferencia del aspecto fusiforme del engrosamiento cortical, que adopta la cortical en casos de prótesis bien implantadas.

También se ha realizado un análisis de las fragmentaciones o **roturas del manto de cemento** en las diferentes zonas.

Los **parámetros radiográficos del vástago de cerámica tipo MARK III** han sido :

- Movimientos del componente femoral
  1. - Hundimiento del componente femoral.
  2. - Variación de inclinación en el plano frontal ( varo/valgo ).
- Diámetro en parte media y punta de la diáfisis femoral.
- Variaciones a nivel del cóncavo.
- Radiolucencias prótesis-hueso.
- Osteolisis endostal.
- Reacción perióstica.
- Engrosamiento cortical.
- Índice de llenado medular.
- Presencia de pedestal.
- Orificios proximales del vástago.
- Variaciones de densidad.

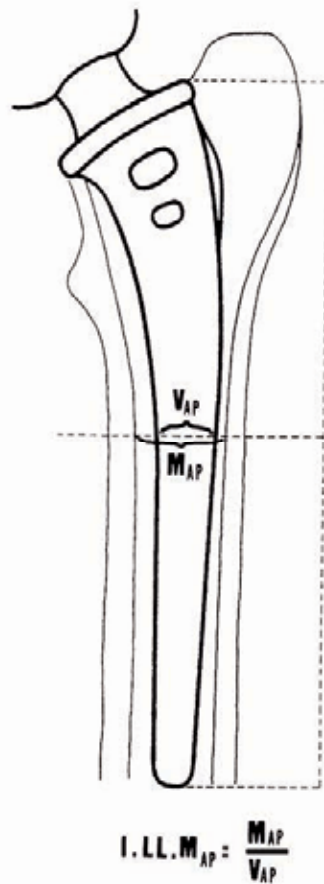
Los movimientos del vástago femoral (hundimiento/varización-valguización), el diámetro en parte media y en punta, las variaciones a nivel del cóncavo, las radiolucencias prótesis-hueso, la osteolisis endostal, la reacción perióstica y el

---

#### Material y Método

engrosamiento cortical han sido estudiados siguiendo el mismo protocolo que el caso del vástago autobloqueante cementado.

El **índice de llenado medular** (I.L.L.M), diseñado para evaluar el relleno femoral por parte del componente protésico se ha medido en el punto medio de la longitud del vástago, y consiste en la relación entre el diámetro de la cavidad medular y la anchura del implante. El índice obtenido, cociente de las dos mediciones, nos indica cuanto más próximo se encuentra al valor uno, que el llenado es mayor, y cuanto más se separa de uno es que el llenado es menor (figura 3.37.)



**Figura 3.37.-** Medición del índice de llenado medular (I.L.L.M). En el punto medio de la longitud del implante se obtiene el cociente entre el diámetro de la cavidad medular y el grosor del vástago femoral.

La **presencia del pedestal** o aumento de la densidad endomedular alrededor del extremo del vástago, constituye una imagen relativamente frecuente en este tipo de implante, y que se define como un aumento de densidad endomedular por debajo y alrededor del extremo del vástago femoral y que puede adoptar

diversas morfologías. Frecuentemente la neoformación ósea puede unirse a la cortical diafisaria en mayor o menor extensión y envolviendo el extremo del vástago parece fijarlo. Puede adoptar diversas formas radiográficas según su morfología, siendo las más frecuentes (figuras 3.38. a 3.42.) :

1. Difusa.
2. Banda.
3. Cónsola.
4. Puente.

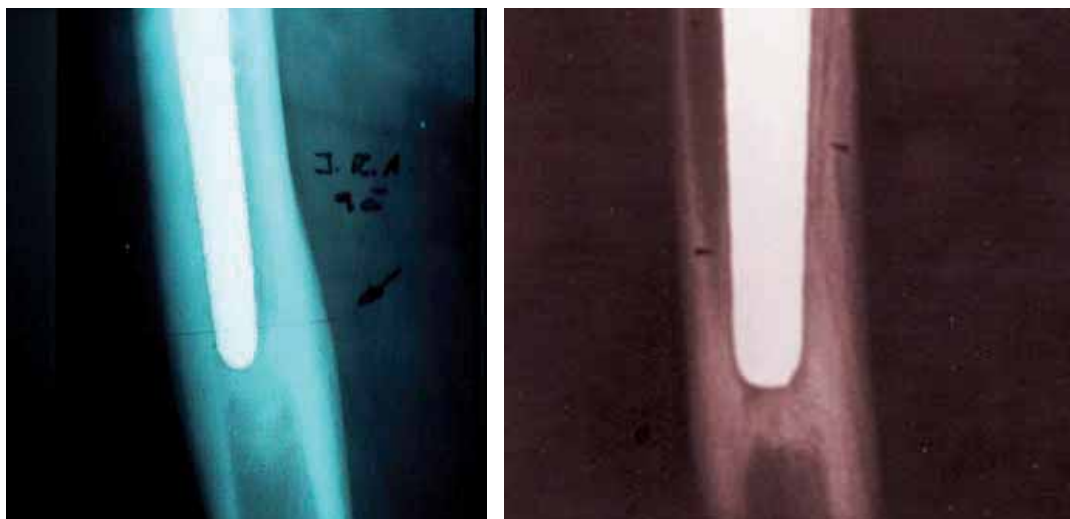


**Figuras 3.38.1. y 3.38.2.-** Imagen de pedestal en cónsola a los 2 años (izquierda) y progresión a los 5 años (derecha).



**Figuras 3.39. y 3.40.-** Imagen en banda (izquierda) e imagen de aumento de densidad difusa (derecha).

#### Material y Método



**Figuras 3.41.(izquierda) y 3.42.(derecha).**- Imágenes de pedestal en puente.

También se ha analizado el aumento de densidad ósea, o lo que es lo mismo, la formación de hueso a través de los **orificios proximales del vástago**.

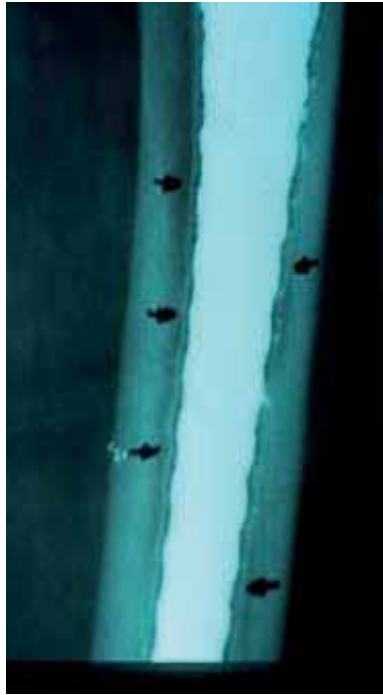
Dentro de las **variaciones de densidad** se han valorado dos parámetros diferentes :

- Presencia de **líneas escleróticas**, definidas como una línea de incremento de la densidad adyacente al vástago femoral (figura 3.43.).
- **Neoformación ósea endostal (spot welds)** definido como una neoformación ósea en situación endóstica en la zona de contacto directo con la superficie porosa de la prótesis.

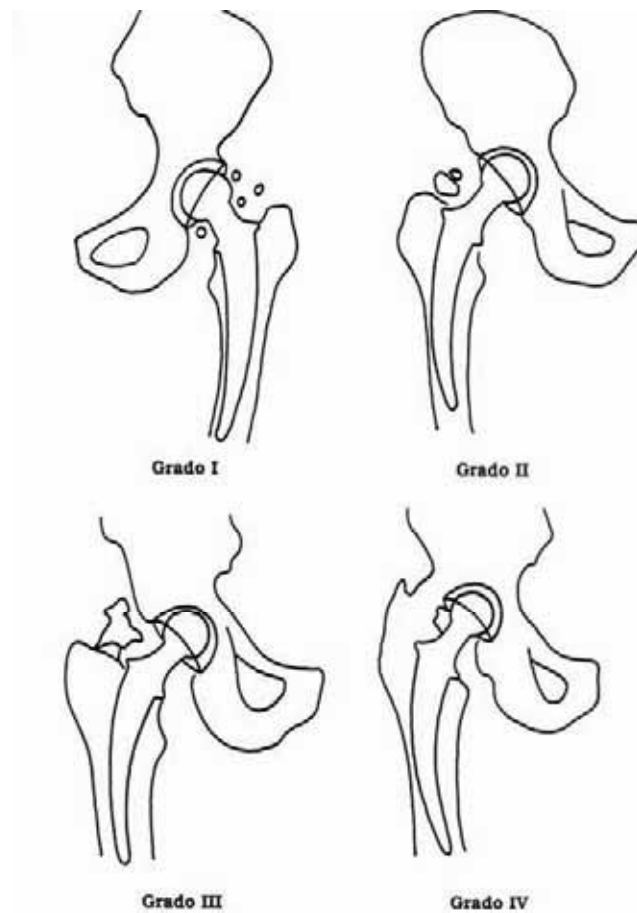
Finalmente, se han valorado en ambos modelos de prótesis, la formación de **osificaciones periarticulares** según la metodología propuesta por **Brooker**<sup>268</sup> en 1973 (figura 3.44.) y el **Efecto Voss**.

Así Brooker establece 4 grados :

- **Grado I** :-Existen osificaciones de pequeño tamaño diseminadas en el espacio articular
- **Grado II** :-Presencia de osificaciones a nivel de pelvis y/o fémur con una separación entre ellas mayor de 1 cm.
- **Grado III** : -Osificaciones a nivel de pelvis y/o fémur con una separación menor de 1 cm entre ellas.
- **Grado IV** : - Anquilosis ósea de la cadera.



**Figura 3.43.-** Aumento de densidad lineal (líneas escleróticas) global.

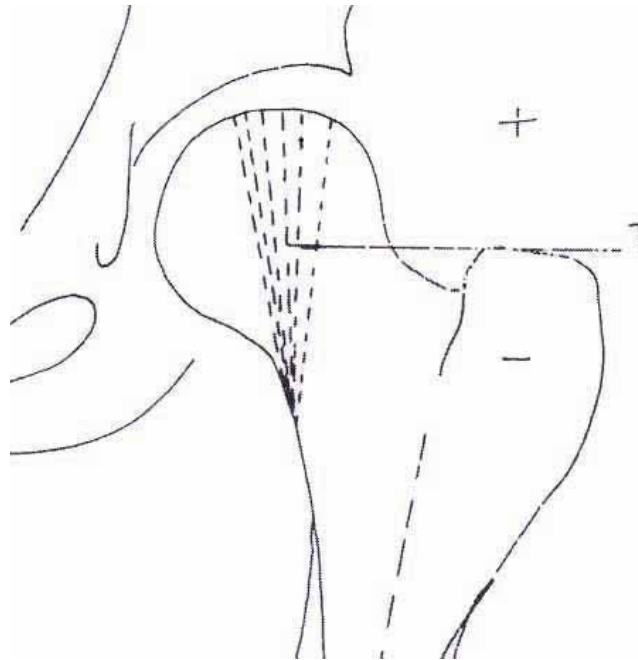


**Figura 3.44.-** Clasificación de Brooker.

**Material y Método**

El **efecto Voss** tiene importancia para valorar cual es la tensión miofascial y a que sobrecarga se halla sometida la artroplastia. Puede ser causa de cojera y producir una marcha en Tredelemburg por insuficiencia de la musculatura abductora.

En una cadera normal en proyección anteroposterior, la horizontal tangente a la punta del trocánter mayor suele coincidir con el centro geométrico de la cabeza femoral. Sin embargo, tras realizar una artroplastia, es muy difícil saber la longitud exacta del cuello a resear y, una vez implantado el vástago, el control radiográfico nos puede mostrar que la punta del trocánter mayor se halla por debajo del centro de la cabeza protésica, hablándose entonces de un *efecto Voss negativo*; si el centro geométrico de la cabeza se halla por debajo de la punta del trocánter mayor se habla de un *efecto Voss positivo*. Esta nueva situación tiene consecuencias dado que desequilibra la balanza pélvica (figura 3.45.).



**Figura 3.45.-** Cálculo del efecto Voss según la tangente al vértice del trocánter mayor. Esta pasa por el centro de la cabeza en la cadera normal.

### 3.2.3.- Criterios de aflojamiento

#### *3.2.3.1.- Criterios de aflojamiento del cotilo*

Para realizar la valoración de la estabilidad del componente acetabular se han seguido los criterios descritos por **Engel**<sup>100</sup>

(1990) pero introduciendo discretas modificaciones . Este describe cuatro posibles situaciones: *estable* cuando no se evidencian radiolucencias ni migración, *posible aflojamiento* definido por la presencia de radiolucencias en menos del 50 % de la superficie y sin cambios de posición del componente acetabular, *probable aflojamiento* cuando se objetivan radiolucencias en más del 50 % de la superficie y existen cambios de posición del componente (migración < 3 mm y variación de angulación < 3°) y *aflojamiento definitivo* (migración > 3 mm y variación de inclinación > 3°).

Así para realizar el análisis se han tenido en cuenta los siguientes criterios :

- **Componente acetabular estable**

1. -No emigración
2. -Inexistencia o mínima presencia de radiolucencias o líneas escleróticas reactivas .

- **Componente acetabular inestable**

1. -Emigración.
2. -Líneas radiolúcidas o reactivas escleróticas en al menos dos de las tres zonas.

Se introduce el concepto de línea esclerótica reactiva como criterio de inestabilidad tal y como concluye **Engh**<sup>261,100</sup> en sus diferentes trabajos tanto para el cotilo como para el vástago. Como se expondrá más adelante la presencia de línea esclerótica reactiva es un fenómeno prácticamente exclusivo de la prótesis de Mittelmeier.

Como criterio de migración se ha considerado que un cotilo ha experimentado tal evolución cuando se evidencia en los diferentes controles radiológicos un cambio de posición horizontal o vertical  $\geq 5$  mm o bien una variación de inclinación  $5^\circ$ .

### **3.2.3.2.- Criterios de aflojamiento del vástago cementado**

La valoración de la situación de aflojamiento del vástago autobloqueante cementado se ha realizado siguiendo los criterios de **Harris**<sup>72</sup> (1982) con diversas modificaciones introducidas por **Goetz**<sup>269</sup> (1994). Este establece tres posibles categorías: aflojamiento definitivo, probable aflojamiento y finalmente posible aflojamiento.

---

#### **Material y Método**



### **1. Aflojamiento definitivo.**

1. -Migración del componente, en forma de cambio de alineación o bien un hundimiento mayor de 2 mm.
2. -Aparición de radiolucencia en la interfase cemento-prótesis.

### **2. Aflojamiento probable.**

1. -Presencia de radiolucencia continua en la interfase cemento-hueso alrededor de todo el manto de cemento.

### **3. Aflojamiento posible.**

1. Presencia de radiolucencia en la interfase cemento-hueso que ocupa entre el 50 y el 100 % de la superficie (< 100).

### **3.2.3.3.- Criterios de aflojamiento del vástago MARK III.**

Para la valoración de la estabilidad o inestabilidad del vástago de cerámica se han utilizado los criterios descritos por **Engh**<sup>261</sup> (1990) con diversas modificaciones.

#### **• Vástago estable.**

1. No migración o hundimiento.
2. Ausencia de líneas reactivas escleróticas alrededor de la superficie porosa del vástago.
3. Presencia de neoformación ósea endostal (spot welds) en contacto directo con la superficie porosa del vástago.

#### **• Vástago inestable.**

1. Migración mayor o igual a 2 mm.
2. Osteolisis femoral progresiva.
3. Presencia de líneas escleróticas reactivas progresivas.
4. Formación de pedestal inestable.
5. Atrofia o hipertrofia del cálcar.
6. Hipertrofia cortical diafisaria.

En relación con la formación en pedestal **Engh** considera que éste es estable si está en contacto directo con la punta del vástago y no existen radiolucencias ni líneas reactivas alrededor de la punta. En caso contrario lo considera como signo de inestabilidad.

### **3.2.4.-Gestión de los datos y estudio estadístico.**

#### **3.2.4.1.- Gestión de los datos.**

La estructura de la base de datos, informatizada inicialmente en ACCESS, fue posteriormente transformada en SPSS y modificada con el propósito de obtener una estructura adecuada para el análisis.

#### **3.2.4.2.- Análisis estadístico.**

En primer lugar, se llevó a cabo un análisis estadístico descriptivo de datos sobre el total de los casos observados, estratificando por modelo de prótesis en la mayoría de ocasiones. Se utilizaron listados de frecuencias y gráficos en el caso de variables cualitativas, y medidas de tendencia central y de dispersión en el caso de variables de carácter numérico-continuo. Las variables cualitativas se expresan en forma de número de casos (N) y porcentaje(%), y las cuantitativas en forma de media  $\pm$  desviación estándar.

Con la intención de comparar los modelos en función de variables observadas (numéricas), y previa comprobación de la normalidad, se utilizó la prueba de U de Mann-Whitney para dos muestras y la prueba de Kruskal-Wallis para K muestras y en el caso de variables categóricas se estudió la asociación entre variables mediante la prueba de chi-cuadrado, siempre con un nivel de confianza del 95 %.

Finalmente se realizó un análisis de supervivencia para comparar el tiempo de inestabilización, migración y recambio entre los dos modelos de prótesis.

Todos los análisis estadísticos se llevaron a cabo utilizando el programa SPSS y S-plus.

# 4

## Resultados

- 4.1 Resultados del estudio clínico
- 4.2 Resultados del estudio radiográfico y correlaciones clínico-radiológicas
- 4.3 Análisis de supervivencia. Estudio comparativo

**Resultados**

---

**108** Estudio comparativo de dos tipos de  
cotilos troncocónicos roscados

## **4.1. Resultados del estudio clínico**

Las características globales de ambas series han sido especificadas en el capítulo 3.1. En el presente capítulo se muestran los resultados obtenidos del análisis de los 202 casos (prótesis) que componen las dos series: 102 casos para la serie CST y 100 para la serie CM.

### **4.1.1.- Técnica quirúrgica. Técnicas asociadas. Complicaciones operatorias y postoperatorias.**

Para la implantación del componente cotiloideo la técnica es muy similar. En el caso del componente femoral existen importantes diferencias dado que un modelo es cementado y el otro no.

#### **4.1.1.1.- Técnica quirúrgica. Tipos de implantes utilizados.**

La vía de abordaje utilizada ha sido la anterolateral de Watson-Jones (descrita en el capítulo 3), excepto en dos pacientes de la serie CM afectados de una displasia grave de cotilo en que se practicó una vía lateral con osteotomía de trocánter.

En la serie CST los tamaños de cotilos más utilizados han sido el nº 56 (39,2 %) y el nº 60 (35,3 %) y en la CM el nº 58 con el 45 % y el nº 52 con el 21 %.

El tamaño más frecuente de vástago cementado utilizado ha sido el nº 10 con un 47,1 % del total, seguido por los tamaños nº 12,5 y nº 15 con un 34,3 % y 8,8 % respectivamente. En el caso del vástago de Mittelmeier el tamaño más utilizado ha sido el nº 160 con el 28 % de los casos, seguido de los números 150 y 140 con el 22 % y el 21 % respectivamente.

En el 82,2 % de los casos de la serie global se ha utilizado el cuello medio, en un 11,1 % el largo y, en el 6,4 % el corto.

El tipo de inserto de polietileno utilizado en los cotilos autorroscados de titanio (CST) ha sido en la mayoría de los casos el estándar (90 casos). Solo se ha utilizado el inserto de 5mm en 12 casos y no se ha utilizado nunca el de 10mm.

#### **4.1.1.2.- Técnicas quirúrgicas asociadas y complicaciones operatorias.**

Los resultados de este capítulo se especifican en la tabla 4.1.

**Tabla 4.1.**

**Técnicas quirúrgicas asociadas. Complicaciones operatorias.**

|                                      | <b>Modelo de prótesis</b> |               | <b>Total (N)</b> |
|--------------------------------------|---------------------------|---------------|------------------|
|                                      | <b>CST (N)</b>            | <b>CM (N)</b> |                  |
| Liberación musculatura flexora       | 3                         | 4             | 7                |
| Fractura de fémur                    | 9                         | 3             | 12               |
| Falsa vía femoral                    | 3                         | 0             | 3                |
| Fracturas de cotilo                  | 6                         | 4             | 10               |
| -Pared posterior                     | 2                         | 4             | 6                |
| -Pared anterior                      | 4                         | 0             | 4                |
| Penetración lámina cuadrilátera      | 3                         | 1             | 4                |
| Pérdida de rosca labrada             | 1                         | 0             | 1                |
| Fondo acetabular roto                | 1                         | 0             | 1                |
| Injerto techo acetábulo              | 1                         | 0             | 1                |
| Dificultad de colocación del vástago | 0                         | 3             | 3                |
| Inestabilidad                        | 1                         | 1             | 2                |
| <b>Total (N)</b>                     | <b>28</b>                 | <b>16</b>     | <b>44</b>        |

En 3 casos de la serie CST que presentaban una actitud de la cadera en flexo marcada, fue preciso realizar una liberación de musculatura flexora. Se trataba de 2 pacientes afectados de coxartrosis primaria (uno de ellos con una coxa profunda) y otro afecto de artritis reumatoidea. En los pacientes a los que se les implantó una prótesis de cerámica se practicó dicho procedimiento en 4 casos; se trataba de un enfermo afecto de una coxartrosis displásica y de 3 pacientes afectados de enfermedades inflamatorias.

En la serie CST la frecuencia de fracturas peroperatorias de fémur ha sido de 9 casos (8,8 %) con una afectación en 4 casos del trocánter mayor y en 5 casos a otros niveles. En otros 3 casos (2,94 %) se produjo una falsa vía. En 2 casos fue preciso realizar una osteosíntesis mediante cerclajes tratándose en el resto de los casos de fracturas estables (4 casos de fisuras en el cóncavo) que se solucionaron con la cimentación de la prótesis. El porcentaje de fracturas peroperatorias de fémur en la serie CM ha sido del 3 % (correspondientes a fracturas de trocánter mayor) y sin documentarse ningún caso de falsa vía. En 2 de los casos fue necesario realizar una osteosíntesis con cerclajes.

En la serie CST se produjeron fracturas de cotilo en 6 casos (5,88 %). En 4 casos afectaron a la pared anterior y en 2 casos a la posterior. En 3 casos se aportaron injertos siendo posible el roscado del cotilo. En la serie CM se produjeron 4 fracturas

**Resultados**

(4 %) de cotilo con afectación de la pared posterior, siendo posible en todos los casos el roscado del componente cotiloideo.

No hemos considerado como complicación la penetración de la lámina cuadrilátera por parte del componente acetabular, dado que en la mayoría de los casos se ha producido de manera intencionada para poder lograr una buena cobertura y a la vez implantarlo con el ángulo de inclinación correcto. Así se ha practicado en algunos casos una osteotomía en "U" del trasfondo acetabular o circular de la lámina cuadrilátera. Estas maniobras han ido siempre acompañadas de la colocación de injertos de esponjosa a nivel del foco de osteotomía. No obstante en la serie CST, se han producido de manera accidental 3 fracturas a nivel de la lámina cuadrilátera que se han solucionado mediante aporte de injertos de esponjosa y roscado del componente protésico. Por el contrario en el modelo de cerámica solo se produjo 1 caso de penetración de manera accidental.

Otras incidencias operatorias en la serie CST fueron 1 caso de pérdida del paso de rosca que obligó a colocar un componente acetabular de mayor tamaño. En otro caso, en un paciente afecto de artritis reumatoidea se evidenció durante el acto quirúrgico la presencia del fondo acetabular roto que se resolvió con la colocación de injertos e inmovilización postoperatoria con calzón de yeso. En otro caso que presentaba un déficit de cobertura acetabular con exposición de espiras fue necesario colocar un injerto.

En 2 casos, la inestabilidad de la reducción peroperatoria de la prótesis obligó a la inmovilización de la cadera durante 6 semanas (un caso en cada uno de los modelos).

Finalmente en pacientes a los que se les implantó una prótesis de cerámica, se objetivaron 3 casos con dificultad de colocación del vástago. En 1 caso existía el antecedente de osteotomía femoral con placa, otro había sido intervenido por una fractura subtrocantérea que alteraba la anatomía normal, y finalmente en un tercer caso no existía ningún antecedente especial.

#### ***4.1.1.3.- Complicaciones postoperatorias.***

Los resultados de este capítulo se reflejan en la tabla 4.2.

Se produjeron 8 lesiones nerviosas, 4 en cada una de las series. En 6 casos la afectación fue del crural y en dos casos afectó al ciático.

En 11 casos (5,44 %) se instauró una trombosis profunda a nivel de EIII, a pesar del tratamiento profiláctico con heparina.

La incidencia de infecciones postquirúrgicas agudas ha sido baja. Tan solo se ha documentado un caso de infección por

*pseudomona aeruginosa*, que requirió desbridamiento. Otros 5 casos presentaron un seroma en el postoperatorio inmediato y otro un hematoma. El cultivo de los mismos fue negativo y la evolución de la artroplastia no ha mostrado signos de infección durante el seguimiento.

En otro caso se produjo una dehiscencia de la herida que curó por segunda intención.

En 2 casos se produjo la rotura del drenaje tipo redón en el momento de su retirada que obligó a la reintervención de dichos pacientes.

En 4 casos se produjo la luxación de la prótesis. En 2 de los casos se produjo en la primera semana después de la intervención; uno de ellos se solucionó de manera conservadora y el otro caso que presentó la luxación al 5º día requirió una nueva intervención con retensado glúteo. El tercer caso presentó la luxación a los 2,5 meses tratándose de manera conservadora. Finalmente en el 4º caso la luxación se produjo a los 4 meses y requirió el recambio del componente cotoideo por una excesiva anteversión.

En 5 casos se produjo infección de orina, sin haberse documentado posible implicación séptica en la evolución de la artroplastia.

Otro caso afecto de coxartrosis secundaria displásica y que ya en la primera intervención requirió tenotomía flexora amplia, precisó a las 3 semanas una tenotomía de musculatura aductora por actitud viciosa de la cadera.

Las roturas del material protésico han sido poco frecuentes, habiéndose documentado una fragmentación de la cabeza de cerámica y una rotura de vástago tipo Mittelmeier. En el caso de la rotura de la cabeza de cerámica se produjo al año de evolución y estando la prótesis correctamente implantada; se practicó recambio de la cabeza sin objetivarse ningún hallazgo patológico durante la intervención. En el caso de la rotura del vástago se trataba de una paciente afecta de una coxartrosis secundaria displásica, y sucedió a los 74 meses de evolución. La rotura se produjo en la parte media y en el estudio radiológico se objetivaban signos de inestabilidad. Durante la cirugía de recambio se objetivó que la parte distal del vástago estaba completamente osteointegrada.

Los desgastes del polietileno en los cotilos tipo CST, las osificaciones periprotésicas y el estudio del aflojamiento aséptico, serán discutidos en capítulos posteriores.

---

## **Resultados**



**Tabla 4.2.**

**Complicaciones postoperatorias (serie global: 202 casos)**

|                                 | <b>N</b>  |
|---------------------------------|-----------|
| Nerviosas                       | 8         |
| - Parálisis nervio crural       | 6         |
| - Parálisis nervio ciático      | 2         |
| Trombosis venosa EEII           | 11        |
| Infección postquirúrgica aguda  | 1         |
| Seroma con cultivo negativo     | 5         |
| Hematoma con cultivo negativo   | 1         |
| Dehiscencia de la herida        | 1         |
| Rotura de drenaje tipo redón    | 2         |
| Luxación                        | 4         |
| - Precoz                        | 2         |
| - Tardía                        | 2         |
| Infección de orina              | 5         |
| Actitud viciosa (tenotomía)     | 1         |
| Rotura de material              | 2         |
| - Rotura cabeza de cerámica     | 1         |
| - Rotura vástago de Mittelmeier | 1         |
| <b>Total (N)</b>                | <b>41</b> |

**4.1.2.- Resultados clínicos de las series.**

Se realizan dos tipos de análisis. Por una lado se refleja el valor evolutivo anual del Merle Total (global y en función de edad, sexo y etiología) que en las tablas y gráficas viene reflejado como Merle evolutivo y por otro se refleja el valor del Merle Total al final del seguimiento (seguimiento medio de 7 años en la serie CST y de 10 años en la serie CM), también en función de dichos factores, y que viene reflejado como Merle final.

Dado que el tiempo de seguimiento entre las dos series es significativamente diferente, los análisis estadísticos se hacen intra-modelos. Las comparaciones entre modelos se hacen desde un punto de vista descriptivo.

**4.1.2.1- Resultado clínico global. Evolución Merle Total.**

Descriptivamente el valor medio del Merle Total (suma de dolor, movilidad y marcha) en cada año de seguimiento presenta valores superiores en la serie CST respecto de la serie CM (tabla 4.3. y gráfica 4.1.).

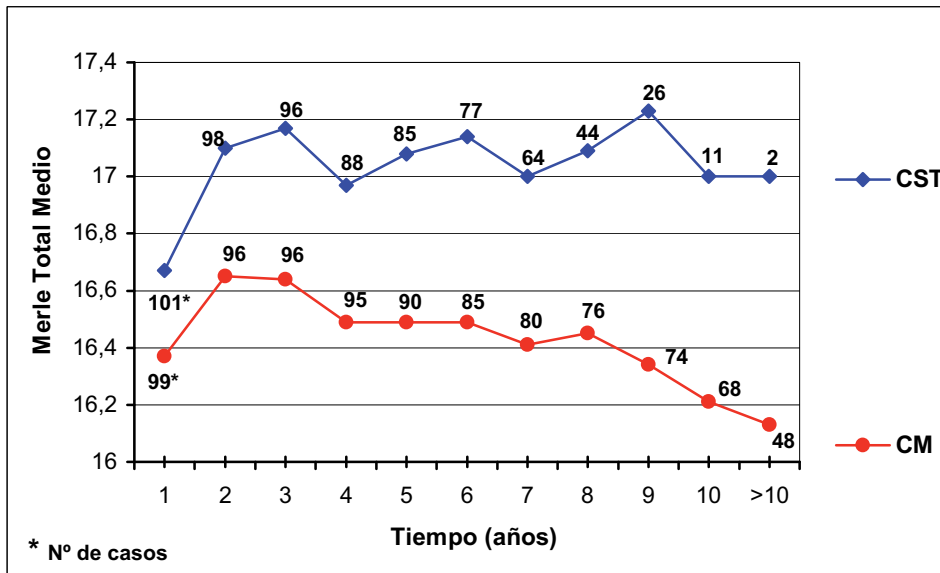
Tabla 4.3.

Merle Total evolutivo por Modelo de Prótesis

|               |     | Modelo de Prótesis |       |            |    |       |            |
|---------------|-----|--------------------|-------|------------|----|-------|------------|
|               |     | CST                |       |            | CM |       |            |
|               |     | N                  | Media | Desv. típ. | N  | Media | Desv. típ. |
| Tiempo (años) | 1   | 101                | 16,67 | 2,44       | 99 | 16,37 | 1,93       |
|               | 2   | 98                 | 17,10 | 1,87       | 96 | 16,65 | 1,56       |
|               | 3   | 96                 | 17,17 | 1,27       | 96 | 16,64 | 1,47       |
|               | 4   | 88                 | 16,98 | 1,38       | 95 | 16,49 | 1,68       |
|               | 5   | 85                 | 17,08 | 1,27       | 90 | 16,49 | 1,56       |
|               | 6   | 77                 | 17,14 | 1,17       | 85 | 16,49 | 1,62       |
|               | 7   | 64                 | 17,00 | 1,46       | 80 | 16,41 | 1,66       |
|               | 8   | 44                 | 17,09 | 1,03       | 76 | 16,45 | 1,65       |
|               | 9   | 26                 | 17,27 | ,87        | 74 | 16,34 | 1,83       |
|               | 10  | 11                 | 17,00 | 1,10       | 68 | 16,21 | 1,97       |
|               | >10 | 2                  | 17,00 | 1,41       | 48 | 16,13 | 1,59       |

Gráfica 4.1.

Merle Total evolutivo por Modelo de Prótesis

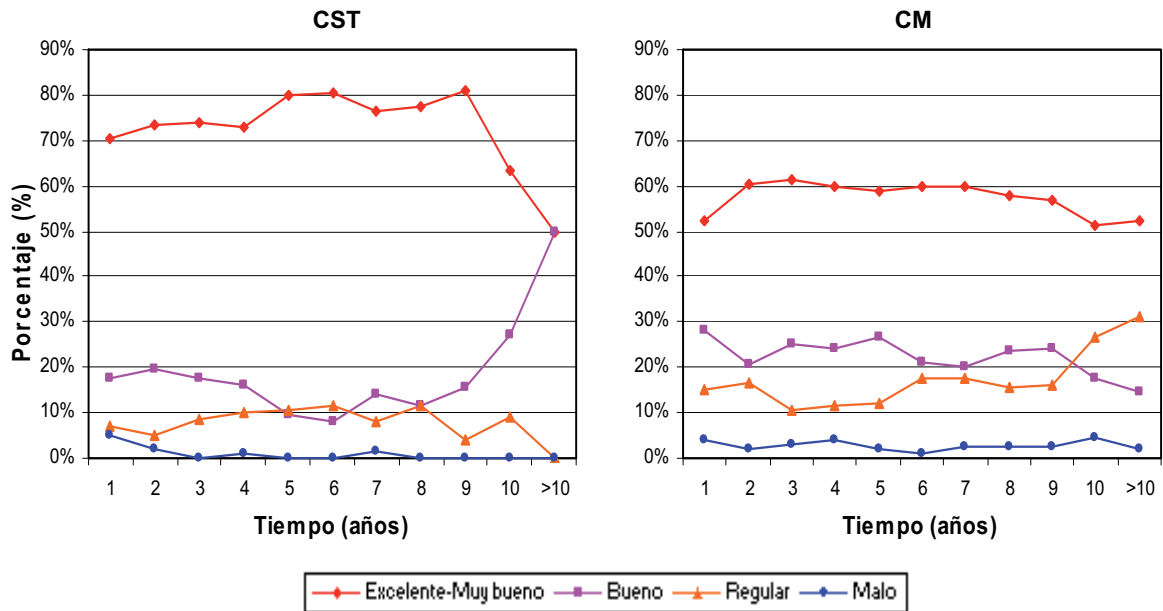


Resultados

En el modelo CST el porcentaje evolutivo de resultados Excelentes-Muy Buenos-Buenos oscila alrededor del 90 % a lo largo de todos los años de seguimiento. Además predomina claramente el porcentaje de resultados Excelentes-Muy Buenos frente a los Buenos (entre el 70 % y el 80 %) que solo empieza a disminuir a partir del 10º año y a favor de los Buenos. En el caso de la prótesis de Mittelmeier el porcentaje de resultados evolutivos Excelentes-Muy Buenos-Buenos oscila alrededor del 80 %. A partir del 8º año se inicia una disminución de los mejores resultados (tabla 4.4 del anexo y gráfica 4.2.).

**Gráfica 4.2.**

**Merle Total evolutivo por Modelo de Prótesis**



En la serie CST (Merle Total final de 16,25 puntos) se ha obtenido un resultado Excelente-Muy Bueno en el 66,7 % y Bueno en el 12,7 %) y en la serie CM en el 44 % y el 17% respectivamente (Merle Total final de 15,67 puntos) (tablas 4.5 y 4.6 y gráfica 4.3).

Tabla 4.5.

Merle Total final por Modelo de Prótesis

|                           |     | N   | Mínimo | Máximo | Media | Desv. típ. |
|---------------------------|-----|-----|--------|--------|-------|------------|
| <i>Modelo de prótesis</i> | CST | 102 | 3      | 18     | 16,25 | 2,61       |
|                           | CM  | 100 | 8      | 18     | 15,67 | 2,23       |
| <b>Total</b>              |     | 202 | 3      | 18     | 15,97 | 2,44       |

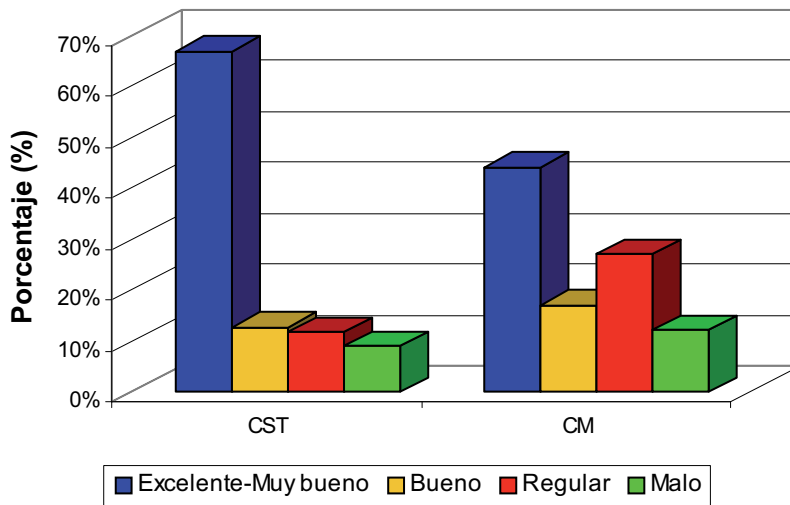
Tabla 4.6.

Merle Total final por Modelo de Prótesis

|                    |                     |   | <i>Modelo de prótesis</i> |        | Total  |
|--------------------|---------------------|---|---------------------------|--------|--------|
|                    |                     |   | CST                       | CM     |        |
| <i>Merle Total</i> | Excelente-Muy bueno | N | 68                        | 44     | 112    |
|                    |                     | % | 66,7%                     | 44,0%  | 55,4%  |
|                    | Bueno               | N | 13                        | 17     | 30     |
|                    |                     | % | 12,7%                     | 17,0%  | 14,9%  |
|                    | Regular             | N | 12                        | 27     | 39     |
|                    |                     | % | 11,8%                     | 27,0%  | 19,3%  |
|                    | Malo                | N | 9                         | 12     | 21     |
|                    |                     | % | 8,8%                      | 12,0%  | 10,4%  |
| <b>Total</b>       |                     | N | 102                       | 100    | 202    |
|                    |                     | % | 100,0%                    | 100,0% | 100,0% |

Gráfica 4.3.

Merle Total final por Modelo de Prótesis



Resultados

En la tabla 4.7. (anexo) y gráfica 4.4. (anexo) se analiza el resultado final en ambas series respecto a la EDAD.

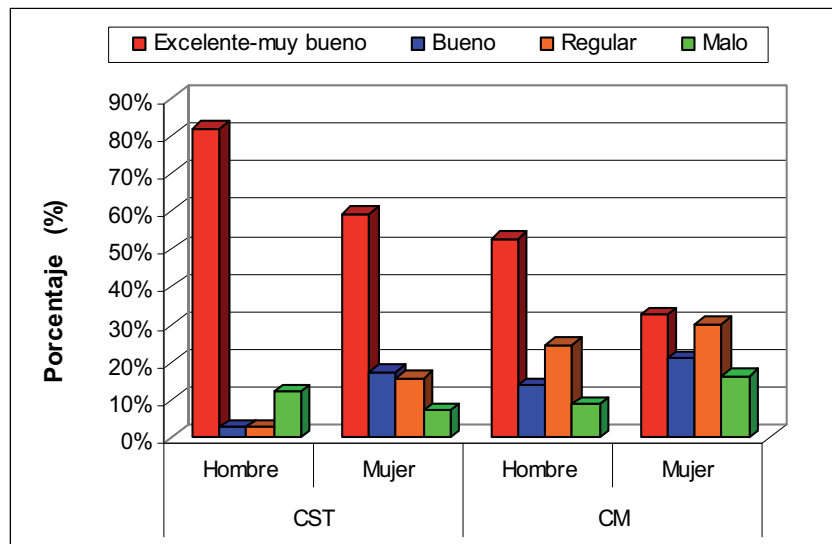
Con el propósito de comparar el resultado del Merle Total final en función de la edad hemos reagrupado esta variable en dos grupos : menores de 56 años y mayores o iguales de 56 años. El análisis no muestra diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes grupos de edad en ninguna de las series.

En la tabla 4.8. (anexo) y gráfica 4.5. se analiza el resultado final en función del SEXO.

El 81,8 % de los hombres en el modelo CST presentan un resultado Excelente-Muy Bueno (cotación media de 16,67 puntos) frente a un 59,4 % de las mujeres (cotación media de 16,06 puntos), (diferencia estadísticamente no significativa). El 52,6 % de los hombres de la serie CM (cotación de 16,04 puntos) presenta un resultado Excelente-Muy Bueno frente al 32,6 % de las mujeres (15,19 puntos), (diferencia estadísticamente significativa,  $p = 0,007$ ).

**Gráfica 4.5.**

**Merle Total final por Modelo de Prótesis y Sexo**



En las tablas 4.9. y 4.10 del anexo y gráfica 4.6. (anexo) se analiza el resultado final en ambas series respecto a la ETIOLOGIA (solo se analizan las tres etiología mayoritarias: coxartrosis primaria, necrosis idiopática y artropatías inflamatorias).

En el modelo CST observamos que el mayor porcentaje de resultados Excelentes-Muy Buenos lo obtenemos en las artropatías inflamatorias con el 88,2 % de los casos (cotación media de 17 puntos), seguido de la coxartrosis primaria con el 65 % (16,47 puntos) y de la NICF con el 54,5 % (15,18 puntos), (diferencia estadísticamente no significativa).

En el modelo CM estos porcentajes son de alrededor del 70 % en la NICF (16,94 puntos), y 80 % en las artritis (16,67 puntos), frente al 34,7 % en la coxartrosis primaria (15,29 puntos), (diferencia estadísticamente significativa,  $p = 0,011$ ).

#### 4.1.2.2- Resultado clínico parcial para el dolor

El valor medio final del dolor ha sido de 5,18 puntos en la serie CST y de 5,22 en la serie CM. Estos resultados están reflejados en la tabla 4.11.y 4.12. y en la gráfica 4.7.

**Tabla 4.11.**

**Dolor final por Modelo de Prótesis**

|                               | N   | Mínimo | Máximo | Media | Desv. típ |
|-------------------------------|-----|--------|--------|-------|-----------|
| <b>Modelo de prótesis</b> CST | 102 | 1      | 6      | 5,18  | 1,17      |
| CM                            | 100 | 2      | 6      | 5,22  | ,95       |
| <b>Total</b>                  | 202 | 1      | 6      | 5,20  | 1,07      |

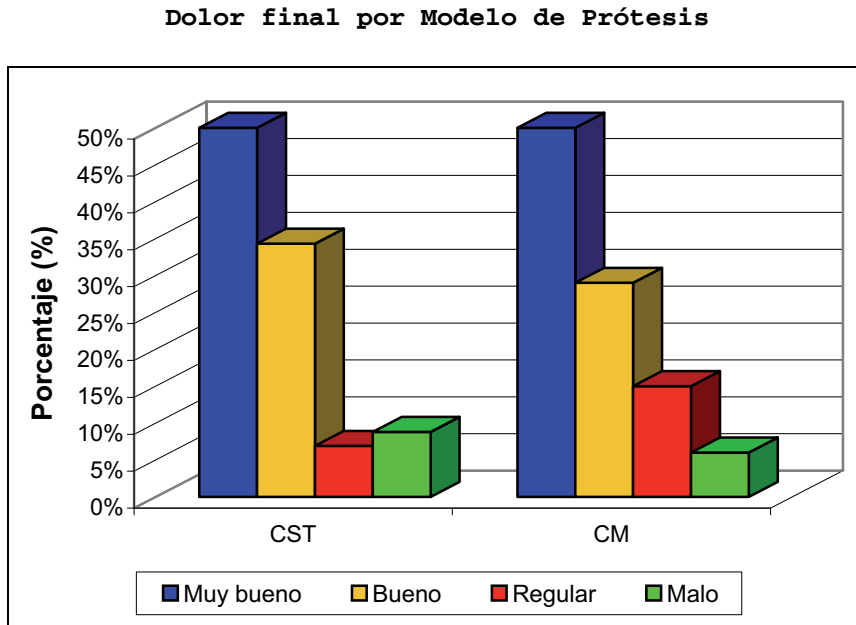
**Tabla 4.12.**

**Dolor final por Modelo de Prótesis**

|                    |           | <b>Modelo de prótesis</b> |        | <b>Total</b> |       |
|--------------------|-----------|---------------------------|--------|--------------|-------|
|                    |           | CST                       | CM     |              |       |
| <b>Merle Dolor</b> | Muy bueno | N                         | 51     | 50           | 101   |
|                    |           | %                         | 50,0%  | 50,0%        | 50,0% |
|                    | Bueno     | N                         | 35     | 29           | 64    |
|                    |           | %                         | 34,3%  | 29,0%        | 31,7% |
|                    | Regular   | N                         | 7      | 15           | 22    |
|                    |           | %                         | 6,9%   | 15,0%        | 10,9% |
|                    | Malo      | N                         | 9      | 6            | 15    |
|                    |           | %                         | 8,8%   | 6,0%         | 7,4%  |
| <b>Total</b>       | N         | 102                       | 100    | 202          |       |
|                    | %         | 100,0%                    | 100,0% | 100,0%       |       |

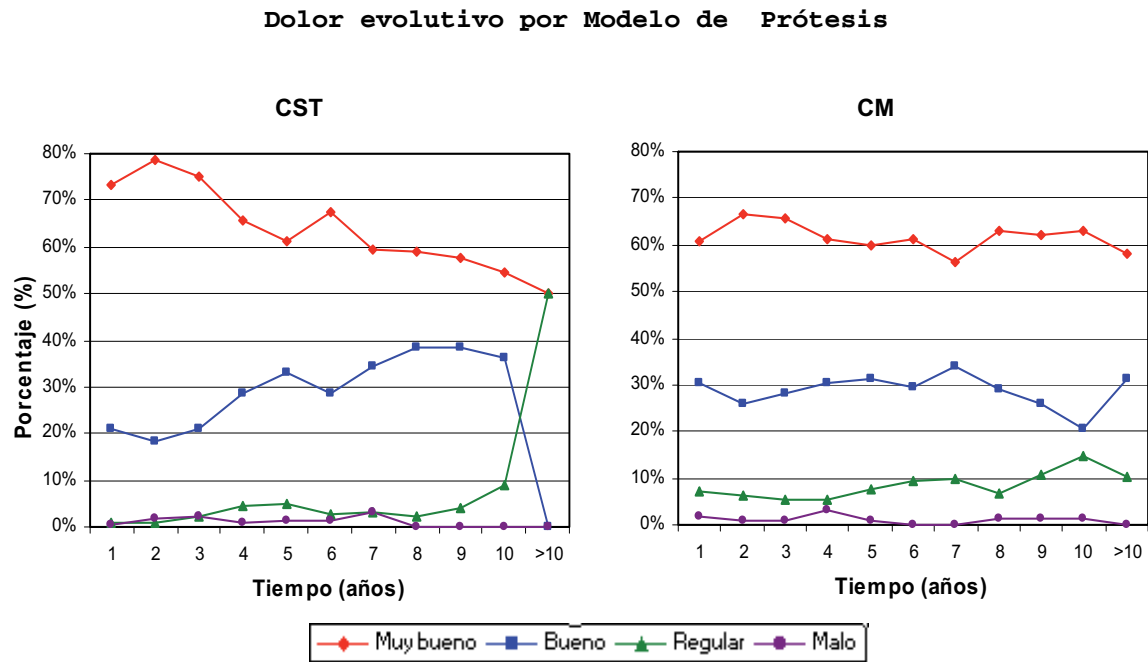
#### Resultados

Gráfica 4.7.



En el modelo CST al año de la intervención el 73,3 % de los casos no presentan dolor, pasando dicho porcentaje al 75 % al tercer año. A partir de aquí el porcentaje decrece progresivamente hasta valores de alrededor del 50 % al décimo año. Si agrupamos las categorías Muy Bueno-Bueno (ausencia dolor + dolor muy leve e infrecuente), los porcentajes oscilan alrededor del 95 % durante todo el estudio. En el modelo CM el número de casos sin dolor es algo inferior, pero se mantiene en índices más elevados al final del seguimiento, oscilando entre valores del 60 al 65 %. Si agrupamos las dos primeras categorías el porcentaje es de alrededor del 90 % a lo largo de todo el seguimiento, y solo empieza a descender y muy ligeramente a partir del 9º-10º año tal y como se aprecia en la tabla 4.13. (anexo) y en la gráfica 4.8.

**Gráfica 4.8.**



En la tabla 4.14. (anexo) y gráfica 4.9. (anexo) se analiza el resultado final en ambas series del DOLOR respecto a la EDAD.

Al igual que en el análisis del resultado total respecto a la edad, hemos reagrupado esta variable en dos grupos : menores de 56 años y mayores o iguales de 56 años. El análisis no muestra diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes grupos de edad en ninguna de las series, en función del dolor.

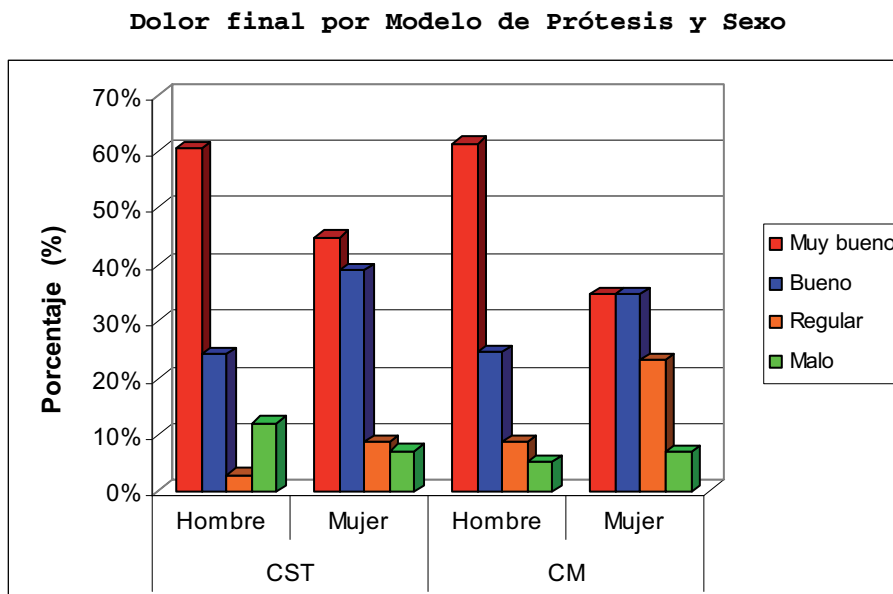
En la tabla 4.15. (anexo) y gráfica 4.10. se analiza el resultado final en función del SEXO.

El 60,6 % de los hombres en el modelo CST presentan un resultado Muy Bueno para el dolor (ausencia de dolor) con una cotación media de 5,27 puntos frente a un 44,9 % de las mujeres (cotación media de 5,13 puntos), (diferencia no significativa). El 61,4 % de los hombres de la serie CM (cotación de 5,42 puntos) presenta un resultado Muy Bueno frente al 34,9 % de las mujeres (4,95 puntos), (diferencia estadísticamente significativa,  $p = 0,008$ ).

**Resultados**



**Gráfica 4.10.**



La relación entre DOLOR y ETIOLOGIA viene reflejada en las tablas 4.16. y 4.17. del anexo y gráfica 4.11. del anexo.

En el modelo CST el mayor porcentaje de resultados Muy Buenos (ausencia de dolor) lo obtenemos en el grupo de las enfermedades inflamatorias con un 58,8 % (cotación media de 5,35 puntos), seguido de la coxartrosis primaria con el 53,3 % (5,32 puntos) y que cae hasta el 27,3 % en el grupo de la NICF (4,55 puntos) (diferencia no significativa). En la prótesis de Mittelmeier los porcentajes para dichas patologías son del 77,8 %, 42,9 % y 62,5 % respectivamente (diferencia no significativa).

A continuación se realiza el estudio de los resultados parciales para la MOVILIDAD y la MARCHA. No hemos analizado la relación con EDAD, SEXO y ETIOLOGIA de manera individual, dado que consideramos que la relación de dichos parámetros con el resultado clínico, ya queda suficientemente reflejada en el análisis de la relación con el MERLE TOTAL.

#### **4.1.2.3- Resultado clínico parcial para la movilidad**

El valor medio final ha sido de 5,75 puntos en el modelo CST y de 5,45 en el modelo de cerámica. Los resultados vienen reflejados en las tablas 4.18. y 4.19. (anexo) y gráfica 4.12.

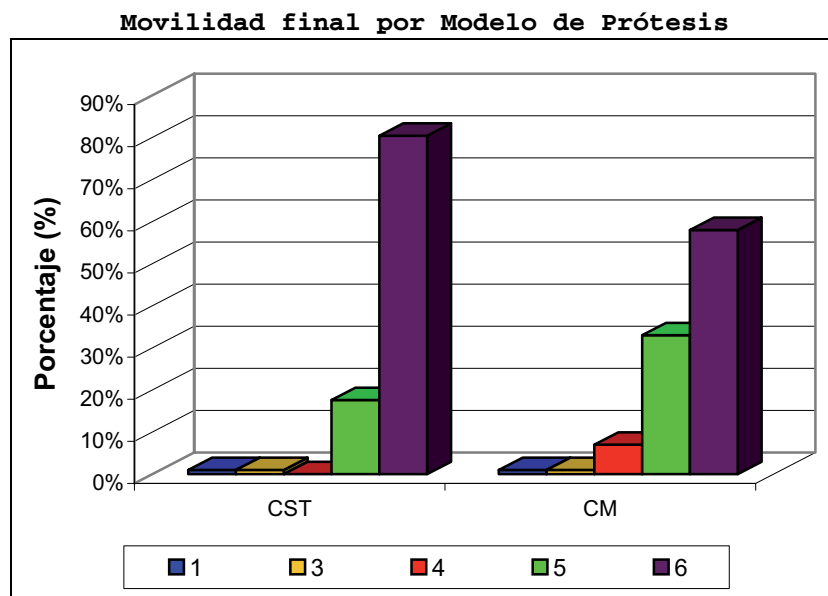
**Tabla 4.18.**

**Movilidad final por Modelo de Prótesis**

|                           |     | N   | Mínimo | Máximo | Media | Desv. tip. |
|---------------------------|-----|-----|--------|--------|-------|------------|
| <b>Modelo de prótesis</b> | CST | 102 | 1      | 6      | 5,75  | ,67        |
|                           | CM  | 100 | 1      | 6      | 5,45  | ,81        |
| <b>Total</b>              |     | 202 | 1      | 6      | 5,60  | ,75        |

En la tabla 4.20. (anexo) y gráfica 4.13 podemos observar la evolución de la cotación para la movilidad. Al año de la intervención en el modelo CST el 77,2 % de los casos presentan una movilidad en flexión  $\geq 90^\circ$  (cotación 6) que se incrementa hasta 83,7 % al 2º año y se mantiene en índices entre el 85 % y 90 % hasta el 8º año, para pasar a valores del 100 % al final del seguimiento. En el modelo de Mittelmeier al año de la intervención el 75 % de los casos presentan una cotación de 6 para la movilidad, que se incrementa hasta el 77,1 % al 2º año y a partir de aquí decrece hasta el 60 %.

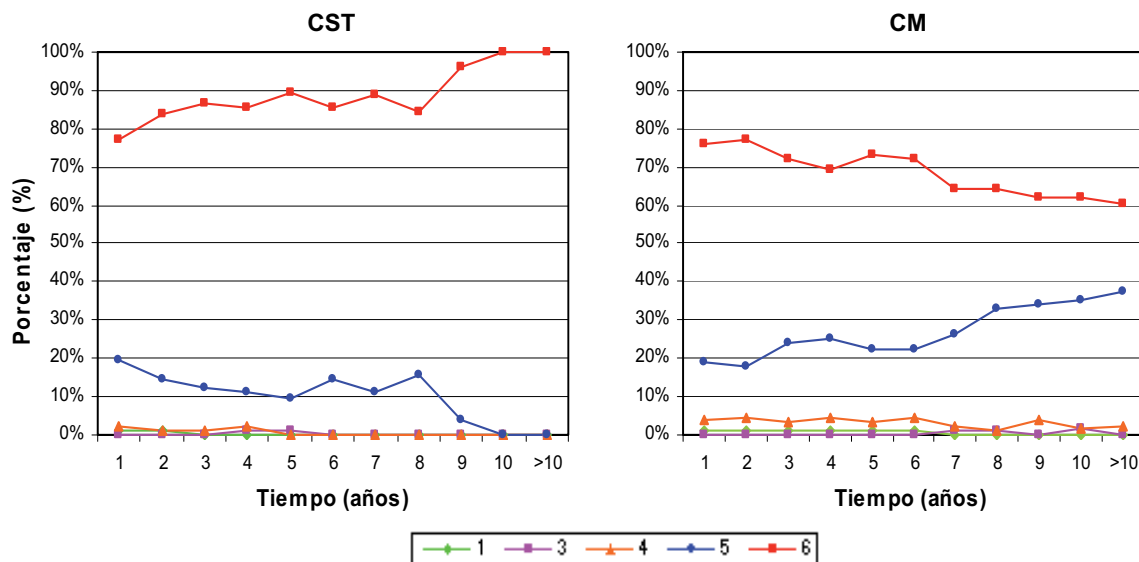
**Gráfica 4.12.**



**Resultados**

**Gráfica 4.13.**

**Movilidad evolutiva por Modelo de Prótesis**



**4.1.2.4- Resultado clínico parcial para la marcha.**

El valor medio final ha sido de 5,33 puntos en el modelo CST y de 5 en el modelo de Mittelmeier. El resultado se refleja en las tablas 4.21. y 4.22 (anexo) y gráfica 4.14.

**Tabla 4.21.**

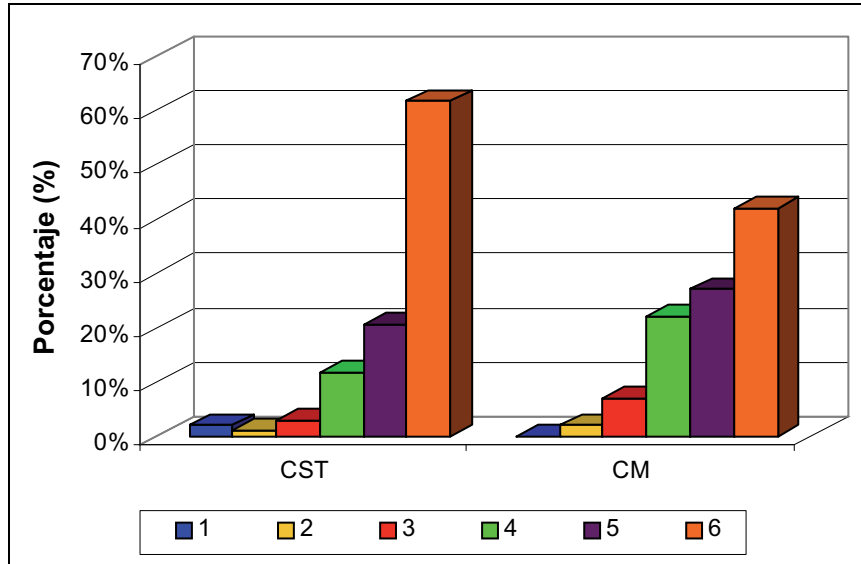
**Marcha final por Modelo de Prótesis**

|                           |     | N   | Mínimo | Máximo | Media | Desv. típ. |
|---------------------------|-----|-----|--------|--------|-------|------------|
| <b>Modelo de prótesis</b> | CST | 102 | 1      | 6      | 5,33  | 1,07       |
|                           | CM  | 100 | 2      | 6      | 5,00  | 1,05       |
| <b>Total</b>              |     | 202 | 1      | 6      | 5,17  | 1,07       |

En la tabla 4.23. (anexo) y gráfica 4.15 podemos observar la evolución de la cotación para la MARCHA. En el modelo CST la cotación 6 (marcha normal) oscila entre el 60-70 % a lo largo de todo el seguimiento. En el modelo CM estos porcentajes oscilan entorno al 50 %. Sin embargo en este segundo modelo la cotación 5 (mínima alteración de la marcha) presenta valores superiores.

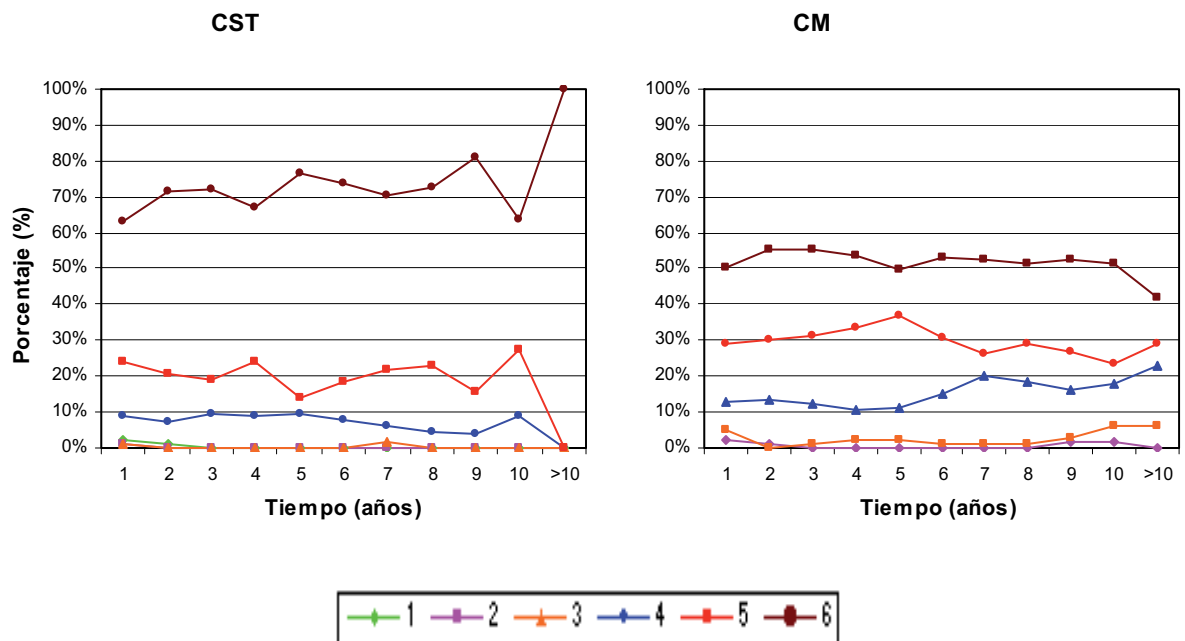
Gráfica 4.14.

Marcha final por Modelo de Prótesis



Gráfica 4.15.

Marcha evolutiva por Modelo de Prótesis



Resultados

## 4.2. Resultados del estudio radiográfico y correlaciones clínico-radiológicas

Al analizar los resultados del estudio radiográfico, y al igual que en el resultado clínico se analizan por un lado los cambios evolutivos anuales y por otro los resultados al final del seguimiento (seguimiento medio de 7 años en la serie CST y de 10 años en la serie CM). Por la razones ya expuestas en el apartado de resultados del estudio clínico los análisis estadísticos en este capítulo se hacen también intra-modelos.

### 4.2.1.- Movimientos del componente acetabular.

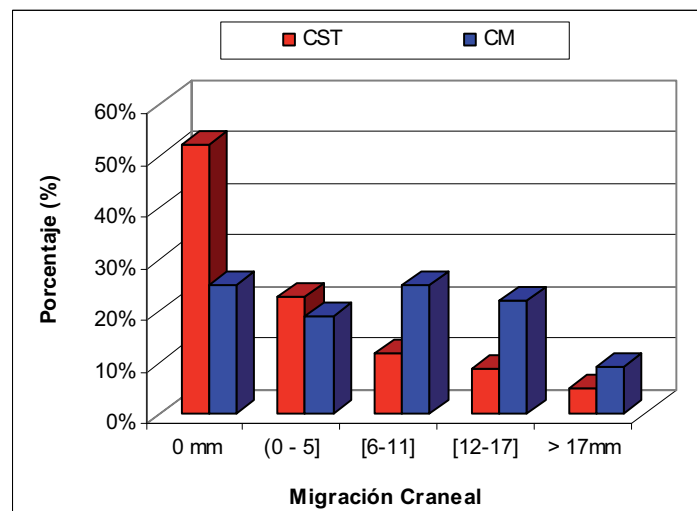
En este capítulo se analiza como evolucionan de manera independiente la migración craneal, el ángulo de inclinación y la protrusión intrapélvica

#### *4.2.1.1.- Migración craneal.*

En la serie CST se ha objetivado migración craneal en 49 casos (48 %), presentando un valor medio de 3,82 mm. En la serie CM se ha producido en 75 casos (75 %) con un valor medio de 7,74 mm (tabla 4.24. del anexo y gráfica 4.16.).

**Gráfica 4.16.**

**Migración Craneal final por Modelo de Prótesis**

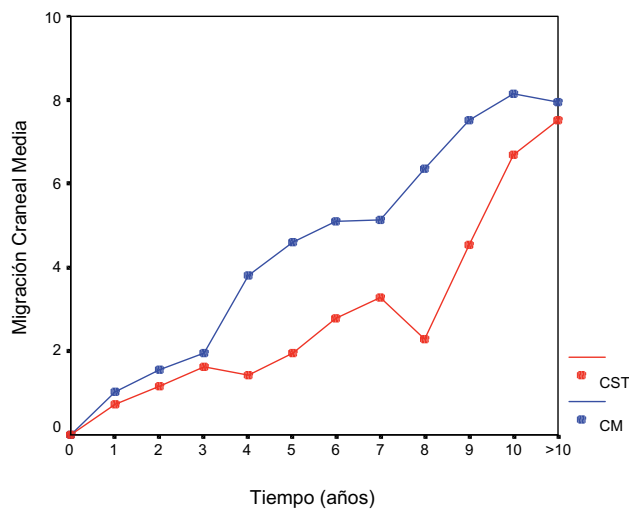


Se han objetivado importantes migraciones del cotilo en sentido craneal en ambos modelos de prótesis que han llegado a valores máximos de 28 mm en la serie CST y de 27 mm en la serie CM. En la serie CST se han producido migraciones entre 6 y 11 mm en el 11,8% de los casos, de 12 a 17 mm en el 8,8% y superiores a 17 mm en el 4,9%. Cabe destacar en la serie CM migraciones superiores a 17 mm en el 9 % de los casos, de 12 a 17 mm en el 22% de los casos y de 6 a 11 en un 25%.

Descriptivamente la migración craneal a lo largo del seguimiento presenta valores superiores en el modelo de cerámica respecto al modelo CST. Hasta el tercer año de seguimiento, el valor medio de la migración craneal es similar en ambos modelos, produciéndose a partir de aquí una migración superior en el modelo de cerámica frente al modelo CST, que se mantiene hasta los 10 años. A partir de los 10 años los casos que sobreviven presentan valores de migración craneal similares (tabla 4.25 del anexo y gráfica 4.17.).

**Gráfica 4.17.**

**Migración Craneal evolutiva por Modelo de Prótesis**



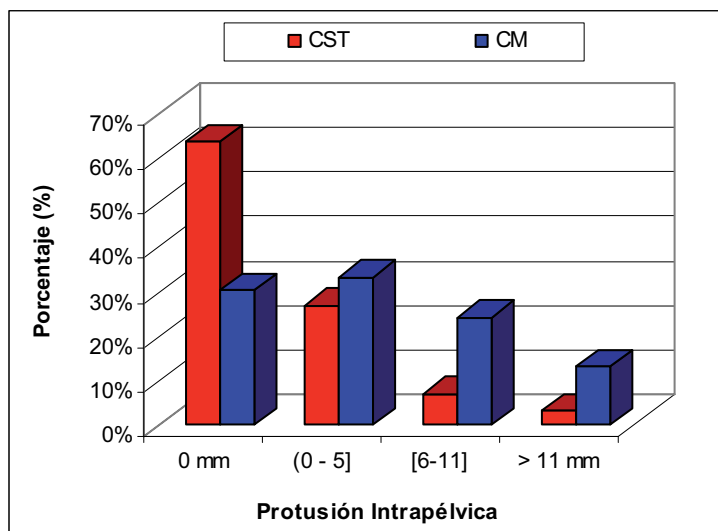
#### 4.2.1.2.- Protrusión intrapélvica.

En la serie CST han presentado protrusión intrapélvica 37 casos (36,3 %), con un valor medio de 1,55 mm. En la serie CM se ha producido en 70 casos (70 %) con un valor medio de 4,74 mm (tablas 4.26. del anexo y gráfica 4.18.).

#### Resultados

**Gráfica 4.18.**

**Protrusión Intrapélvica final por Modelo de Prótesis**

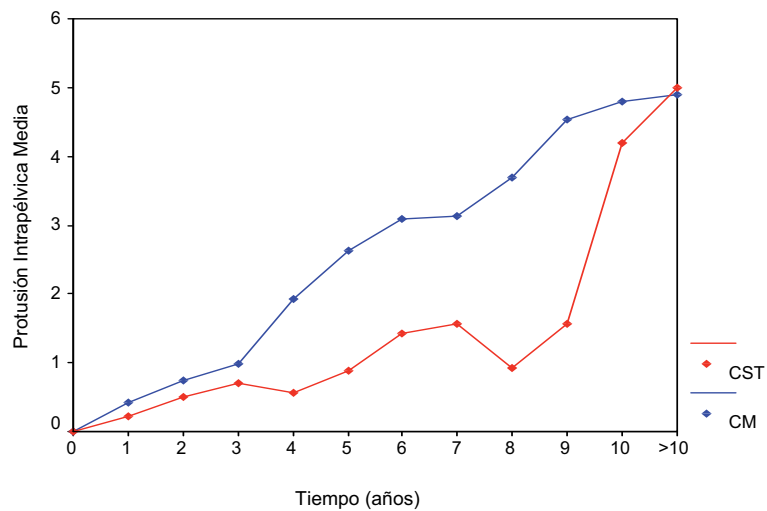


En la serie CST 10 casos (9,8%) han presentado una protrusión superior a 5 mm y 27 casos (26,5 %) valores entre 1 y 5 mm. En la serie CM hemos obtenido variaciones superiores a 11 mm en el 13 % de los casos, entre 6 y 11 mm en el 24 % y finalmente entre 1 y 5 mm en el 33 % de los casos.

Descriptivamente la protrusión intrapélvica a lo largo del seguimiento presenta valores superiores en el modelo CM respecto al modelo CST. Los dos modelos evolucionan de forma similar hasta el tercer año de seguimiento, pero a partir de aquí se produce un incremento mayor en el modelo de Mittelmeier, para volver a converger hacia el final del seguimiento (tabla 4.27. de anexo y gráfica 4.19.).

**Gráfica 4.19.**

**Protrusión Intrapélvica evolutiva por Modelo de Prótesis**



**4.2.1.3.- Angulo de inclinación acetabular.**

Las variaciones del ángulo de inclinación las hemos considerado en valor absoluto, dado que el componente acetabular puede verticalizarse o bien horizontalizarse, con lo cual habría que considerar valores positivos y valores negativos.

En la serie CST el ángulo de inclinación medio final es de  $41,84^\circ$  (valor postoperatorio inmediato de  $42,49^\circ$ ), con una variación media de  $3,33^\circ$ . En la serie CM el ángulo de inclinación medio final es de  $39,55^\circ$  (valor postoperatorio inmediato de  $42,52^\circ$ ), con una variación media de  $5,80^\circ$ .

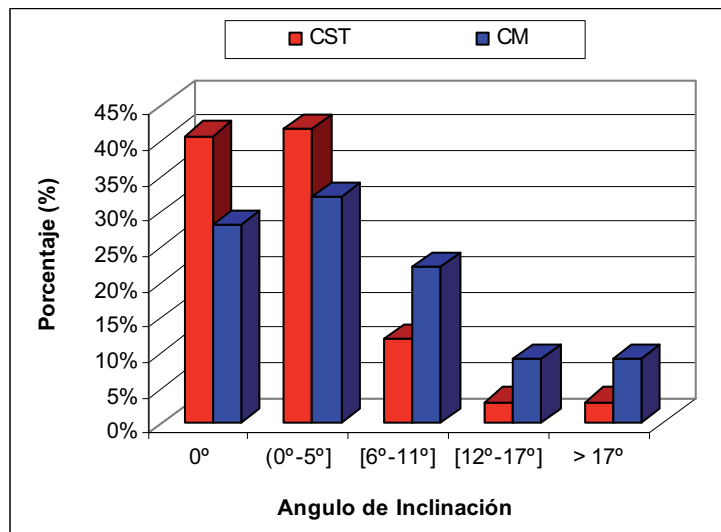
En la serie CST el 41,2 % de los casos no han experimentado variaciones en el ángulo de inclinación, siendo este porcentaje en la serie CM del 29 %. Se obtienen variaciones entre  $0^\circ$  y  $5^\circ$  en el 41,2 % de los casos de la serie CST y en el 32,3 % de casos de la serie CM. Variaciones entre  $6^\circ$  y  $11^\circ$  se evidencian en el 11,8 % de los casos de la serie CST y en el 22,2 % de los casos de la serie CM. Finalmente variaciones superiores a  $11^\circ$  se obtienen en 5,8 % de los casos de la serie CST y en el 17 % de los casos de la serie CM (tabla 4.28 del anexo y gráfica 4.20.).

**Resultados**



Gráfica 4.20.

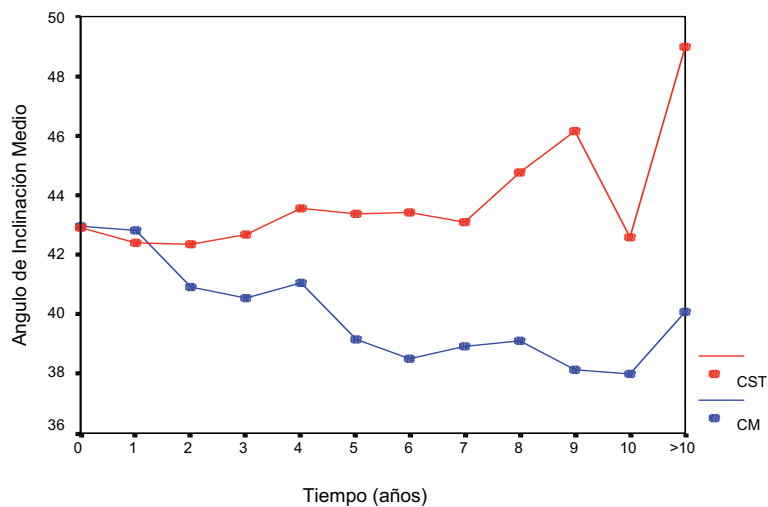
Variación Angulo de Inclinción final por Modelo de Prótesis



Inicialmente partimos de valores del ángulo de inclinación postoperatorios de alrededor de 42,5° en ambos modelos, que se mantienen al año de seguimiento. Descriptivamente en los casos que sobreviven, la tendencia es hacia la **verticalización** en el modelo CST y hacia la **horizontalización** en el modelo Mittelmeier (tabla 4.29. del anexo y gráfica 4.21.) Así al 5° año de evolución en el modelo CST observamos un valor medio de 43,35° frente a los 38,5° del modelo CM.

Gráfica 4.21.

Angulo de Inclinción evolutivo por Modelo de Prótesis



#### 4.2.2.- Relación entre los movimientos del componente acetabular.

En el capítulo anterior se ha analizado como evolucionan de manera independiente la migración craneal, el ángulo de inclinación y la protrusión intrapélvica. No obstante hay que tener en cuenta la posibilidad de que un cotilo al moverse lo haga en diferentes direcciones. A continuación se realiza un análisis de la interrelación entre los tres movimientos.

En la serie CST los casos que no han experimentado migración craneal presentan una variación media del ángulo de inclinación de  $2,18^\circ$  frente a un valor medio de  $5,59^\circ$  en los casos que si han experimentado migración craneal. En la serie CM estos valores son de  $1,13^\circ$  y  $8,70^\circ$  respectivamente (gráfica 4.22.), (diferencia estadísticamente significativa en ambas series,  $p = 0,00$ ).

En la tabla 4.30.(anexo) se analiza la relación entre la migración craneal y la magnitud de la variación del ángulo de inclinación. Podemos observar que de los 53 casos de la serie CST que no han experimentado migración craneal solo 4 han presentado una variación del ángulo de inclinación  $\geq 5^\circ$ . En la serie CM se ha producido en un solo caso (4 %). Cuando valoramos los casos que sí han migrado cranealmente, observamos que en la serie CST han experimentado una variación del ángulo de inclinación  $\geq 5^\circ$  14 casos (28,6 %) y en la serie CM 38 casos (50,7 %).

Cuando valoramos la relación entre migración craneal y protrusión intrapélvica también observamos resultados similares. En la serie CST los casos no migrados cranealmente presentan una protrusión media de 0,31 mm frente 4,12 mm en los casos migrados. En la serie CM estos valores son de 0,39 mm y 7,40 mm respectivamente (gráfica 4.22.), (diferencia estadísticamente significativa en ambas series,  $p = 0,00$  en la serie CST y  $p = 0,001$  en la serie CM).

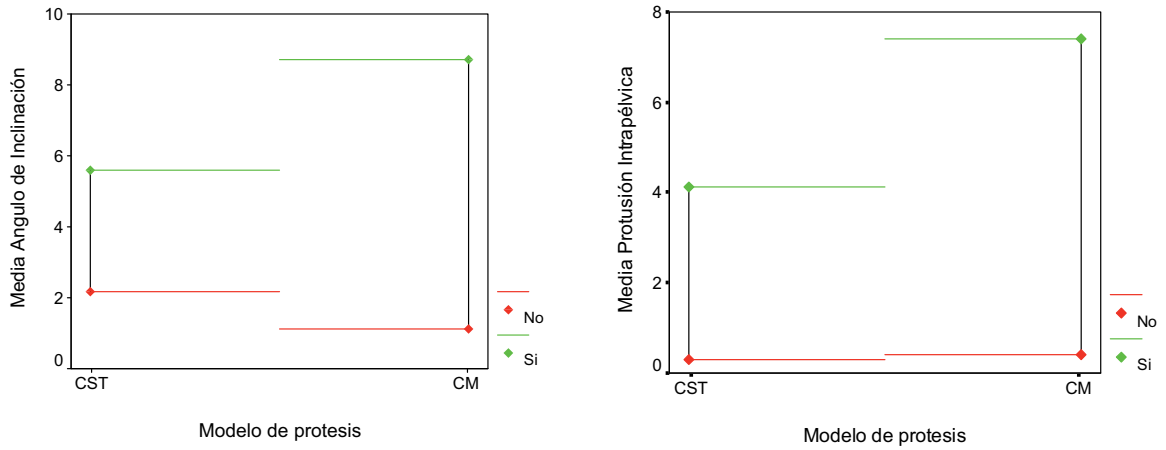
En la tabla 4.31.(anexo) se analiza la relación entre la migración craneal y la magnitud de la variación de la protrusión intrapélvica. No ha habido ningún caso en las dos series que haya experimentado una protrusión intrapélvica mayor de 5 mm en los casos no migrados cranealmente. En cambio en los casos migrados cranealmente sí objetivamos importantes variaciones en los valores de la protrusión intrapélvica.

---

#### **Resultados**

**Gráfica 4.22.**

**Media de Variación del Angulo de Inclinación y de Protrusión Intrapélvica respecto Migración Craneal por Modelo de Prótesis**



**4.2.3.- Relación entre movimientos del componente acetabular con Edad, Sexo, Etiología y Resultado Clínico.**

Al establecer la relación entre los movimientos del componente acetabular (migración craneal, protrusión intrapélvica y variación del ángulo de inclinación), con resultado clínico, edad, sexo y etiología, éstos se han agrupado conjuntamente considerando el concepto de MIGRACION (el criterio de migración ha sido especificado en el capítulo de material y método).

**Tabla 4.32.**

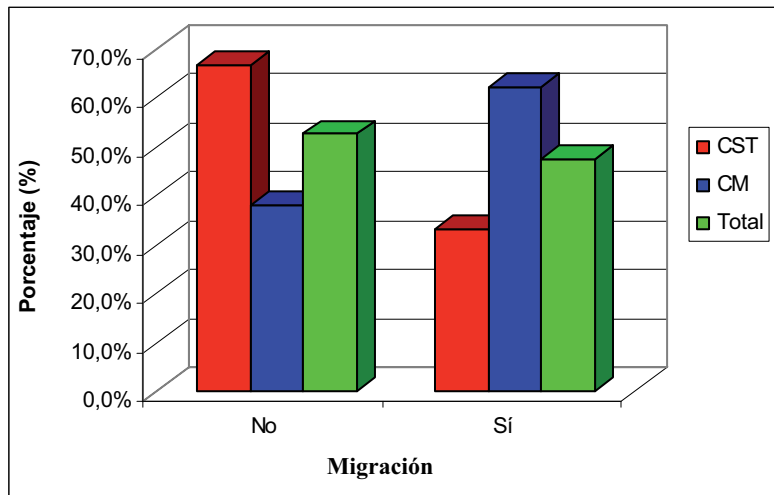
**Migración del Cotilo final por Modelo de Prótesis**

|                  |    |        | <i>Modelo de prótesis</i> |        | <b>Total</b> |
|------------------|----|--------|---------------------------|--------|--------------|
|                  |    |        | CST                       | CM     |              |
| <b>Migración</b> | No | N      | 68                        | 38     | 106          |
|                  |    | %      | 66,7%                     | 38,0%  | 52,5%        |
|                  | Si | N      | 34                        | 62     | 96           |
|                  |    | %      | 33,3%                     | 62,0%  | 47,5%        |
| <b>Total</b>     | N  | 102    | 100                       | 202    |              |
|                  | %  | 100,0% | 100,0%                    | 100,0% |              |

En la serie CST se ha producido migración en el 33,3 % de los casos y en la serie CM en el 62 % Globalmente han migrado el 47,5 % de los cotilos (tabla 4.32. y gráfica 4.23.).

**Gráfica 4.23.**

**Migración del Cotilo final por Modelo de Prótesis**



#### **4.2.3.1.- Relación movimientos componente acetabular y Sexo.**

En la serie CST, 6 hombres (18,2 %) de los 33 que componen la serie han presentado migración. En las mujeres han presentado migración el 40,6 % (28 casos) (diferencia estadísticamente significativa,  $p = 0,025$ ).

En la serie CM, en el sexo masculino 29 casos (50,9 %) han migrado. En el sexo femenino 33 casos (76,7 %) de los 43 que componen la serie han migrado (diferencia estadísticamente significativa,  $p = 0,008$ ).

En la tabla 4.33.(anexo) quedan reflejados el número de casos en función del sexo que han experimentado migración o no en ambas series.

#### **Resultados**

#### **4.2.3.2.- Relación movimientos componente acetabular y Edad.**

En la serie CST en los intervalos de 43-56 años y 57-70 años, obtenemos unos porcentajes de migración similares del 28,57 % y del 26,98 % respectivamente; en el grupo de más de 71 años el porcentaje de migración aumenta hasta el 52,63 % (tabla 4.34.). En la serie CM el porcentaje mayor de migraciones se obtiene en el grupo de 43-56 años con un 73,46 % de casos migrados, frente a unos porcentajes de alrededor del 50 % en el grupo de 29-42 años y de 57-70 años.

Los porcentajes mencionados anteriormente se han calculado respecto al total inicial de casos en cada grupo etario (migrados y no migrados), con lo cual difieren de los porcentajes que aparecen en la tabla. En ésta se refleja el porcentaje en función de la edad pero solo en los casos migrados.

Al igual que en el análisis de los resultados del estudio clínico, para realizar las comparaciones la edad ha sido agrupada en mayores y menores de 56 años. No se han observado diferencias estadísticamente significativas entre la migración y la edad en ninguna de las dos series.

#### **4.2.3.3.- Relación movimientos componente acetabular y Etiología.**

Cuando analizamos la MIGRACION en relación con la ETIOLOGIA, los resultados son más dispares. En la serie CST han migrado el 30% (18 casos) de las coxartrosis primarias, el 35,29 % (6 casos) de las artropatías inflamatorias y el 18,8 % (2 casos) de las NICF (diferencia no significativa). En la serie CM han migrado el 67,35 % (33 casos) de las coxartrosis primarias, el 77,7 % (7 casos) de las artropatías inflamatorias y el 43,75 % (7 casos) de las NICF (diferencia no significativa). Estos resultados quedan reflejados en la tabla 4.35.

Al igual que en el caso de la edad los porcentajes anteriores están calculados respecto al total de casos de cada etiología y difiere de los que aparecen en la tabla 4.35.

Al analizar los resultados, únicamente hemos reflejado la relación entre la MIGRACION y los diferentes parámetros clínicos. No obstante al realizar el análisis estadístico, sí hemos analizado individualmente la relación entre la migración craneal, la protrusión intrapélvica y la variación del ángulo de

inclinación en función de la etiología. Así, individualmente en ninguna de las dos series han existido diferencias estadísticamente significativas entre la magnitud de la variación de la migración craneal, la protrusión intrapélvica y la variación del ángulo de inclinación en función de las diferentes etiologías.

#### **4.2.3.4.- Relación movimientos componente acetabular y Resultado Clínico.**

Establecer la relación entre la MIGRACION y el RESULTADO CLINICO FINAL supone importantes dificultades metodológicas. El funcionamiento correcto de una artroplastia de cadera implica una buena estabilidad tanto del componente acetabular como del componente femoral. Discernir en que porcentaje sobre el resultado clínico final participa cada uno de los componentes es prácticamente imposible. A título orientativo y tal como se refleja en el capítulo correspondiente al análisis de supervivencia, descriptivamente, cuando el componente acetabular está estable, la inestabilidad del vástago no parece alterar el resultado clínico final. No sucede lo mismo cuando el cotilo es inestable en que sí se produce un deterioro del resultado, que se incrementa cuando además se inestabiliza el vástago (tabla 4.69. del capítulo de análisis de supervivencia).

En la tabla 4.36 y gráfica 4.24. se refleja el resultado clínico (Merle Total) en función de la migración del cotilo. En la serie CST los cotilos que no han migrado presentan un resultado Excelente-Muy Bueno en el 77,9 % de los casos frente al 44,1 % en los casos migrados y en la serie CM dichos porcentajes son del 63,2 % y 32,3 % respectivamente. Si agrupamos los resultados Excelentes-Muy Buenos-Buenos obtenemos en los cotilos no migrados un porcentaje en la serie CST del 86,7 % y en la serie CM del 71,1 %. En los casos migrados estos porcentajes son del 64,7 % en la serie CST y del 54,9 % en la serie CM (diferencia estadísticamente significativa en ambas series,  $p = 0,00$  en la serie CST y  $p = 0,003$  en la CM).

Al analizar la relación entre DOLOR y MIGRACION, desde el punto de vista metodológico se nos plantea un problema similar al mencionado anteriormente. No obstante y como queda reflejado en la tabla 4.37. y gráfica 4.25. los resultados para el dolor son bastante concluyentes. En la serie CST el 66,2 % de los casos no migrados no presentan dolor (cotación de 6) frente al 17,6 % de los migrados. En la serie CM estos porcentajes son del 68,4 % y 38,7 % respectivamente (diferencia estadísticamente significativa en ambas series,  $p = 0,00$  en la CST y  $p = 0,004$  en

---

#### **Resultados**

la CM). El porcentaje de resultados regulares y malos para el dolor (cotación < 4) es descriptivamente superior en ambos modelos en los casos migrados. En la serie CST este porcentaje es del 8,9 % en los casos no migrados frente al 29,4 % en los casos migrados. En la serie CM los porcentajes respectivos son 10,5 % y del 27,5 %.

**Tabla 4.36.**

**Migración final por Modelo de Prótesis y Merle Total**

| <b>Migración</b> |              |   | <b>Merle Total</b>  |       |         |       | <b>Total</b> |        |
|------------------|--------------|---|---------------------|-------|---------|-------|--------------|--------|
|                  |              |   | Excelente-Muy bueno | Bueno | Regular | Malo  |              |        |
| No               | CST          | N | 53                  | 6     | 4       | 5     | 68           |        |
|                  |              | % | 77,9%               | 8,8%  | 5,9%    | 7,4%  | 100,0%       |        |
|                  | CM           | N | 24                  | 3     | 8       | 3     | 38           |        |
|                  |              | % | 63,2%               | 7,9%  | 21,1%   | 7,9%  | 100,0%       |        |
|                  | <b>Total</b> |   | N                   | 77    | 9       | 12    | 8            | 106    |
|                  |              |   | %                   | 72,6% | 8,5%    | 11,3% | 7,5%         | 100,0% |
| Sí               | CST          | N | 15                  | 7     | 8       | 4     | 34           |        |
|                  |              | % | 44,1%               | 20,6% | 23,5%   | 11,8% | 100,0%       |        |
|                  | CM           | N | 20                  | 14    | 19      | 9     | 62           |        |
|                  |              | % | 32,3%               | 22,6% | 30,6%   | 14,5% | 100,0%       |        |
|                  | <b>Total</b> |   | N                   | 35    | 21      | 27    | 13           | 96     |
|                  |              |   | %                   | 36,5% | 21,9%   | 28,1% | 13,5%        | 100,0% |

**Gráfica 4.24.**

**Migración final por Modelo de Prótesis y Merle Total**

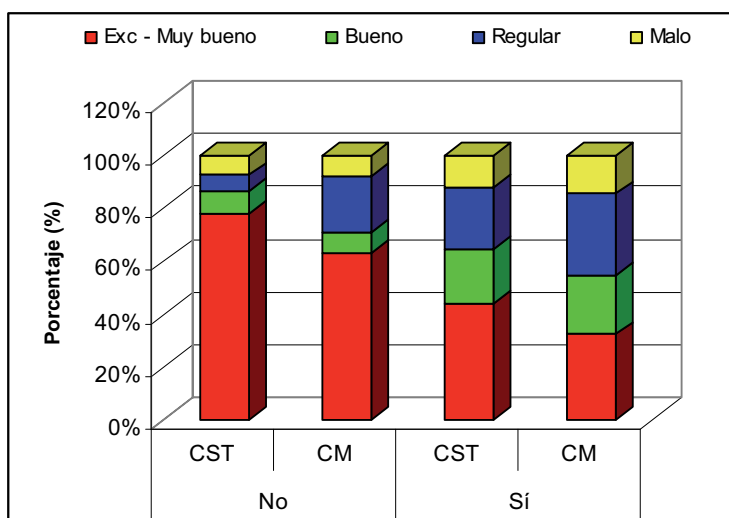


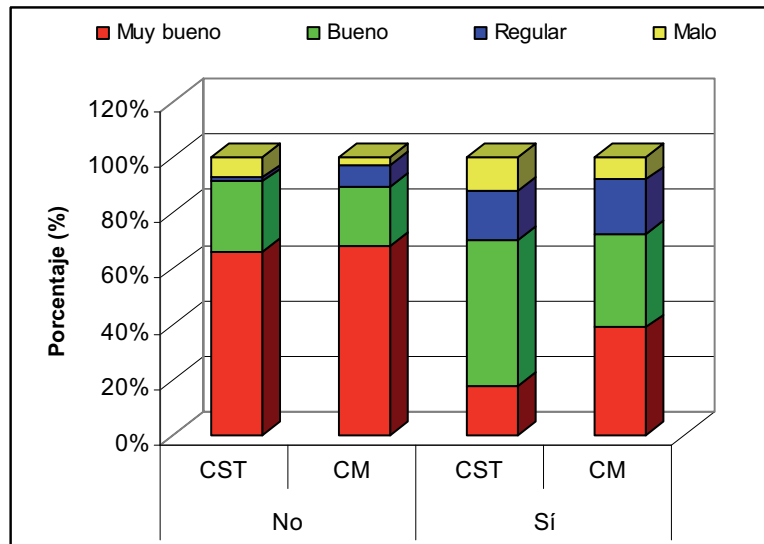
Tabla 4.37.

Migración final por Modelo de Prótesis y Merle Dolor

| Migración |       |   | Merle Dolor |       |         |       | Total  |
|-----------|-------|---|-------------|-------|---------|-------|--------|
|           |       |   | Muy bueno   | Bueno | Regular | Malo  |        |
| No        | CST   | N | 45          | 17    | 1       | 5     | 68     |
|           |       | % | 66,2%       | 25,0% | 1,5%    | 7,4%  | 100,0% |
|           | CM    | N | 26          | 8     | 3       | 1     | 38     |
|           |       | % | 68,4%       | 21,1% | 7,9%    | 2,6%  | 100,0% |
|           | Total | N | 71          | 25    | 4       | 6     | 106    |
|           |       | % | 67,0%       | 23,6% | 3,8%    | 5,7%  | 100,0% |
| Sí        | CST   | N | 6           | 18    | 6       | 4     | 34     |
|           |       | % | 17,6%       | 52,9% | 17,6%   | 11,8% | 100,0% |
|           | CM    | N | 24          | 21    | 12      | 5     | 62     |
|           |       | % | 38,7%       | 33,9% | 19,4%   | 8,1%  | 100,0% |
|           | Total | N | 30          | 39    | 18      | 9     | 96     |
|           |       | % | 31,3%       | 40,6% | 18,8%   | 9,4%  | 100,0% |

Gráfica 4.25.

Migración final por Modelo de Prótesis y Merle Dolor



Resultados



#### 4.2.4.- Radiolucencias del cotilo.

Se ha realizado un análisis de las radiolucencias al final del seguimiento y con carácter evolutivo anual. Siguiendo los criterios especificados en el capítulo del método se realiza un análisis de los diferentes patrones de presentación: radiolucencia lineal o en banda y radiolucencia de tipo difuso o parcelar, independientemente del tamaño. Se presentan dos tipos de tablas, las que siguen los criterios mencionados y otras en que se analizan las radiolucencias en función del tamaño y de las características de las mismas (lineal o tipo A y difusa o tipo B).

Hemos observado radiolucencias en 37 casos (36,3 %) en la serie CST y en 59 casos (59 %) en la serie CM. El patrón de radiolucencias más frecuente ha sido en la serie CST la asociación de radiolucencias en zona II y zona III con 15 casos (14,7 %) seguido de la radiolucencia aislada en zona III con 8 casos (7,8 %) y en zona I con 6 casos (5,9 %). En la serie CM el patrón más frecuente han sido las radiolucencias globales en las tres zonas con 25 casos (25 %) y la asociación de radiolucencias en zona I + zona II con 15 casos (15 %) (tabla 4.38. y gráfica 4.26)

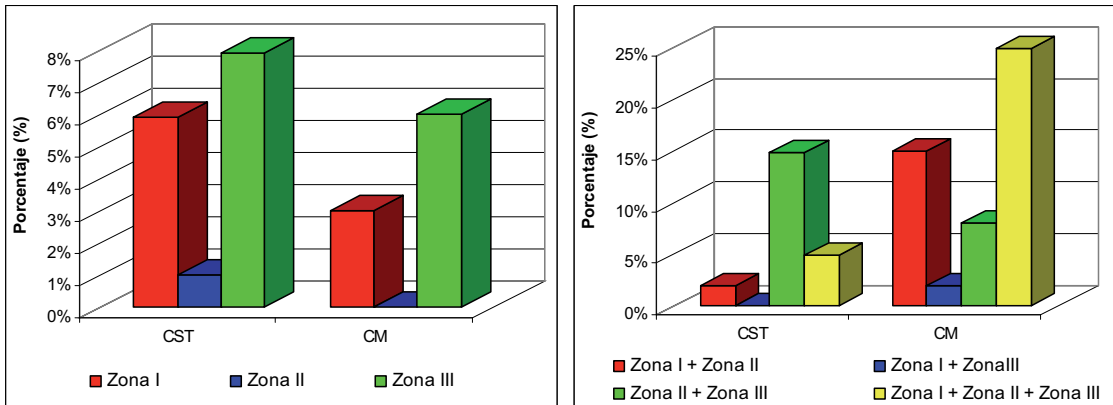
**Tabla 4.38.**

**Radiolucencias finales por Modelo de Prótesis**

|                             |                    | <i>Modelo de prótesis</i> |        | <b>Total</b> |       |
|-----------------------------|--------------------|---------------------------|--------|--------------|-------|
|                             |                    | CST                       | CM     |              |       |
| <b>Radiolucencias</b>       | Ninguna            | N                         | 65     | 41           | 106   |
|                             |                    | %                         | 63,7%  | 41,0%        | 52,5% |
|                             | Zona I             | N                         | 6      | 3            | 9     |
|                             |                    | %                         | 5,9%   | 3,0%         | 4,5%  |
|                             | Zona II            | N                         | 1      |              | 1     |
|                             |                    | %                         | 1,0%   |              | ,5%   |
|                             | Zona III           | N                         | 8      | 6            | 14    |
|                             |                    | %                         | 7,8%   | 6,0%         | 6,9%  |
|                             | Zona I + Zona II   | N                         | 2      | 15           | 17    |
|                             |                    | %                         | 2,0%   | 15,0%        | 8,4%  |
|                             | Zona I + Zona III  | N                         |        | 2            | 2     |
|                             |                    | %                         |        | 2,0%         | 1,0%  |
|                             | Zona II + Zona III | N                         | 15     | 8            | 23    |
|                             |                    | %                         | 14,7%  | 8,0%         | 11,4% |
| Zona I + Zona II + Zona III | N                  | 5                         | 25     | 30           |       |
|                             | %                  | 4,9%                      | 25,0%  | 14,9%        |       |
| <b>Total</b>                | N                  | 102                       | 100    | 202          |       |
|                             | %                  | 100,0%                    | 100,0% | 100,0%       |       |

**Gráfica 4.26.**

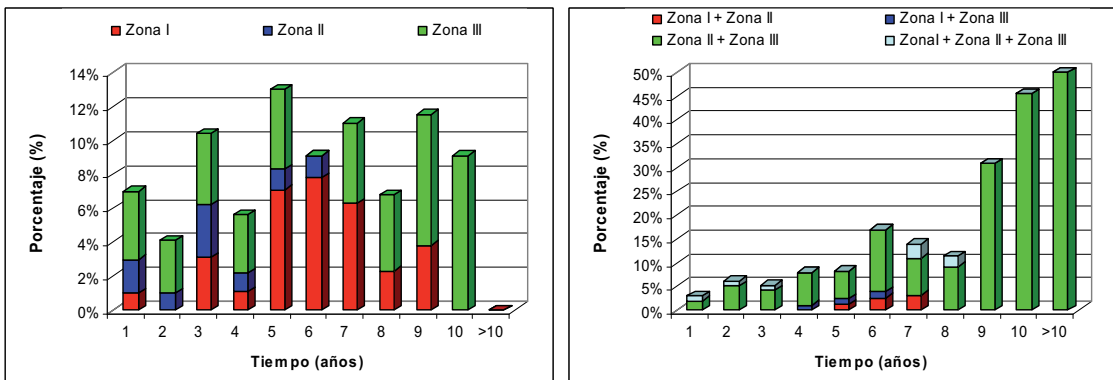
**Radiolucencias finales por Modelo de Prótesis**



El patrón evolutivo de las radiolucencias a lo largo del tiempo muestra también la misma tendencia (tabla 4.39. del anexo y gráficas 4.27. y 4.28.). En la serie CST al 5º año de evolución observamos radiolucencias aisladas en zona I en los 6 casos que la han presentado y en la asociación zona II+III al 6º año observamos 10 casos. En la serie CM al 5º año observamos el patrón zona I+II+III en 12 casos.

**Gráfica 4.27.**

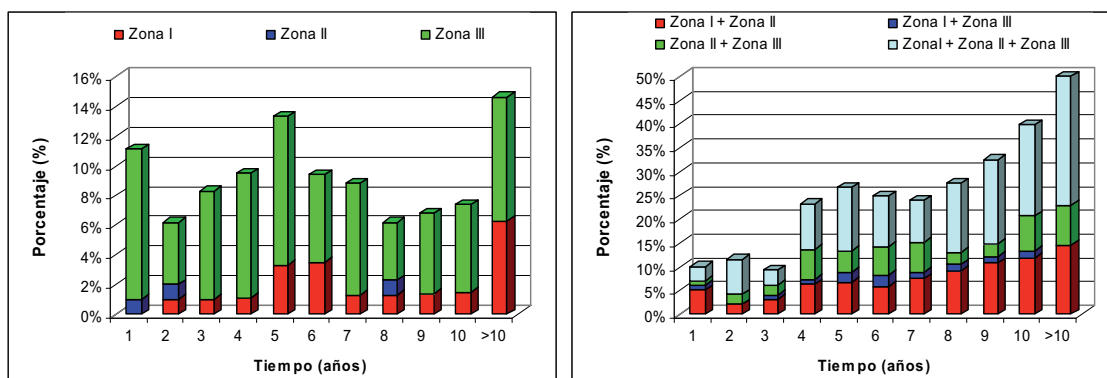
**Radiolucencias evolutivas en el Modelo CST**



**Resultados**

**Gráfica 4.28.**

**Radiolucencias evolutivas en el Modelo CM**



A continuación se realiza un análisis independiente de la evolución de las radiolucencias en zona I, zona II y zona III.

#### 4.2.4.1.- Evolución de las Radiolucencias del cotilo en zona I.

En la tabla 4.40. (anexo) se especifican los resultados globales en función del tamaño de la radiolucencia y de las características intrínsecas de la misma ya sea lineal o difusa. En la tabla 4.41.(anexo) y gráfica 4.29. se especifican únicamente en función de las características de la misma independientemente del tamaño.

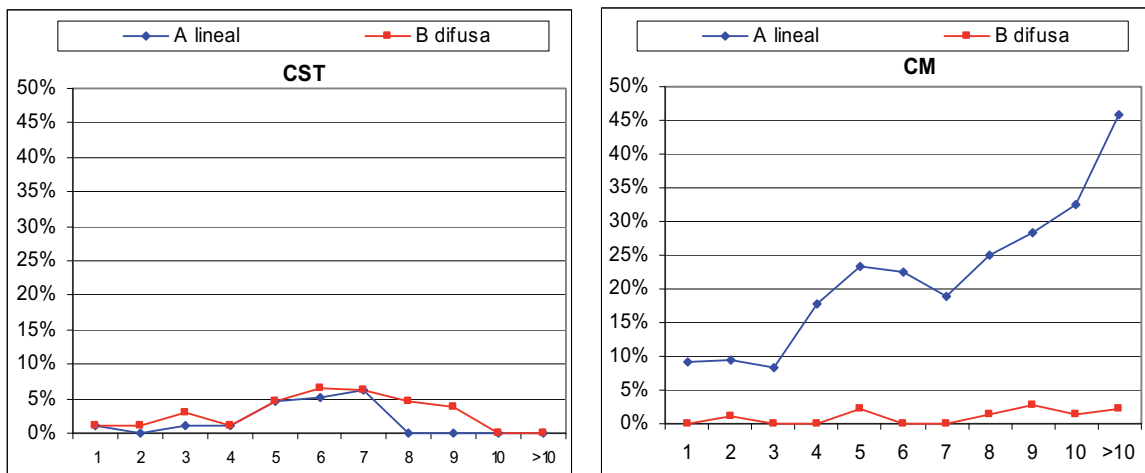
En el modelo CST en la zona alta las radiolucencias de mayor tamaño (>5 mm) no aparecen hasta el 7º año de evolución, presentándose únicamente en un caso; en general predominan las radiolucencias de tamaño inferior a 3 mm. En el modelo CM no observamos ninguna radiolucencia mayor de 5 mm a lo largo del seguimiento apareciendo las radiolucencias de 3-5 mm al 5º año en un solo caso.

En el modelo CST el porcentaje de radiolucencias lineales y difusas en zona alta se mantiene en porcentajes similares a lo largo de todo el seguimiento, sin superar nunca de manera conjunta el 12,6 % (7º año de evolución). Cabe destacar que los casos con una evolución superior a 7 años no presentan radiolucencias de tipo lineal en zona I y los 11 casos con evolución superior a 9 años no presentan ninguna radiolucencia. En el modelo CM predomina claramente la radiolucencia de tipo lineal que llega a porcentajes de alrededor del 32 % al 10º año de seguimiento.

De este modo comparando el modelo CST con el modelo CM podemos indicar que en el modelo CST los casos con mayor supervivencia no presentan radiolucencias en zona alta frente a los casos del modelo CM que presentan un incremento progresivo con el tiempo y de predominio lineal.

**Gráfica 4.29.**

**Radiolucencias evolutivas en Zona Alta por Modelo de Prótesis**



**4.2.4.2.- Evolución de las Radiolucencias del cotilo en zona II.**

En el modelo CM el patrón de radiolucencias en zona II no difiere excesivamente del de la zona I. Las radiolucencias difusas en dicha zona son muy poco frecuentes predominando las radiolucencias lineales que se va incrementando progresivamente a lo largo del seguimiento. Al 5º año de evolución el 23,3 % de lo casos presenta radiolucencias de tipo lineal que llega al 38,2 % al 10º año.

En el modelo CST y hasta el 8º año de seguimiento tal y como se refleja en las tablas 4.42.(anexo), 4.43 (anexo) y gráfica 4.30. tampoco existen grandes diferencias en la zona II respecto a la zona I, manteniéndose en porcentajes similares sin superar el 15,6 % conjuntamente. A partir de aquí se produce un incremento mayor para la zona II y a expensas de la radiolucencia de tipo lineal, que llega al 36,4 % de los casos al 10º año. La radiolucencia aislada en zona II es un fenómeno prácticamente

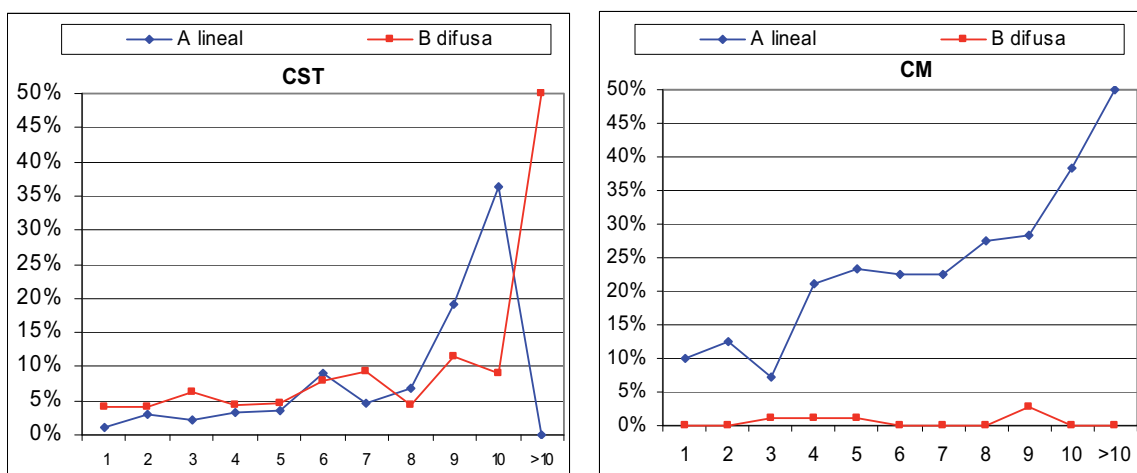
**Resultados**

inexistente con un solo caso en el modelo CST, siendo más frecuente su presentación asociada a radiolucencias en otras zonas (tabla 4.38. del anexo).

En general en dicha zona las radiolucencias a lo largo del seguimiento son de tamaño inferior a 3 mm en ambos modelos de prótesis.

**Gráfica 4.30.**

**Radiolucencias evolutivas en Zona Fondo por Modelo de Prótesis**



**4.2.4.3.- Evolución de las Radiolucencias del cotilo en zona III.**

En zona III o baja el patrón evolutivo presenta una tendencia diferente al de las zonas I y II (tablas 4.44. y 4.45. del anexo y gráfica 4.31.).

En el modelo CST observamos la aparición de radiolucencias de tamaño entre 3-5 mm a partir del 2º año y las radiolucencias de tamaño superior a 5 mm no aparecen hasta el 6º año. En el modelo CM las primeras radiolucencias entre 3 y 5 mm aparecen ya al año de evolución y las radiolucencias de tamaño superior a 5 mm aparecen a partir del 5º año.

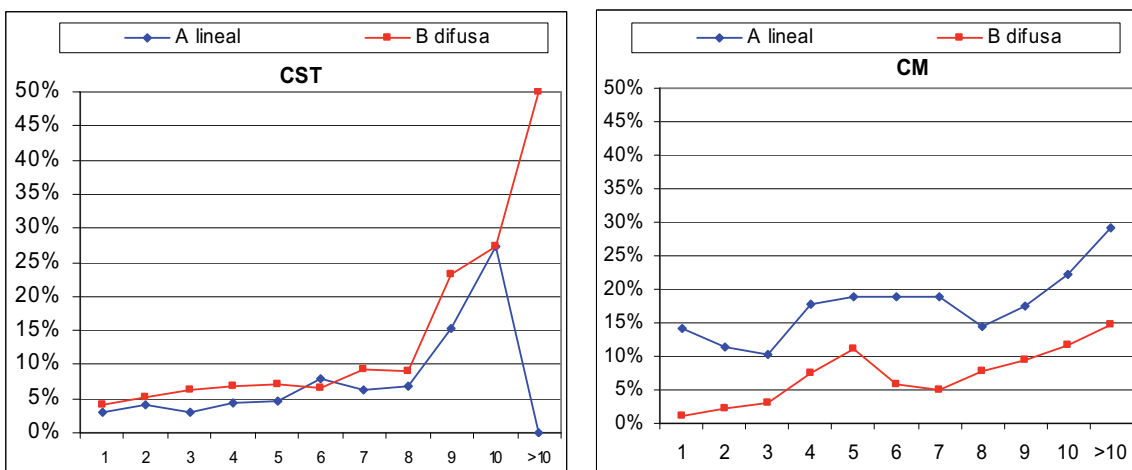
En el modelo CST las radiolucencias tanto lineales como difusas se mantienen conjuntamente en porcentajes inferiores al 10 % hasta el 8º año y evolucionan de forma paralela. A partir de

aquí se produce un incremento progresivo. Así al 10º año observamos un porcentaje del 27,3 % para cada uno de los tipos.

En el modelo CM al año de evolución el porcentaje de radiolucencias ya está por encima del modelo CST con un porcentaje del 15,1 % que aumenta progresivamente hasta el 5º año para a partir de aquí estabilizarse y volver a aumentar a partir del 8º año.

**Gráfica 4.31.**

**Evolución de Radiolucencias en Zona Baja por Modelo de Prótesis**



#### 4.2.5.- Variaciones de densidad del cotilo.

Se ha realizado un análisis de las variaciones de densidad al final del seguimiento y con carácter evolutivo anual. Para la confección de las tablas y gráficas correspondientes las variaciones de densidad han sido agrupadas en tipo A (aumento de densidad lineal o en banda) y tipo B (aumento de densidad de tipo difuso o parcelar). Para el análisis evolutivo se presentan dos tipos de tablas, unas en función de las características de la variación de densidad (lineal o difusa) y otras en función de la zona en la que se presentan, ya sea de manera independiente en una zona o asociada a otras zonas.

#### **Resultados**

En la serie CST hemos observado aumento de densidad en 22 casos (21,56 %) y en la serie CM en 61 casos (61 %). En la serie CST el patrón de la variación de densidad más frecuente ha sido el aumento de densidad en zona I con 12 casos (11,76 %) seguido de la asociación en zona I+II con 4 casos (3,92 %) y la presentación aislada en zona II con 3 casos (2,94 %). Hay que destacar que en dicho modelo el aumento de densidad ha presentado siempre un patrón de tipo difuso o parcelar, salvo en un solo caso. En la serie CM el patrón de presentación más frecuente ha sido el aumento de densidad en zona I con 23 casos (23 %) seguido de la asociación en zona I+II con 17 casos (17 %) y la presencia en las tres zonas con 9 casos (9 %) (tabla 4.46. y gráfica 4.32.).

**Tabla 4.46.**

**Variación de Densidad final por Modelo de Prótesis**

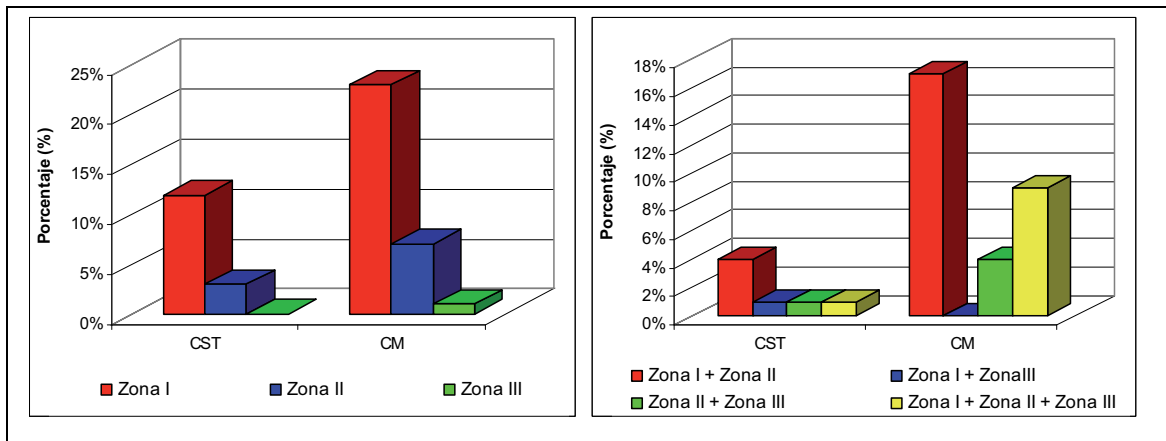
|                              |                             | <i>Modelo de prótesis</i> |        | <b>Total</b> |       |
|------------------------------|-----------------------------|---------------------------|--------|--------------|-------|
|                              |                             | CST                       | CM     |              |       |
| <b>Variación de Densidad</b> | Zona I                      | N                         | 12     | 23           | 35    |
|                              |                             | %                         | 11,8%  | 23,0%        | 17,3% |
|                              | Zona II                     | N                         | 3      | 7            | 10    |
|                              |                             | %                         | 2,9%   | 7,0%         | 5,0%  |
|                              | Zona III                    | N                         |        | 1            | 1     |
|                              |                             | %                         |        | 1,0%         | ,5%   |
|                              | Zona I + Zona II            | N                         | 4      | 17           | 21    |
|                              |                             | %                         | 3,9%   | 17,0%        | 10,4% |
|                              | Zona I + Zona III           | N                         | 1      |              | 1     |
|                              |                             | %                         | 1,0%   |              | ,5%   |
|                              | Zona II + Zona III          | N                         | 1      | 4            | 5     |
|                              |                             | %                         | 1,0%   | 4,0%         | 2,5%  |
|                              | Zona I + Zona II + Zona III | N                         | 1      | 9            | 10    |
|                              |                             | %                         | 1,0%   | 9,0%         | 5,0%  |
| <b>Total</b>                 | N                           | 102                       | 100    | 202          |       |
|                              | %                           | 100,0%                    | 100,0% | 100,0%       |       |

En la tabla 4.47. (anexo) y gráficas 4.33. y 4.34 se especifica el patrón evolutivo de las variaciones de densidad en función de las diversas zonas. En el modelo CST ya se ha mencionado que la zona más frecuente de presentación ha sido en zona I. Al 5º año de evolución objetivamos que de los 12 casos que han presentado aumento de densidad en zona I de manera aislada, 6 ya la presentan. Al igual que en el caso de las radiolucencias los casos de mayor seguimiento presentan un menor porcentaje de aumento de densidad. En el modelo CM se produce un incremento progresivo con el paso del tiempo de aumento de densidad en zona I.

En el modelo CM el segundo patrón de variaciones de densidad más frecuente ya hemos mencionado que ha sido la asociación en zona I+II con 17 casos; al 5º año la observamos ya en 13 casos.

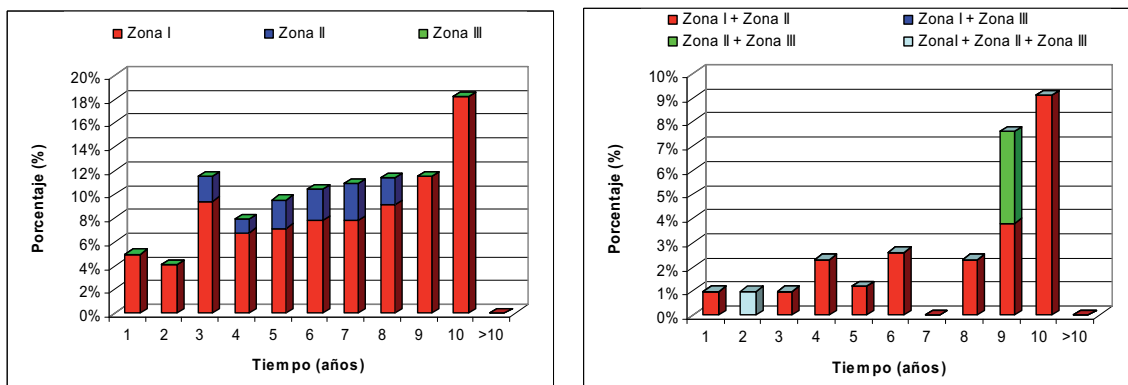
**Gráfica 4.32.**

**Variación de Densidad final por Modelo de Prótesis**



**Tabla 4.33.**

**Variación de Densidad por zonas en el modelo CST**

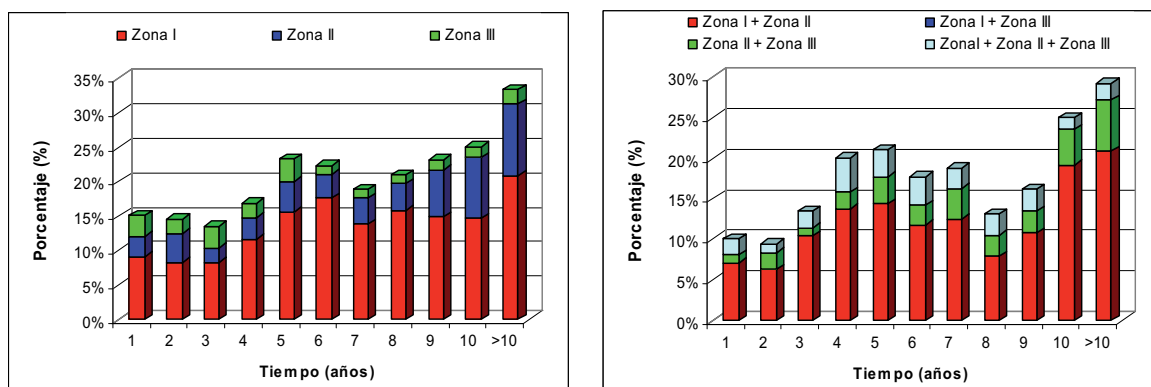


**Resultados**



**Tabla 4.34.**

**Variación de Densidad por Zonas en el modelo CM**



**4.2.5.1.- Variaciones de densidad del cotilo en zona I, zona II y zona III de manera independiente.**

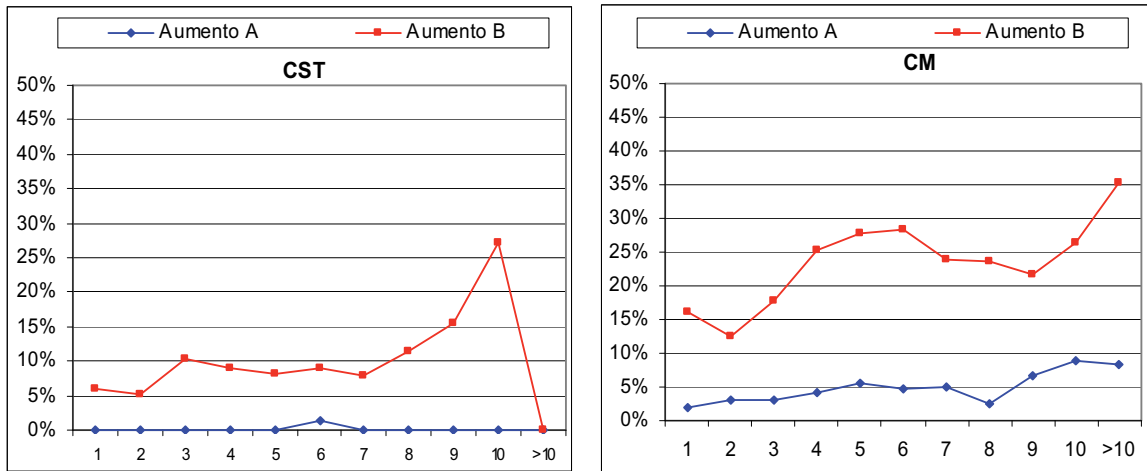
Cuando analizamos las variaciones de densidad independientemente por zonas observamos que en zona alta o I (tabla 4.48. del anexo y gráfica 4.35.), en el modelo CST se produce exclusivamente aumento de densidad de tipo parcelar o difuso, salvo en un solo caso. El mayor incremento se produce a partir del 7º año (7,8 %) llegando al 27,3 % al 10º año. En el modelo CM predomina también en dicha zona el aumento de densidad progresivo de tipo difuso aunque existe un pequeño porcentaje de casos que presentan aumento de tipo lineal. Al año de seguimiento el 16,2 % de los casos presentan aumento de densidad difusa, que llega al 27,8 % al 5º año, disminuyendo al 26,5 % al 10º año.

En zona II (tabla 4.49 del anexo y gráfica 4.36.), en el modelo CST solo se produce aumento de densidad de tipo difuso. En el modelo CM predomina también el aumento de densidad de tipo difuso aunque en menor porcentaje que en zona I, presentando un incremento proporcional con el paso del tiempo tanto las de características lineales como las difusas. Al 10º año de evolución el 22,1 % de los casos del modelo CM presentan aumento de densidad difusa frente al 9,1 % en el modelo CST.

En zona III (tabla 4.50. del anexo y gráfica 4.37.) en el modelo CST prácticamente no hay aumento de densidad. En el modelo CM se presentan en un porcentaje bastante bajo y siendo de difícil interpretación.

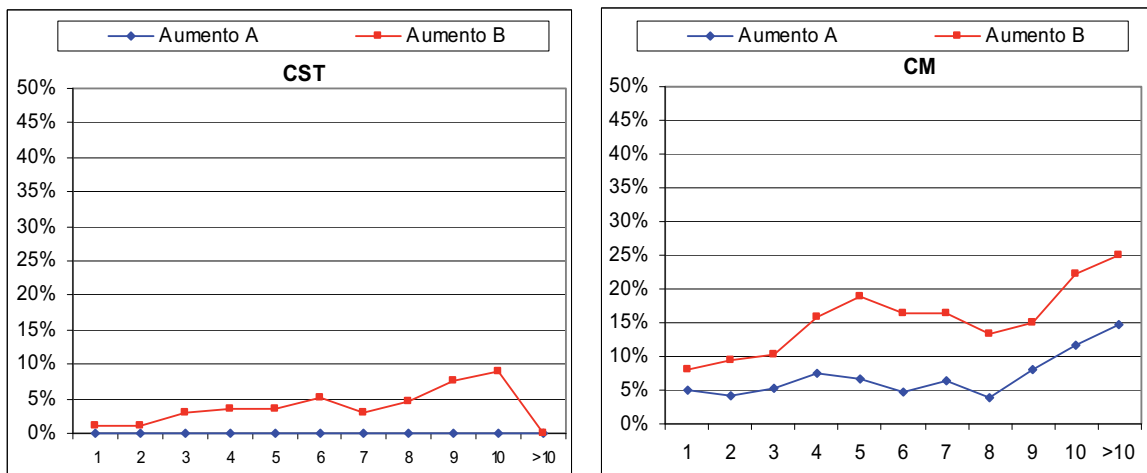
Gráfica 4.35.

Variación de Densidad evolutiva en Zona I por Modelo de Prótesis



Gráfica 4.36.

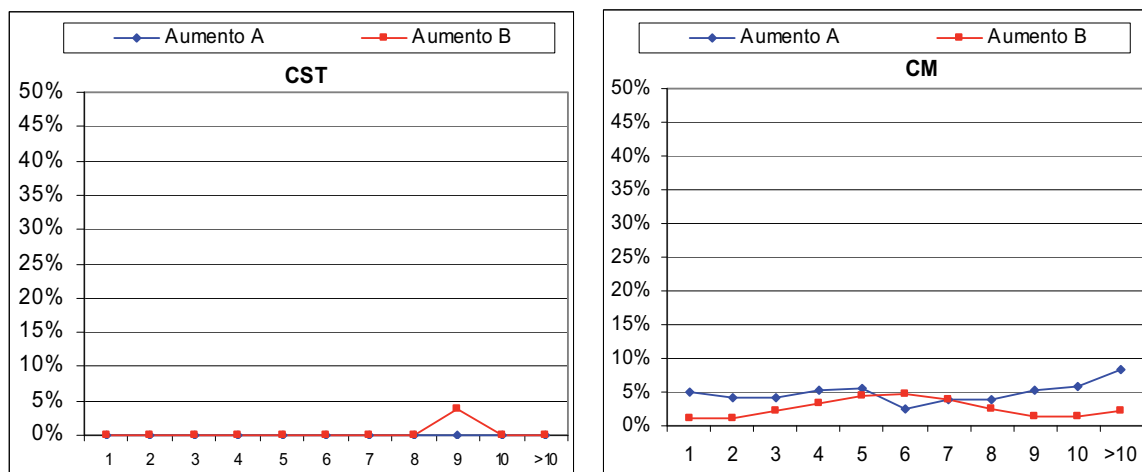
Variación de Densidad evolutiva en Zona II por Modelo de Prótesis



Resultados

**Gráfica 4.37.**

**Variación de Densidad evolutiva en Zona III por Modelo de Prótesis**



**4.2.6.- Relación entre Migración con Radiolucencias y Variaciones de la Densidad del cotilo.**

**4.2.6.1.- Relación entre Migración y Radiolucencias del cotilo.**

En la serie CST hemos observado radiolucencias en 37 casos (36,27 %). Únicamente 9 casos se han presentado en los casos no migrados (13,24 %) frente a 28 casos en los casos migrados (82,35 %) (relación estadísticamente significativa,  $p = 0,00$ )

En la serie CM se han objetivado radiolucencias en 59 casos (59 %). En los 38 casos no migrados se han objetivado radiolucencias en 8 (21 %) y en los 62 casos migrados en 51 (82,26 %) (relación estadísticamente significativa,  $p = 0,00$ )

En la serie CST el patrón de presentación de radiolucencias más frecuente, ya hemos comentado que era la asociación de zona II+zona III con 15 casos; de éstos, 13 casos corresponden a los casos migrados (relación estadísticamente significativa,  $p = 0,00$ ).

En la serie CM el patrón de presentación más frecuente es la asociación de radiolucencias en zona I+II+III con 25 casos; de éstos, 23 corresponden a los casos migrados. El segundo patrón más frecuente de presentación ha sido la asociación en zona I+II

con 15 casos, de los que 14 corresponden al grupo de los migrados (relación estadísticamente significativa , $p = 0,00$ ), para ambas zonas.

Los datos anteriores quedan reflejados en la tabla 4.51 y gráficas 4.38. y 4.39.

**Tabla 4.51.**

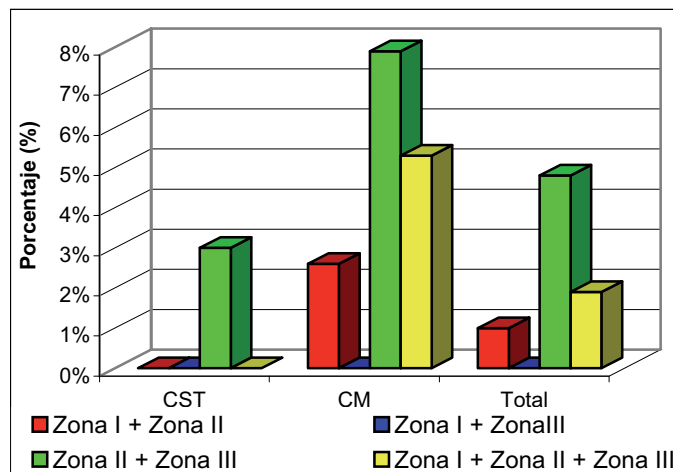
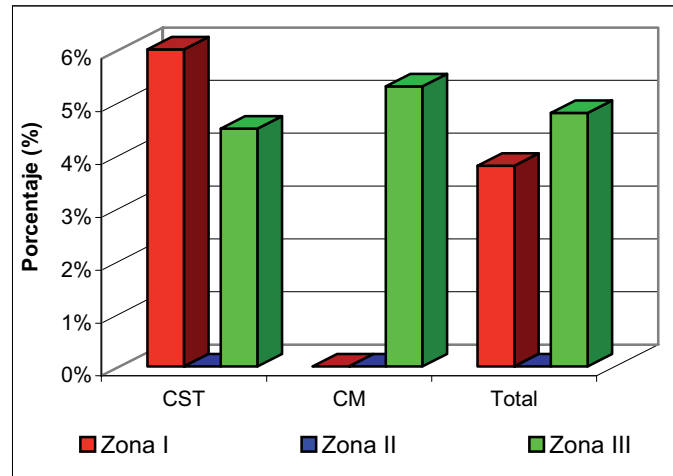
**Migración según Radiolucencia final por zonas y por Modelo de Prótesis**

| <b>Migración Global</b>     |                             |       | <b>Modelo de prótesis</b> |           | <b>Total</b> |
|-----------------------------|-----------------------------|-------|---------------------------|-----------|--------------|
|                             |                             |       | <b>CST</b>                | <b>CM</b> |              |
| No                          | Zona I                      | N     | 4                         |           | 4            |
|                             |                             | %     | 5,9%                      |           | 3,8%         |
|                             | Zona III                    | N     | 3                         | 2         | 5            |
|                             |                             | %     | 4,4%                      | 5,3%      | 4,7%         |
|                             | Zona I + Zona II            | N     |                           | 1         | 1            |
|                             |                             | %     |                           | 2,6%      | ,9%          |
|                             | Zona II + Zona III          | N     | 2                         | 3         | 5            |
|                             |                             | %     | 2,9%                      | 7,9%      | 4,7%         |
|                             | Zona I + Zona II + Zona III | N     |                           | 2         | 2            |
|                             |                             | %     |                           | 5,3%      | 1,9%         |
| <b>Total</b>                |                             | N     | 68                        | 38        | 106          |
|                             |                             | %     | 100,0%                    | 100,0%    | 100,0%       |
| Si                          | Zona I                      | N     | 2                         | 3         | 5            |
|                             |                             | %     | 5,9%                      | 4,8%      | 5,2%         |
|                             | Zona II                     | N     | 1                         |           | 1            |
|                             |                             | %     | 2,9%                      |           | 1,0%         |
|                             | Zona III                    | N     | 5                         | 4         | 9            |
|                             |                             | %     | 14,7%                     | 6,5%      | 9,4%         |
|                             | Zona I + Zona II            | N     | 2                         | 14        | 16           |
|                             |                             | %     | 5,9%                      | 22,6%     | 16,7%        |
|                             | Zona I + Zona III           | N     |                           | 2         | 2            |
|                             |                             | %     |                           | 3,2%      | 2,1%         |
| Zona II + Zona III          | N                           | 13    | 5                         | 18        |              |
|                             | %                           | 38,2% | 8,1%                      | 18,8%     |              |
| Zona I + Zona II + Zona III | N                           | 5     | 23                        | 28        |              |
|                             | %                           | 14,7% | 37,1%                     | 29,2%     |              |
| <b>Total</b>                |                             | N     | 34                        | 62        | 96           |
|                             |                             | %     | 100,0%                    | 100,0%    | 100,0%       |

**Resultados**

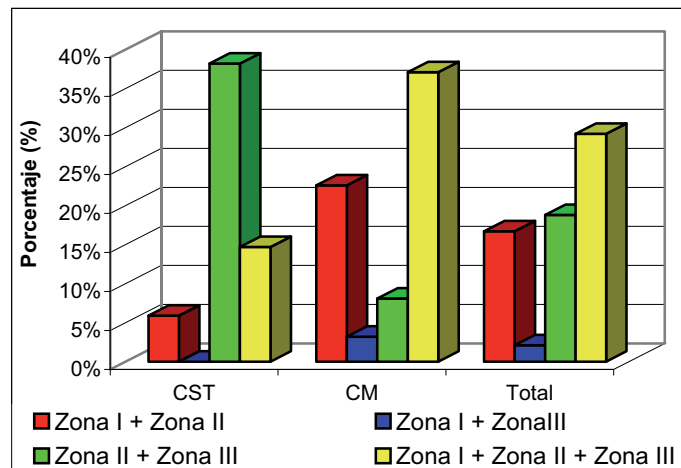
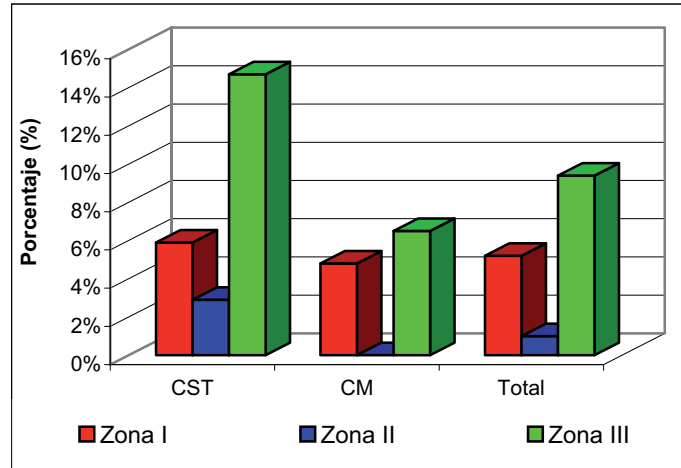
Gráfica 4.38.

Distribución de Radiolucencias por Zonas y por Modelo de Prótesis en los casos no migrados



**Gráfica 4.39.**

**Distribución de Radiolucencias por Zonas y por Modelo de Prótesis en los casos migrados**



**4.2.6.2.- Relación entre Migración y Variaciones de la Densidad del cotilo.**

En la serie CST hemos observado aumento de la densidad en 22 casos (21,56 %). De éstos, 15 casos se han presentado en el grupo de los migrados lo cual representa el 44,12 % en este grupo y 7 en el grupo de los no migrados (10,45 %) (relación estadísticamente significativa,  $p = 0,00$ ).

En la serie CM hemos observado aumento de la densidad en 61 casos (61 %). De éstos, 14 se objetivan en el grupo de los no migrados lo que representa el 36,84 % y 47 en el grupo de los migrados (75,81 %) (relación estadísticamente significativa,  $p = 0,00$ ).

**Resultados**

En la serie CST el patrón de presentación de variaciones de la densidad más frecuente, ya hemos comentado que era la zona I con 12 casos; de éstos, 7 casos corresponden a los casos migrados (relación estadísticamente significativa,  $p = 0,08$ ).

En la serie CM el patrón de presentación más frecuente es la zona I con 23 casos; de éstos, 19 corresponden a los casos migrados (relación estadísticamente significativa,  $p = 0,010$ ) El segundo patrón más frecuente de presentación ha sido la asociación en zona I+II con 17 casos, de los que 13 corresponden al grupo de los migrados (relación estadísticamente significativa,  $p = 0,078$ ). Los datos anteriores se reflejan en la tabla 4.52 y gráficas 4.40. y 4.41.

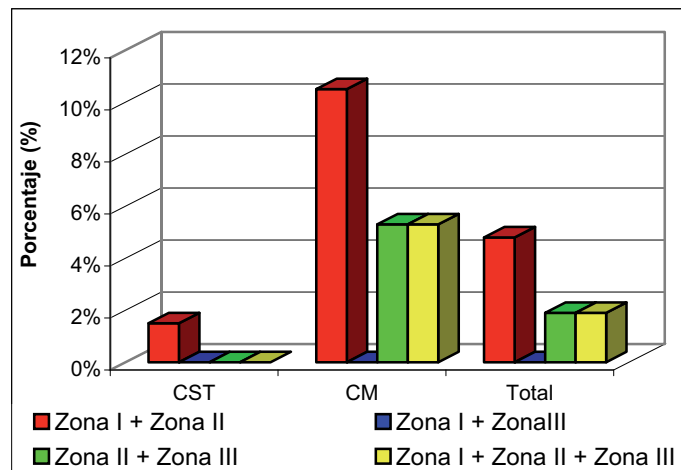
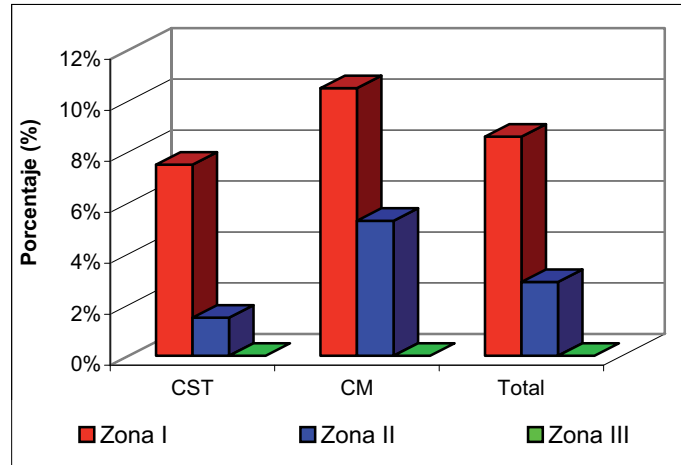
**Tabla 4.52.**

**Migración según Variación de Densidad final por Modelo de Prótesis**

| <b>Migración Global</b>     |                             |        | <b>Modelo de prótesis</b> |        | <b>Total</b> |
|-----------------------------|-----------------------------|--------|---------------------------|--------|--------------|
|                             |                             |        | CST                       | CM     |              |
| No                          | Zona I                      | N      | 5                         | 4      | 9            |
|                             |                             | %      | 7,4%                      | 10,5%  | 8,5%         |
|                             | Zona II                     | N      | 1                         | 2      | 3            |
|                             |                             | %      | 1,5%                      | 5,3%   | 2,8%         |
|                             | Zona I + Zona II            | N      | 1                         | 4      | 5            |
|                             |                             | %      | 1,5%                      | 10,5%  | 4,7%         |
|                             | Zona II + Zona III          | N      |                           | 2      | 2            |
|                             |                             | %      |                           | 5,3%   | 1,9%         |
|                             | Zona I + Zona II + Zona III | N      |                           | 2      | 2            |
|                             |                             | %      |                           | 5,3%   | 1,9%         |
| <b>Total</b>                | N                           | 68     | 38                        | 106    |              |
|                             | %                           | 100,0% | 100,0%                    | 100,0% |              |
| Si                          | Zona I                      | N      | 7                         | 19     | 26           |
|                             |                             | %      | 20,6%                     | 30,6%  | 27,1%        |
|                             | Zona II                     | N      | 2                         | 5      | 7            |
|                             |                             | %      | 5,9%                      | 8,1%   | 7,3%         |
|                             | Zona III                    | N      |                           | 1      | 1            |
|                             |                             | %      |                           | 1,6%   | 1,0%         |
|                             | Zona I + Zona II            | N      | 3                         | 13     | 16           |
|                             |                             | %      | 8,8%                      | 21,0%  | 16,7%        |
|                             | Zona I + Zona III           | N      | 1                         |        | 1            |
|                             |                             | %      | 2,9%                      |        | 1,0%         |
| Zona II + Zona III          | N                           | 1      | 2                         | 3      |              |
|                             | %                           | 2,9%   | 3,2%                      | 3,1%   |              |
| Zona I + Zona II + Zona III | N                           | 1      | 7                         | 8      |              |
|                             | %                           | 2,9%   | 11,3%                     | 8,3%   |              |
| <b>Total</b>                | N                           | 34     | 62                        | 96     |              |
|                             | %                           | 100,0% | 100,0%                    | 100,0% |              |

Gráfica 4.40.

Distribución de Variaciones de Densidad por Zonas y por Modelo de Prótesis en los casos no migrados

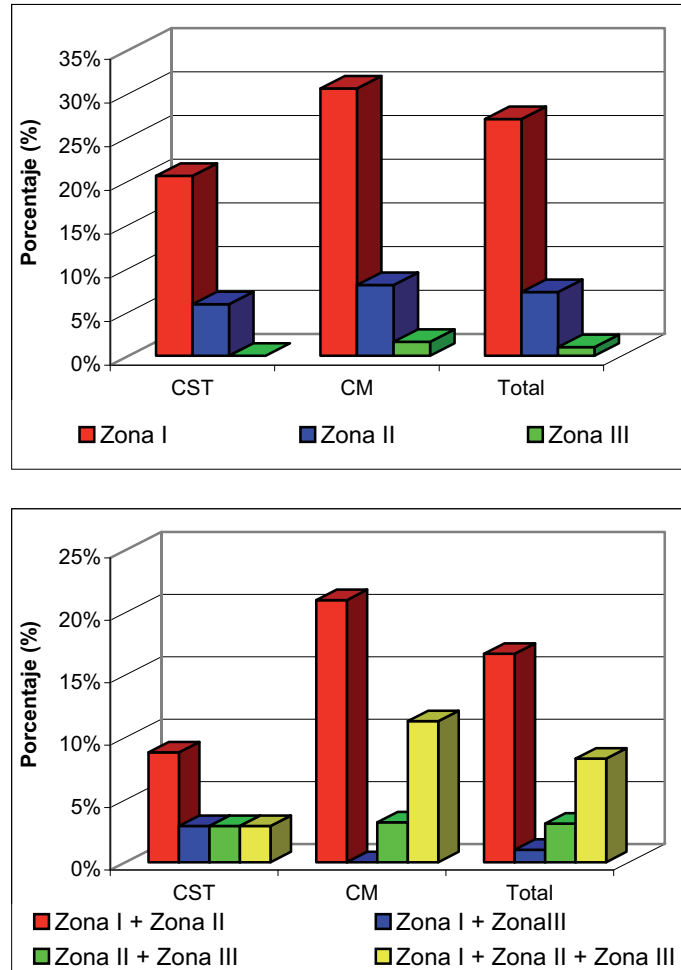


Resultados



**Gráfica 4.41.**

**Distribución de Variaciones de Densidad por Zonas y por Modelo de Prótesis en los casos migrados**



**4.2.7.- Relación entre Radiolucencias y Variaciones de Densidad del cótilo con Etiología y Resultado Clínico.**

Para analizar la relación entre la ETIOLOGIA con las radiolucencias y el aumento de la densidad, hemos considerado las etiologías más frecuentes.

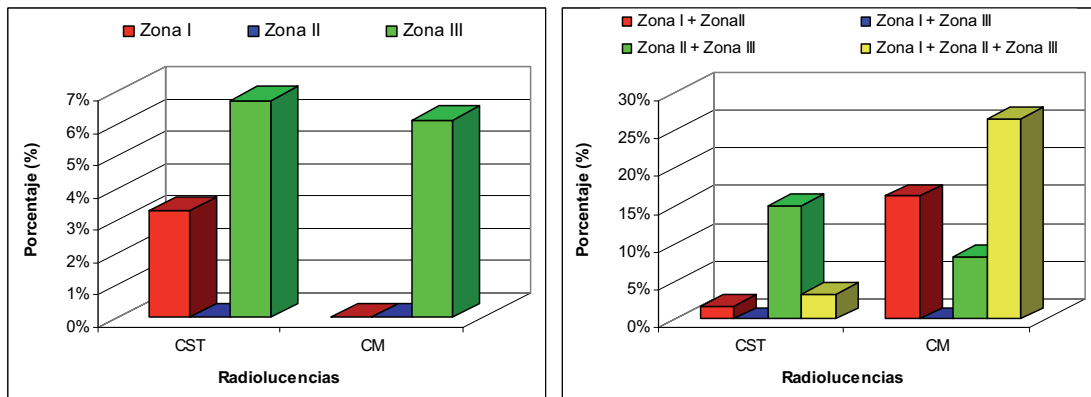
***4.2.7.1.- Relación entre Radiolucencias del cotilo y Etiología.***

En la **coxartrosis primaria** (tabla 4.53 del anexo y gráfica 4.42.), en la serie CST se han objetivado radiolucencias en 18

casos (30 %) y en la serie CM en 28 casos (57,14 %). En los casos de la serie CST el patrón de presentación más frecuente ha sido la combinación de zona II+III con 9 casos (15 %) seguido de la presentación aislada en zona III con 3 casos (6,7 %). En la serie CM el patrón más frecuente ha sido la asociación de zona I+II+III con 13 casos (26,5 %) seguido de la zona I+II con 8 casos (16,3 %).

**Gráfica 4.42.**

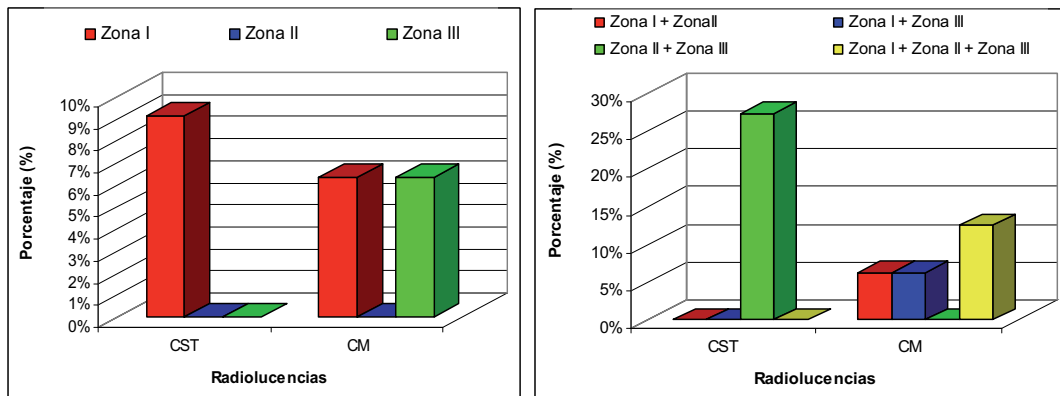
**Radiolucencia por Zonas en la Coxartrosis primaria por Modelo de Prótesis**



En la **NICF** (tabla 4.54 del anexo y gráfica 4.43.), en la serie CST se han objetivado radiolucencias en 4 casos (36,36 %) y en la serie CM en 6 (37,5 %).

**Gráfica 4.43.**

**Radiolucencia por Zonas en la NICF por Modelo de Prótesis**

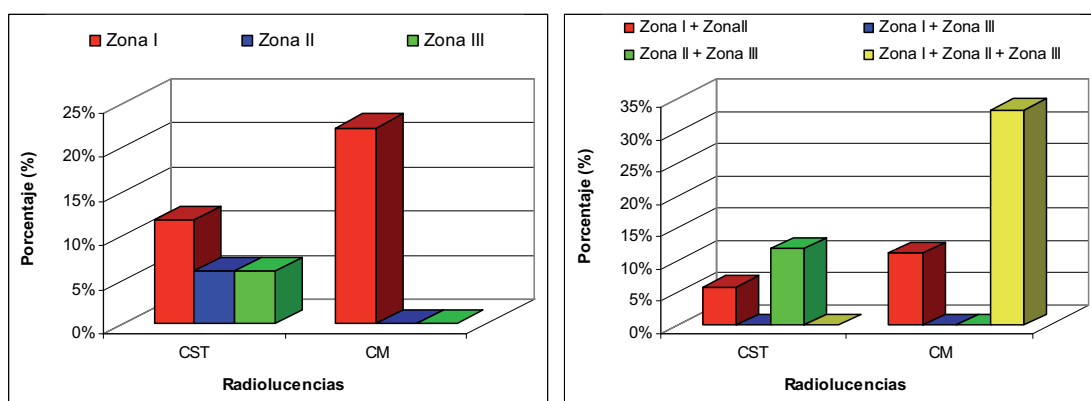


**Resultados**

En las **artropatías inflamatorias** (tabla 4.55 del anexo y gráfica 4.44.), en la serie CST se observan radiolucencias en 7 casos (41,2 %) con un patrón de distribución uniforme, y en la serie CM en 6 casos (66,7 %) predominando la asociación en las tres zonas y en zona I de manera aislada.

**Gráfica 4.44.**

**Radiolucencias por Zonas en las Artropatías inflamatorias por Modelo de Prótesis**



No observamos relación estadísticamente significativa entre la presencia de radiolucencias en función de las diferentes etiologías en ninguna de las dos series

#### 4.2.7.2.- Relación entre Radiolucencias y Resultado Clínico.

Establecer relaciones entre el resultado clínico con la presencia o ausencia de radiolucencias y además en función de la presentación en cada área parece a priori bastante complejo. No obstante los resultados obtenidos son bastante concluyentes. Hemos analizado el resultado en relación con el Merle Total y con el dolor.

En la serie CST, en los casos en que se ha observado un resultado Excelente-Muy Bueno global, el 26,47 % presentan radiolucencias. En los casos en que se ha obtenido un resultado Bueno se objetivan en el 53,8 % y en los casos Regulares-Malos en el 57,4 % (relación estadísticamente significativa,  $p= 0,00$ ). Cuando analizamos la relación con el DOLOR, en esta misma serie, en los casos sin dolor (cotación de 6) se han objetivado

radiolucencias en el 19,6 % de los casos, en los casos con resultado Bueno (cotación de 5) en el 48,57 %, y finalmente en los casos con resultado Regular-Malo (cotación  $\leq 4$ ) en el 62,5 %. Si agrupamos las cotaciones 5 y 6 (ausencia de dolor + dolor leve) el porcentaje de radiolucencias es del 31,4 % frente al 62,5 % en los casos que presentan una cotación 4 (relación estadísticamente significativa,  $p = 0,009$ ).

En la serie CM, aunque existen diferencias entre los porcentajes, los resultados no son tan concluyentes, preferentemente para el resultado global. Los casos con resultado global Excelente-Muy Bueno presentan radiolucencias en el 52,2 % de los casos, los Buenos en el 70,58 % y los Regulares-Malos en el 61,53 % (relación no significativa). Al analizar el DOLOR sí observamos diferencias en función de la cotación. Los casos con cotación 6 presentan radiolucencias en el 50 %, la cotación 5 en el 65,5 % y la cotación  $\leq 4$  en el 71,42 % ((relación no significativa aunque muy próxima a la significación ,  $p = 0,067$ ).

Los resultados anteriores se especifican en las tablas 4.56. y 4.57. del anexo.

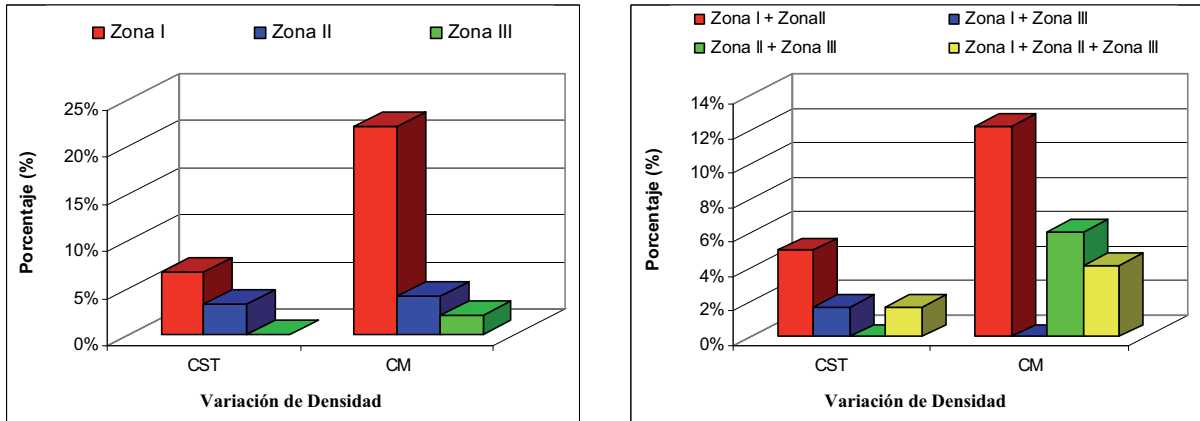
#### ***4.2.7.3.- Relación entre Variaciones de Densidad y Etiología.***

Con anterioridad ya se ha mencionado que en la serie CST se ha observado aumento de densidad en el 21,56 % de los casos y en la serie CM en el 61 %

Al analizar la distribución en función de las etiologías en la **coxartrosis primaria** (tabla 4.58. del anexo y gráfica 4.45.), en la serie CST el 18,4 % presentan aumento de densidad predominando el aumento en zona I y la asociación zona I+II ; en la serie CM se ha objetivado aumento de densidad en el 50,9 % de los casos predominando también el mismo patrón de distribución.

**Gráfica 4.45.**

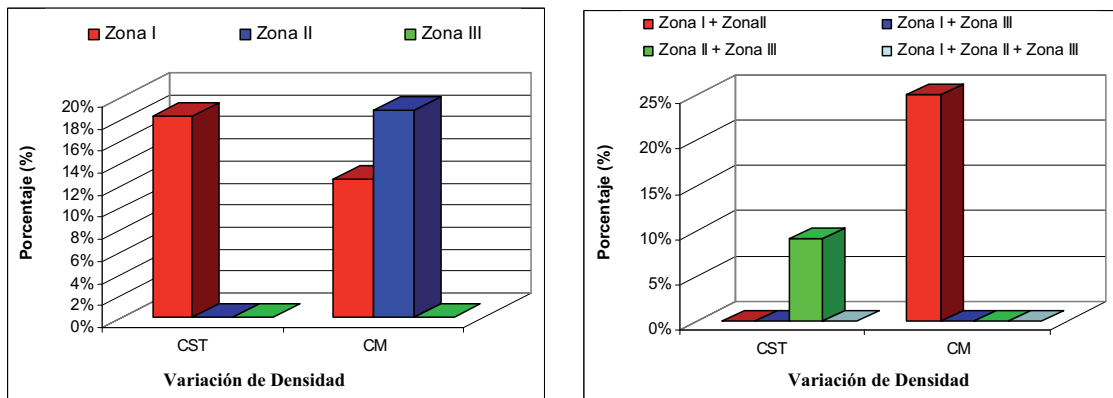
**Variación Densidad por Zonas en la Coxartrosis primaria por Modelo de Prótesis**



En la **NICF** en la serie CST observamos aumento de la densidad en el 27,3 % de los casos y en la serie CM en el 56,30 %, con el patrón de distribución que se puede observar en la tabla 4.59. ( anexo) y gráfica 4.46.

**Gráfica 4.46.**

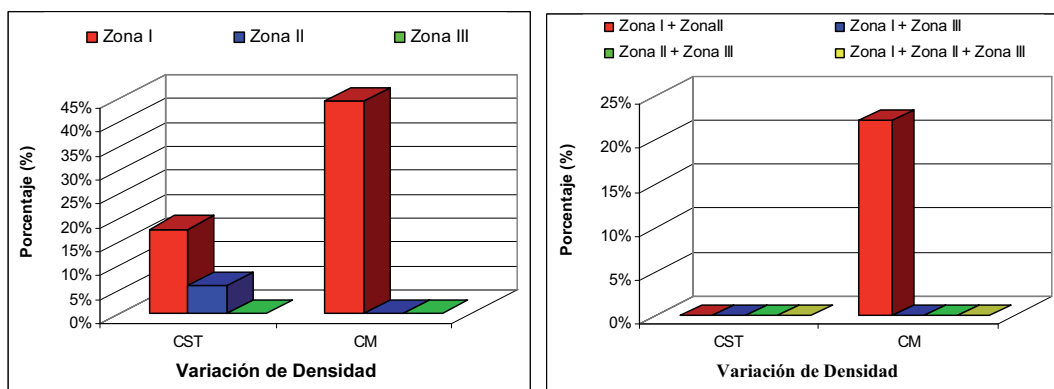
**Variación Densidad por Zonas en la NICF por Modelo de Prótesis**



En las **artropatías inflamatorias** en la serie CST el 23,5 % de los casos presentan aumento de densidad y el 66,6 % de los casos de la serie CM (tabla 4.60 del anexo y gráfica 4.47.).

**Gráfica 4.47.**

**Variación Densidad por Zonas en las Artropatías inflamatorias por Modelo de Prótesis**



Cuando comparamos la presencia de aumento de densidad en función de las diferentes etiologías tampoco observamos diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las dos series

**4.2.7.4.- Relación entre Variaciones Densidad y Resultado Clínico.**

Al igual que hemos comentado al realizar el análisis de la relación entre las radiolucencias y el resultado clínico final, establecer relaciones de manera aislada entre la presencia de aumento de la densidad y el resultado clínico nos parece también un tema complejo.

En la serie CST, en los casos en que se ha observado un resultado Excelente-Muy Bueno, el 18 % de los casos presentan aumento de densidad, frente al 23,08 % en los casos con resultado Bueno y el 42 % en los casos con resultado Regular (relación estadísticamente significativa,  $p = 0,049$ ). Al analizar la relación con el DOLOR, en los casos con cotación de 6 se ha objetivado aumento de densidad únicamente en el 12 % de los casos, en el 26 % de los casos con cotación de 5 y en el 77 % de los casos con cotación de 4. (relación estadísticamente significativa,  $p = 0,01$ ).

En la serie CM, aunque existen diferencias porcentuales en los diferentes grupos no se objetivan tantas diferencias como en la serie CST. Los casos con resultado global Excelente-Muy Bueno presentan aumento de densidad en el 59 % de los casos, los Buenos en el 64,7 % y los Regulares y Malos en el 61,5 %

**Resultados**

(relación estadísticamente no significativa). Al analizar el DOLOR los casos con cotación 6 presentan aumento de densidad en el 56 % de los casos, la cotación 5 en el 59 % , la cotación 4 en el 73 % y finalmente la cotación  $\leq 3$  en el 67 %(relación estadísticamente no significativa).

Los datos anteriores y el patrón de distribución por zonas quedan reflejados en las tabla 4.61. y 4.62.

#### 4.2.8.- Calcificaciones periprotésicas.

Hemos observado calcificaciones en 25 casos (24,5 %) en la serie CST y en 31 (31 %) en la serie CM.

En la serie CST se han objetivado calcificaciones grado I en 5 casos (4,9%), grado II en 12 casos (11,8%) y grado III en 8 casos (7,8%). En la serie CM predominan las calcificaciones grado III con 14 casos, seguidas del grado I con 10 casos y del grado II con 7 casos (tabla 4.63. y gráfica 4.48., donde el "0" significa los casos que no las han presentado.

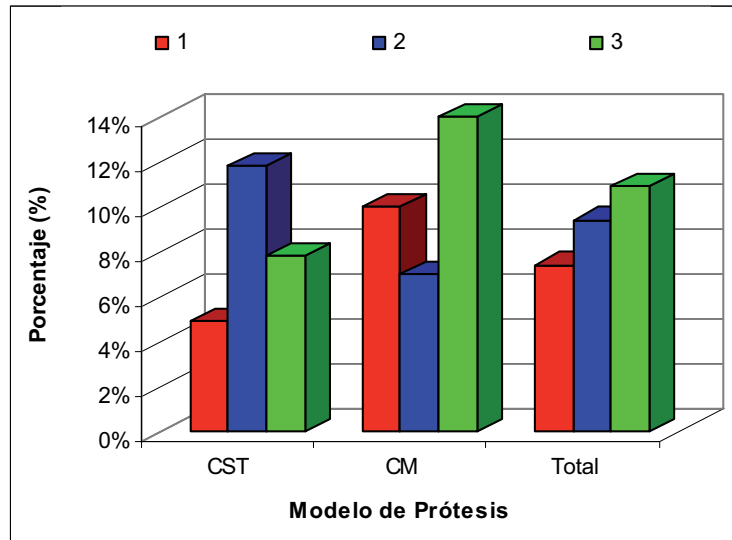
**Tabla 4.63.**

**Calcificaciones periprotésicas finales por Modelo de Prótesis**

|                        |              | <i>Modelo de prótesis</i> |        | Total  |        |
|------------------------|--------------|---------------------------|--------|--------|--------|
|                        |              | CST                       | CM     |        |        |
| <b>Calcificaciones</b> | 0            | N                         | 77     | 69     | 146    |
|                        |              | %                         | 75,5%  | 69,0%  | 72,3%  |
|                        | 1            | N                         | 5      | 10     | 15     |
|                        |              | %                         | 4,9%   | 10,0%  | 7,4%   |
|                        | 2            | N                         | 12     | 7      | 19     |
|                        |              | %                         | 11,8%  | 7,0%   | 9,4%   |
|                        | 3            | N                         | 8      | 14     | 22     |
|                        |              | %                         | 7,8%   | 14,0%  | 10,9%  |
|                        | <b>Total</b> | N                         | 102    | 100    | 202    |
|                        |              | %                         | 100,0% | 100,0% | 100,0% |

**Gráfica 4.48.**

**Calcificaciones periprotésicas finales por Modelo de Prótesis**



Se ha realizado el análisis de la relación entre la presencia de calcificaciones periprotésicas en relación al dolor (tabla 4.64. del anexo y gráfica 4.49.).

En la serie CST los pacientes que no presentan calcificaciones tienen cotaciones 5 y 6 para el dolor en el 83,2% de los casos. Las calcificaciones grado 1 presentan cotaciones 5 y 6 en el 80 % de los casos y las grado 2 en el 91,7 %. Finalmente las calcificaciones grado 3 las presentan en el 87,5 % (relación estadísticamente no significativa).

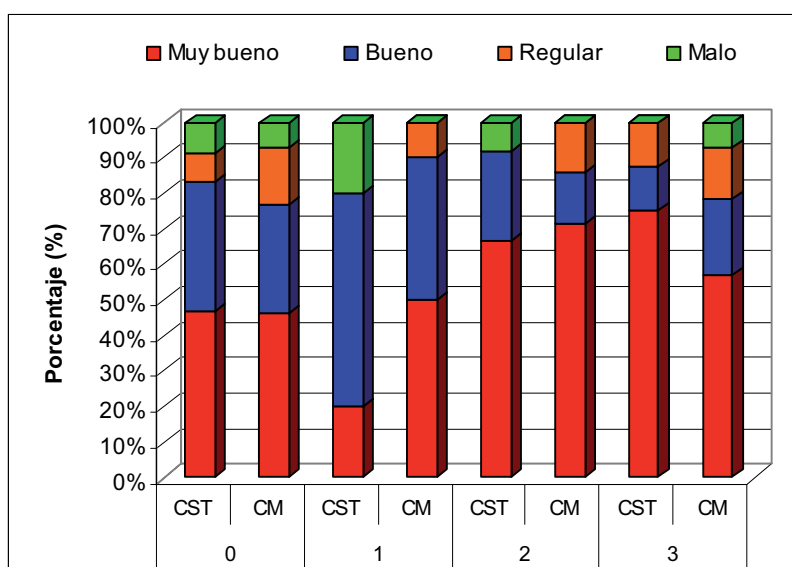
En la serie CM los pacientes que no presentan calcificaciones tienen cotaciones 5 y 6 para el dolor en el 76,8% de los casos. Las calcificaciones grado 1 presentan cotaciones 5 y 6 en el 90 % de los casos y las grado 2 en el 85,1 %. Finalmente las calcificaciones grado 3 las presentan en el 78,5 % (relación estadísticamente no significativa).

**Resultados**



Gráfica 4.49.

Calcificaciones finales según Merle Dolor y por Modelo de Prótesis



4.2.9.- Desgaste del polietileno y otros aspectos radiológicos.

En la serie CST se ha producido desgaste del polietileno en zona I en 4 casos. No se ha objetivado desgaste en otras zonas. En toda la serie el par de fricción ha sido metal-polietileno. En el primer caso el desgaste aparece al 5º año de evolución, siendo el ángulo de inclinación postoperatorio de 58º y no presentando el implante al final del seguimiento signos de inestabilidad. En el 2º caso el desgaste se inició al 6º año; el cotilo estaba implantado a 50º y evolucionó hacia el aflojamiento aséptico requiriendo recambio. El tercer caso de desgaste se inició al 7º año, siendo el ángulo de inclinación postoperatorio de 64º; al 9º año de seguimiento el cotilo presentaba claros signos de inestabilidad. En el 4º caso el desgaste se inició al 8º año y estaba implantado a 52º y al final del seguimiento era estable.

También se ha valorado el déficit de cobertura completo del cotilo en zona I. En la serie CST lo hemos observado en dos casos y en la serie CM en otro caso.

Finalmente otro aspecto analizado ha sido la presencia de radiolucencia postquirúrgica en zona II debido a la falta de contacto del implante con el transfondo acetabular, que lo hemos observado en dos casos en la serie CM.

#### 4.2.10.- Perfil clínico-radiológico de la prótesis indolora y de la dolorosa.

En el capítulo de la hipótesis uno de los aspectos planteados ha sido definir las características radiográficas de las prótesis indoloras y de las dolorosas y además valorar qué influencia tienen la edad, el sexo y la etiología en la respuesta radiográfica.

En los apartados anteriores todos estos factores han sido analizados de manera independiente. No obstante, creemos que es conveniente interrelacionar todos estos factores, para lo cual se ha realizado un análisis de la edad, el sexo, la etiología y la presencia o ausencia de migración, radiolucencias y variaciones de densidad en función del dolor.

En el modelo CST, 51 casos presentan cotación 6, 35 cotación 5 y 16 casos cotación  $\leq 4$ . Respecto a la edad el 63,1% de los pacientes mayores de 71 años presentan cotaciones de 5 y 6, el 90,5 % de los de 57 a 70 años y el 78,6 % de los de 43 a 56 años. En los casos con dolor  $\leq 4$  se observa el mismo porcentaje de hombres y mujeres. Respecto a la etiología los mejores porcentajes de no dolor, los presentan las artropatías inflamatorias y la coxartrosis primaria. Cuando se valora la migración, la presencia de radiolucencias y las variaciones de densidad, los índices más bajos acompañan a las prótesis no dolorosas.

En el modelo CM, 50 casos presentan cotación 6, 29 cotación 5 y 21 casos cotación  $\leq 4$ . Respecto a la edad, el 81,1 % de los pacientes de 57 a 70 años presentan cotaciones de 5 y 6 para el dolor, el 77,5 % de los de 43 a 56 años y el 72,7 % de los de 29 a 42 años. En los casos con dolor  $\leq 4$  el porcentaje de mujeres es descriptivamente superior al de hombres. Respecto a la etiología los mejores porcentajes de no dolor los presentan las artropatías inflamatorias y la NICF. Cuando se valora la migración, la presencia de radiolucencias y las variaciones de densidad, los índices más bajos también acompañan a las prótesis no dolorosas, aunque con unas diferencias mucho menores que en el modelo CST.

#### **Resultados**

## 4.3. Análisis de supervivencia. Estudio comparativo

### 4.3.1. Estabilidad al final del seguimiento

Para valorar la estabilidad de los componentes protésicos al final del seguimiento se han seguido los criterios descritos en el capítulo 3. La estabilidad del cotilo en ambos modelos de prótesis se especifica en la tabla 4.65. y gráfica 4.50.

En el modelo CST al final del seguimiento el 62,7% de los casos presentaron un cotilo estable, el 19,6% inestable y en el 17,6 % (18 casos) fue necesario el recambio. En el modelo de cerámica el 36 % presentó un cotilo estable, el 48% inestable y en el 16 % (16 casos) fue necesario el recambio.

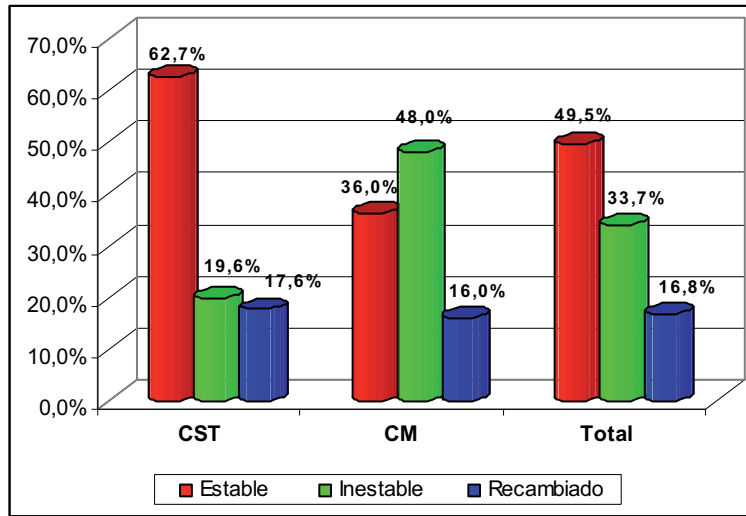
**Tabla 4.65.**

**Estado del Cotilo por Modelo de Prótesis**

|                          |            |        | <i>Modelo de prótesis</i> |        | <b>Total</b> |
|--------------------------|------------|--------|---------------------------|--------|--------------|
|                          |            |        | CST                       | CM     |              |
| <b>Estado del Cótulo</b> | Estable    | N      | 64                        | 36     | 100          |
|                          |            | %      | 62,7%                     | 36,0%  | 49,5%        |
|                          | Inestable  | N      | 20                        | 48     | 68           |
|                          |            | %      | 19,6%                     | 48,0%  | 33,7%        |
|                          | Recambiado | N      | 18                        | 16     | 34           |
|                          |            | %      | 17,6%                     | 16,0%  | 16,8%        |
| <b>Total</b>             | N          | 102    | 100                       | 202    |              |
|                          | %          | 100,0% | 100,0%                    | 100,0% |              |

**Grafica 4.50.**

**Estado del Cotilo por Modelo de Prótesis**



En el caso del vástago hay que tener en cuenta que en el modelo CST el vástago es cementado frente al no cementado de Mittelmeier con lo cual se utilizan criterios de estabilidad diferentes. En la tabla 4.66. y gráfica 4.51. se especifican los resultados para el vástago cementado. Al final del seguimiento el 85,3% de los vástagos autobloqueantes cementados son estables. un 4,9% presentan un aflojamiento definitivo, el 2 % un aflojamiento posible y finalmente 8 casos (7,8%) han sido recambiados.

**Tabla 4.66.**

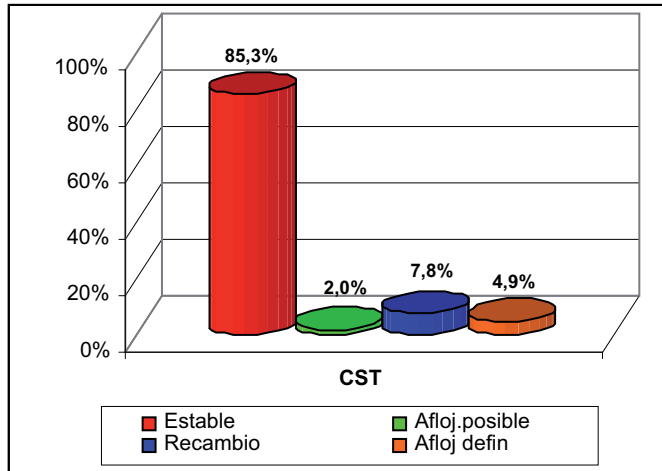
**Estado del Vástago para el modelo de prótesis CST**

|                           |                    | <i>N</i> | %     |
|---------------------------|--------------------|----------|-------|
| <b>Estado del Vástago</b> | Estable            | 87       | 85,3% |
|                           | Afloja. posible    | 2        | 2,0%  |
|                           | Afloja. definitivo | 5        | 4,9%  |
|                           | Recambio           | 8        | 7,8%  |

**Resultados**

**Gráfica 4.51.**

**Estado del Vástago para el modelo de prótesis CST**



En el caso del vástago cerámica MARK III de Mittelmeier el 57 % son estables, el 33% inestables y el 10% (10 casos) han requerido ser recambiados. Los resultados para dicho componente se especifican en la tabla 4.67. y gráfica 4.52.

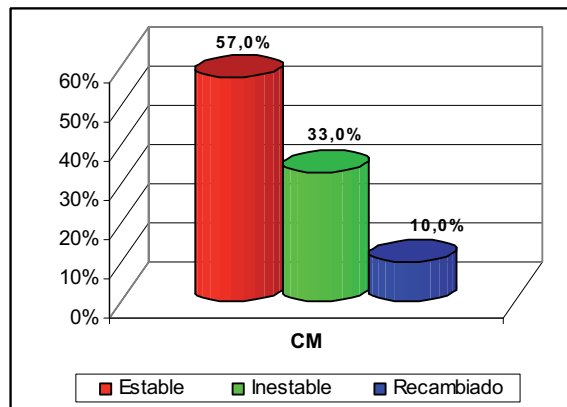
**Tabla 4.67.**

**Estado del Vástago para el modelo de prótesis CM**

|                           |           | <i>N</i> | %     |
|---------------------------|-----------|----------|-------|
| <i>Estado del Vástago</i> | Estable   | 57       | 57,0% |
|                           | Inestable | 33       | 33,0% |
|                           | Recambio  | 10       | 10,0% |

**Gráfica 4.52.**

**Estado del Vástago para el modelo de prótesis CM**



### 4.3.2. Estudio comparativo. Relación Estabilidad-Clínica

Para realizar el estudio comparativo y analizar la relación con el resultado clínico hemos agrupado los valores anteriores teniendo en cuenta conjuntamente la estabilidad tanto del cotilo como del vástago. Bajo el concepto de inestabilidad hemos agrupado los elementos protésicos inestables y los recambiados (tabla 4.68.). Todos los elementos protésicos recambiados han presentado criterios de inestabilidad.

**Tabla 4.68.**

**Estado del Cótulo y del Vástago por Modelo de Prótesis**

| <b>Modelo de prótesis</b> |                          |           |   | <b>Estado del Vástago</b> |           | <b>Total</b> |
|---------------------------|--------------------------|-----------|---|---------------------------|-----------|--------------|
|                           |                          |           |   | Estable                   | Inestable |              |
| CST                       | <b>Estado del Cótulo</b> | Estable   | N | 57                        | 7         | 64           |
|                           |                          |           | % | 55,9%                     | 6,9%      | 62,7%        |
|                           |                          | Inestable | N | 30                        | 8         | 38           |
|                           |                          |           | % | 29,4%                     | 7,8%      | 37,3%        |
| <b>Total</b>              |                          |           | N | 87                        | 15        | 102          |
|                           |                          |           | % | 85,3%                     | 14,7%     | 100,0%       |
| CM                        | <b>Estado del Cótulo</b> | Estable   | N | 24                        | 12        | 36           |
|                           |                          |           | % | 24,0%                     | 12,0%     | 36,0%        |
|                           |                          | Inestable | N | 33                        | 31        | 64           |
|                           |                          |           | % | 33,0%                     | 31,0%     | 64,0%        |
| <b>Total</b>              |                          |           | N | 57                        | 43        | 100          |
|                           |                          |           | % | 57,0%                     | 43,0%     | 100,0%       |

Tras el análisis de los resultados obtenidos, hemos clasificado los cótulos como estables en 64 casos (62,7%) para el modelo CST y en 36 casos (36%) para el modelo de cerámica. En el caso del vástago el 85,3% (87 casos) de los vástagos autobloqueantes cementados han sido considerados estables frente al 57% (57 casos) de los de cerámica.

En las tablas 4.69. y 4.70. y gráficas 4.53. y 4.54. se analiza la estabilidad-inestabilidad de ambos componentes protésicos en los dos modelos que se incluyen en el presente estudio y se establece su relación con el resultado clínico, en función del Merle Total y del dolor. En la serie CST los cótulos estables, presentan un valor del Merle Total de 17 puntos y de 5,61 para el dolor frente a unos valores de 15 puntos y 4,45 en los cótulos inestables (diferencia estadísticamente significativa,  $p = 0,00$  para ambos parámetros). En la serie CM los cótulos

#### **Resultados**

estables presentan un valor del Merle Total de 16,8 puntos y de 5,67 para el dolor frente a unos valores de 15 puntos y 4,91 en los cotilos inestables (diferencia significativa,  $p = 0,001$  para el dolor y  $p = 0,00$  para el Merle Total).

**Tabla 4.69.**

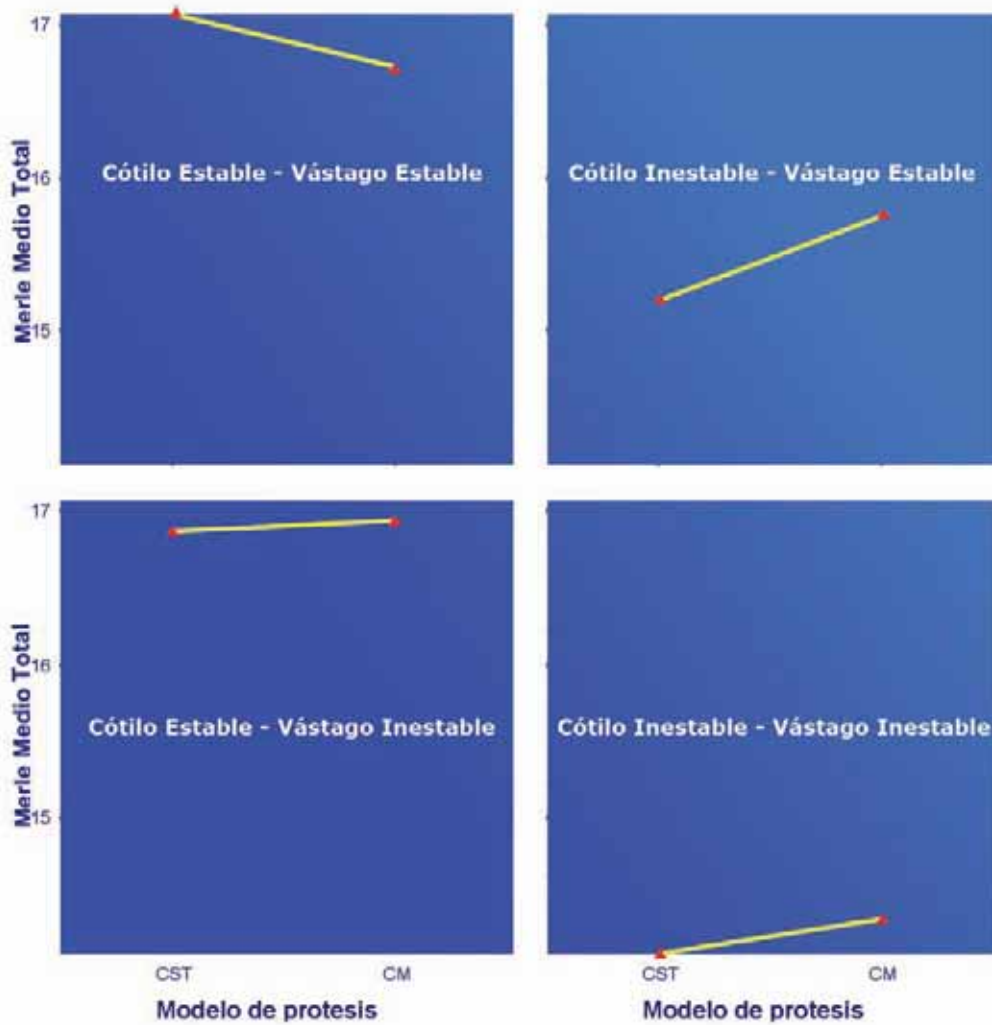
**Merle Total Medio por Modelo de Prótesis según estado de Cótulo y Vástago.**

| <b>Modelo de Prótesis</b> |                          |                       |                       | <b>Estado del Vástago</b> |                  |              |
|---------------------------|--------------------------|-----------------------|-----------------------|---------------------------|------------------|--------------|
|                           |                          |                       |                       | <b>Estable</b>            | <b>Inestable</b> | <b>Total</b> |
| <b>CST</b>                | <b>Estado del Cótulo</b> | Estable               | N                     | 57                        | 7                | 64           |
|                           |                          |                       | Mínimo                | 3                         | 15               | 3            |
|                           |                          |                       | Máximo                | 18                        | 18               | 18           |
|                           |                          |                       | Media ±<br>Desv. Típ. | 17.0 ± 2.2                | 16.9 ± 14.1      | 17.0 ± 2.1   |
|                           | Inestable                | N                     | 30                    | 8                         | 38               |              |
|                           |                          | Mínimo                | 8                     | 7                         | 7                |              |
|                           |                          | Máximo                | 18                    | 18                        | 18               |              |
|                           |                          | Media ±<br>Desv. Típ. | 15.2 ± 2.8            | 14.1 ± 3.4                | 15.0 ± 2.9       |              |
| <b>CM</b>                 | <b>Estado del Cótulo</b> | Estable               | N                     | 24                        | 12               | 36           |
|                           |                          |                       | Mínimo                | 12                        | 15               | 12           |
|                           |                          |                       | Máximo                | 18                        | 18               | 18           |
|                           |                          |                       | Media ±<br>Desv. Típ. | 16.7 ± 1.6                | 16.9 ± 0.9       | 16.8 ± 1.5   |
|                           | Inestable                | N                     | 33                    | 31                        | 64               |              |
|                           |                          | Mínimo                | 13                    | 8                         | 8                |              |
|                           |                          | Máximo                | 18                    | 18                        | 18               |              |
|                           |                          | Media ±<br>Desv. Típ. | 15.7 ± 1.8            | 14.3 ± 2.7                | 15.0 ± 2.4       |              |

También podemos objetivar en ambas series que cuando el cótulo es estable, la inestabilidad del vástago, descriptivamente influye poco en el resultado clínico. Cuando el cótulo es inestable la puntuación media es ligeramente inferior en las dos series. Sin embargo cuando el vástago es inestable sí se aprecia una ligera disminución de la puntuación respecto a los casos con vástago estable.

Gráfica 4.53.

Merle Total Medio por Modelo de Prótesis según estabilidad de Cótulo y Vástago.



**Resultados**



Tabla 4.70.

Merle Dolor por Modelo de Prótesis según estado de Cótulo y Vástago

| Modelo de Prótesis |                   |               |               | Estado del Vástago |             |             |
|--------------------|-------------------|---------------|---------------|--------------------|-------------|-------------|
|                    |                   |               |               | Estable            | Inestable   | Total       |
| CST                | Estado del Cótulo | Estable       | N             | 57                 | 7           | 64          |
|                    |                   |               | Mínimo        | 1                  | 5           | 1           |
|                    |                   |               | Máximo        | 6                  | 6           | 6           |
|                    |                   |               | Media ± Desv. | 5.60 ± 0.84        | 5.71 ± 0.49 | 5.61 ± 0.81 |
|                    |                   |               | Típ.          |                    |             |             |
|                    |                   | Inestable     | N             | 30                 | 8           | 38          |
|                    | Mínimo            |               | 1             | 1                  | 1           |             |
|                    | Máximo            |               | 6             | 6                  | 6           |             |
|                    |                   | Media ± Desv. | 4.53 ± 1.28   | 4.13 ± 1.55        | 4.45 ± 1.33 |             |
|                    |                   | Típ.          |               |                    |             |             |
| CM                 | Estado del Cótulo | Estable       | N             | 24                 | 12          | 36          |
|                    |                   |               | Mínimo        | 4                  | 5           | 4           |
|                    |                   |               | Máximo        | 6                  | 6           | 6           |
|                    |                   |               | Media ± Desv. | 5.71 ± 0.55        | 5.58 ± 0.51 | 5.67 ± 0.53 |
|                    |                   |               | Típ.          |                    |             |             |
|                    |                   | Inestable     | N             | 33                 | 31          | 64          |
|                    | Mínimo            |               | 4             | 2                  | 2           |             |
|                    | Máximo            |               | 6             | 6                  | 6           |             |
|                    |                   | Media ± Desv. | 5.21 ± 0.82   | 4.71 ± 1.19        | 4.91 ± 1.04 |             |
|                    |                   | Típ.          |               |                    |             |             |

También hemos estudiado de forma comparativa la puntuación final media en función del estado del vástago, independientemente de la situación del cótulo, obteniendo un resultado muy similar en ambos modelos. Los pacientes portadores de un vástago autobloqueante cementado estable presentan un valor de 16,4 puntos frente a 15,4 los inestables. En el caso del modelo de Mittelmeier estos valores son de 16,1 y 15 respectivamente. Estos valores quedan reflejados en la tabla 4.71.

Gráfica 4.54.

Merle Dolor por Modelo de Prótesis según estabilidad de Cotilo y Vástago.

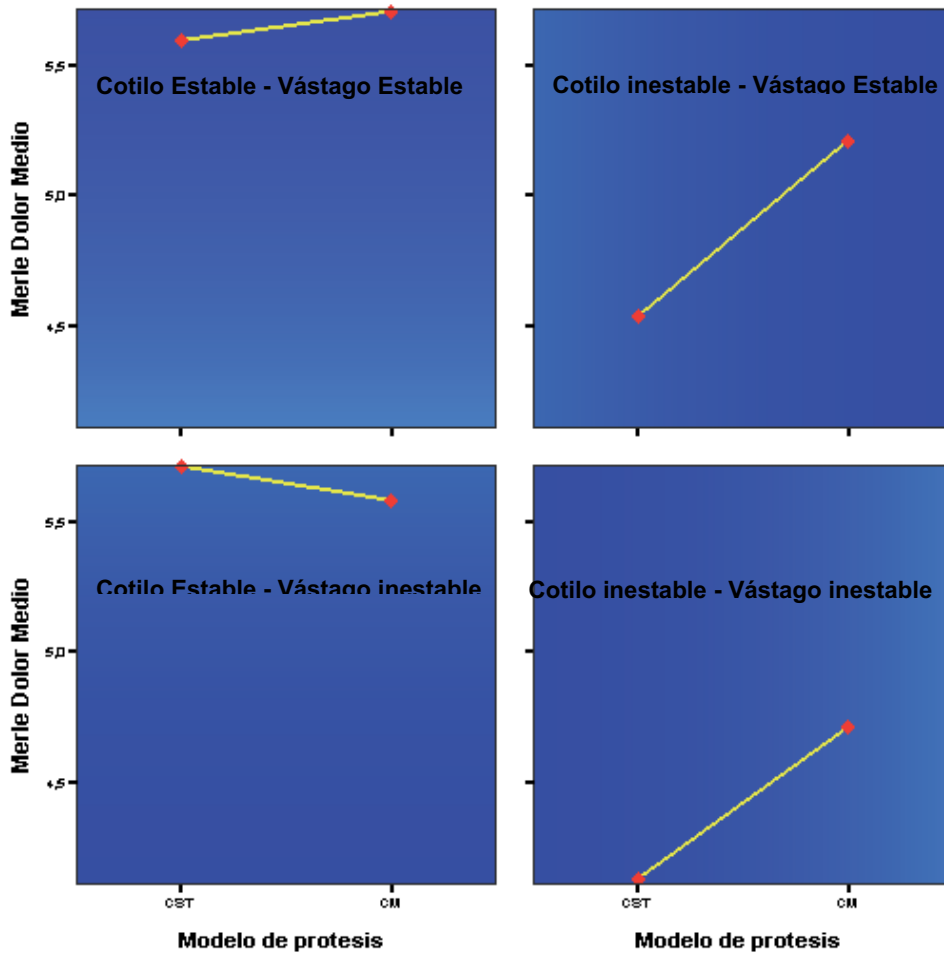


Tabla 4.71.

Merle Total Medio por Modelo de Prótesis según estado del Vástago

|           |            | <i>Modelo de prótesis</i> |      |
|-----------|------------|---------------------------|------|
|           |            | CST                       | CM   |
| Estable   | N          | 87                        | 57   |
|           | Mínimo     | 3                         | 12   |
|           | Máximo     | 18                        | 18   |
|           | Media      | 16,4                      | 16,1 |
|           | Desv. Típ. | 2,6                       | 1,8  |
| Inestable | N          | 15                        | 43   |
|           | Mínimo     | 7                         | 8    |
|           | Máximo     | 18                        | 18   |
|           | Media      | 15,4                      | 15,0 |
|           | Desv. Típ. | 2,8                       | 2,6  |

Resultados

### 4.3.3. Análisis de supervivencia

#### *4.3.3.1. Análisis de la supervivencia según la estabilidad del cotilo*

En nuestro estudio el tiempo de supervivencia según la estabilidad del cotilo, se define como el tiempo que transcurre desde la cirugía hasta el momento en que falla el cotilo. Como fallo del cotilo hemos considerado la INESTABILIDAD, siguiendo los criterios mencionados en el capítulo nº 3.

La comparación de los tiempos de supervivencia de los modelos de prótesis se ha hecho mediante pruebas no paramétricas (Kaplan-Meier).

El tiempo hasta que se inestabiliza el cotilo presenta una MEDIANA de 72 meses en la serie CST y de 48 meses en la serie CM. Esto nos indica que al cabo de 72 meses (6 años) el 50% de los cotilos CST son inestables, mientras que en el modelo CM el 50% son inestables a los 48 meses (4 años) de evolución (resultados obtenidos con el programa S-plus con la función *survdiff*).

A continuación se presenta la estimación de la función de supervivencia y la curva de supervivencia. Estos datos quedan reflejados en la tabla 4.72. y gráfica 4.55.

Tabla 4.72.

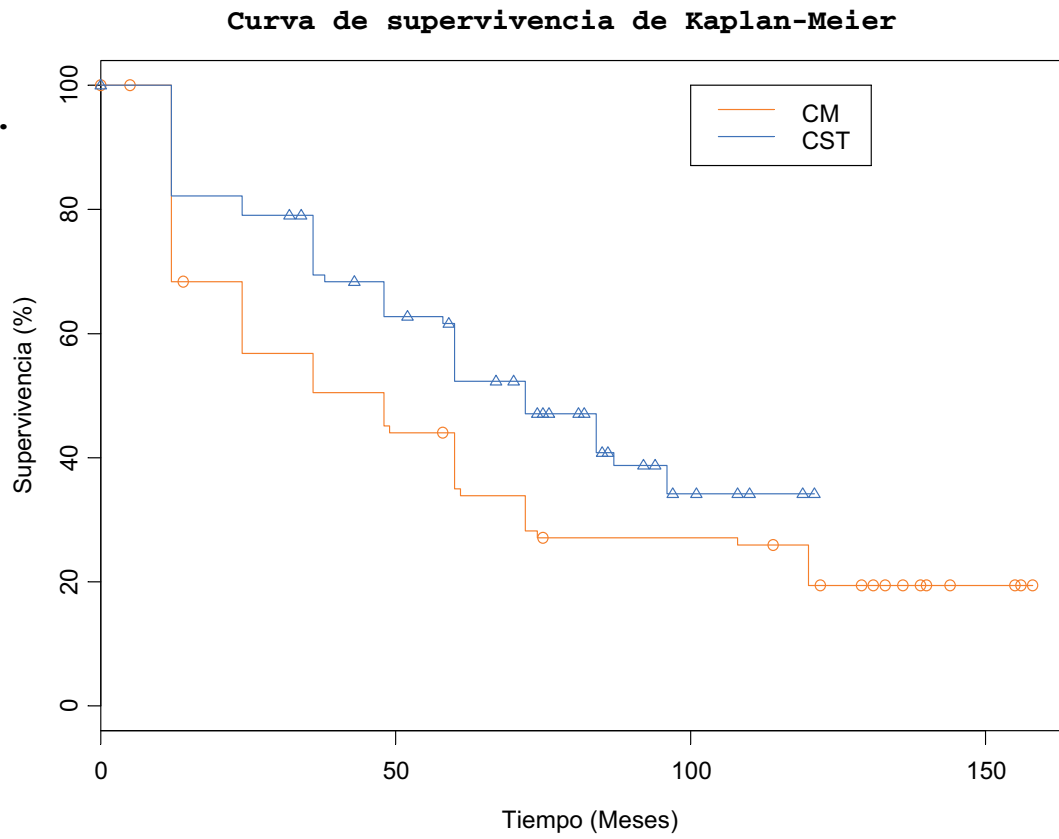
Estimación de la Función de Supervivencia

| <b>Modelo de Prótesis CM</b>  |           |          |              |               |              |              |
|-------------------------------|-----------|----------|--------------|---------------|--------------|--------------|
| time                          | n.risk    | n.event  | survival     | std.err       | lower 95% CI | upper 95% CI |
| 12                            | 98        | 31       | 0.684        | 0.0470        | 0.598        | 0.782        |
| 24                            | 65        | 11       | 0.568        | 0.0503        | 0.477        | 0.676        |
| 36                            | 54        | 6        | 0.505        | 0.0509        | 0.414        | 0.615        |
| 48                            | 47        | 5        | 0.451        | 0.0508        | 0.362        | 0.563        |
| 49                            | 41        | 1        | 0.440        | 0.0508        | 0.351        | 0.552        |
| <b>60</b>                     | <b>39</b> | <b>8</b> | <b>0.350</b> | <b>0.0494</b> | <b>0.265</b> | <b>0.461</b> |
| 61                            | 31        | 1        | 0.339        | 0.0491        | 0.255        | 0.450        |
| 72                            | 30        | 5        | 0.282        | 0.0469        | 0.204        | 0.391        |
| 74                            | 25        | 1        | 0.271        | 0.0464        | 0.194        | 0.379        |
| 108                           | 23        | 1        | 0.259        | 0.0458        | 0.183        | 0.366        |
| 120                           | 20        | 5        | 0.194        | 0.0426        | 0.126        | 0.299        |
| <b>Modelo de Prótesis CST</b> |           |          |              |               |              |              |
| time                          | n.risk    | n.event  | survival     | std.err       | lower 95% CI | upper 95% CI |
| 12                            | 101       | 18       | 0.822        | 0.0381        | 0.750        | 0.900        |
| 24                            | 79        | 3        | 0.791        | 0.0407        | 0.715        | 0.874        |
| 36                            | 74        | 9        | 0.694        | 0.0467        | 0.609        | 0.792        |
| 38                            | 63        | 1        | 0.683        | 0.0472        | 0.597        | 0.783        |
| 48                            | 61        | 5        | 0.627        | 0.0496        | 0.537        | 0.732        |
| 58                            | 55        | 1        | 0.616        | 0.0499        | 0.525        | 0.722        |
| <b>60</b>                     | <b>53</b> | <b>8</b> | <b>0.523</b> | <b>0.0521</b> | <b>0.430</b> | <b>0.636</b> |
| 72                            | 40        | 4        | 0.471        | 0.0531        | 0.377        | 0.587        |
| 84                            | 30        | 4        | 0.408        | 0.0545        | 0.314        | 0.530        |
| 87                            | 20        | 1        | 0.388        | 0.0554        | 0.293        | 0.513        |
| 96                            | 17        | 2        | 0.342        | 0.0575        | 0.246        | 0.476        |

La interpretación de los datos antes expuestos se hace de la siguiente manera: para el modelo CM vemos que la probabilidad de que el cotilo sea estable a los 60 meses (5 años) es de 0,35 (35 %) y para el modelo CST de 0,523 (52,3 %).

Resultados

Gráfica 4.55.



La figura anterior muestra las curvas de supervivencia del cotilo en ambos modelos.

Llegado este punto, se ha realizado una comparación estadística de curvas de supervivencia (función `survdif` del programa `S-plus`). Tras la comparación de los grupos se obtienen un valor de  $p = 0,018$  al realizar la comparación de ambas curvas de supervivencia. Dado que el valor de  $p$  calculado ( $p=0,018$ ) es inferior a  $0,05$ , podemos concluir que hay diferencias estadísticamente significativas entre los tiempos de inestabilización del cotilo para ambos modelos de prótesis.

#### **4.3.3.2. Análisis de la supervivencia según tiempo de recambio del cotilo**

En este apartado se estudiará el tiempo que transcurre desde la cirugía hasta el momento en que se recambia el cotilo.

El tiempo medio transcurrido desde la cirugía hasta el recambio del cotilo es de 86 meses (7 años) en el modelo CM y de 60 meses (5 años) en el modelo CST (los datos en este caso vienen expresados en función de la MEDIA).

Observando las tablas de estimación de la supervivencia que se presentan a continuación, vemos que para ambos modelos la necesidad de recambio se produce a lo largo de todo el seguimiento de manera uniforme, sin existir ningún período pico para tal evento.

A continuación presentamos la estimación de la función de supervivencia y la curva de supervivencia que han sido realizadas con el programa S-plus (tabla 4.73. y gráfica 4.56.)

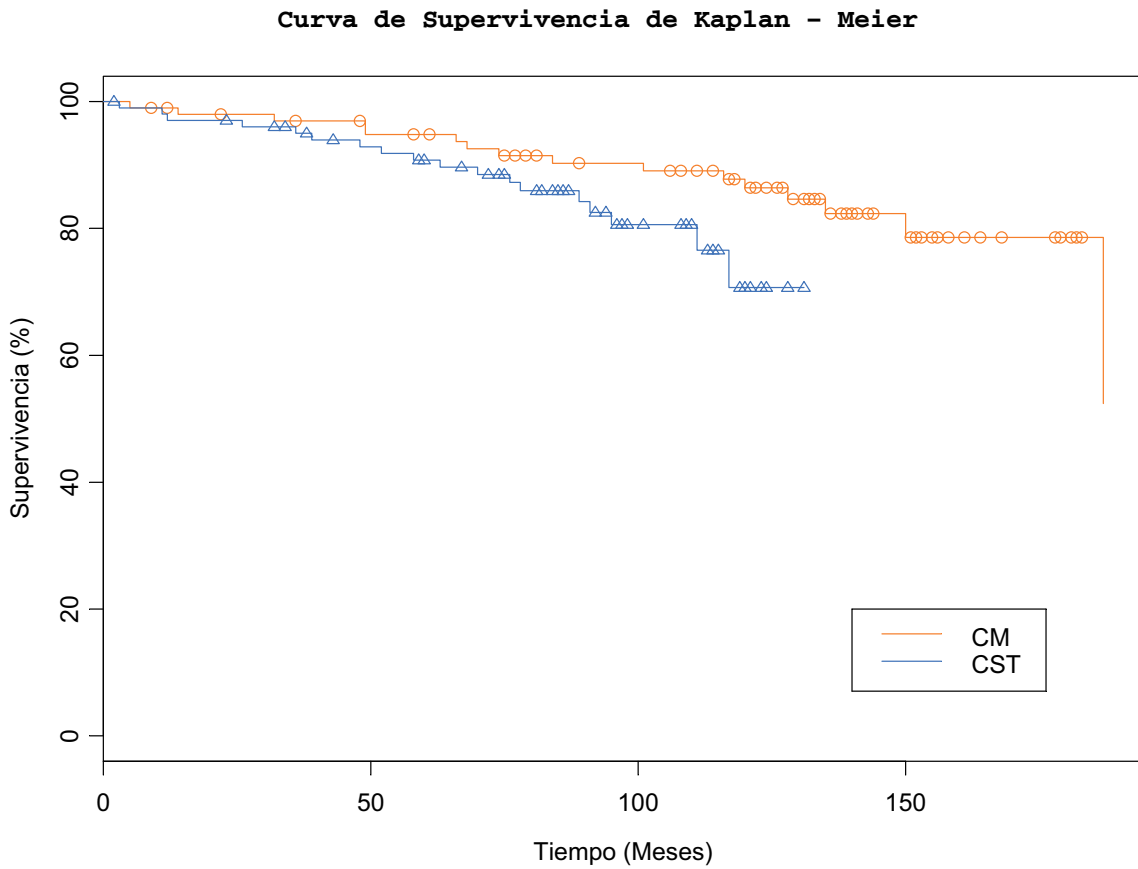
Para el modelo CM vemos que la probabilidad de supervivencia (probabilidad de que no se recambie) del cotilo a los 84 meses es de 0.903 (90,3 %) y para el modelo CST la probabilidad de supervivencia (probabilidad de que no se recambie) del cotilo a los 89 meses es de 0.842 (84,2 %). A 120 meses de evolución (10 años) la probabilidad de no recambio del cotilo en el modelo de cerámica es del 86,4% y a 187 meses (15 años) es del 52,4 %. En el modelo CST la probabilidad de no recambio del cotilo a 10 años (117 meses ) es del 70,7 %.

Tabla 4.73.

Estimación de la Función de Supervivencia

| <b>Modelo de Prótesis CM</b>  |           |          |              |                |              |              |
|-------------------------------|-----------|----------|--------------|----------------|--------------|--------------|
| time                          | n.risk    | n.event  | survival     | std.err        | lower 95% CI | upper 95% CI |
| 5                             | 100       | 1        | 0.990        | 0.00995        | 0.971        | 1.000        |
| 14                            | 97        | 1        | 0.980        | 0.01414        | 0.952        | 1.000        |
| 32                            | 95        | 1        | 0.969        | 0.01735        | 0.936        | 1.000        |
| 49                            | 91        | 2        | 0.948        | 0.02258        | 0.905        | 0.993        |
| 66                            | 85        | 1        | 0.937        | 0.02492        | 0.889        | 0.987        |
| 68                            | 84        | 1        | 0.926        | 0.02701        | 0.874        | 0.980        |
| 74                            | 83        | 1        | 0.915        | 0.02889        | 0.860        | 0.973        |
| <b>84</b>                     | <b>78</b> | <b>1</b> | <b>0.903</b> | <b>0.03081</b> | <b>0.845</b> | <b>0.965</b> |
| 101                           | 75        | 1        | 0.891        | 0.03267        | 0.829        | 0.957        |
| 116                           | 67        | 1        | 0.878        | 0.03478        | 0.812        | 0.949        |
| 120                           | 64        | 1        | 0.864        | 0.03684        | 0.795        | 0.939        |
| 128                           | 49        | 1        | 0.846        | 0.04009        | 0.771        | 0.929        |
| 135                           | 37        | 1        | 0.823        | 0.04506        | 0.740        | 0.917        |
| 150                           | 22        | 1        | 0.786        | 0.05646        | 0.683        | 0.905        |
| 187                           | 3         | 1        | 0.524        | 0.21721        | 0.233        | 1.000        |
| <b>Modelo de Prótesis CST</b> |           |          |              |                |              |              |
| time                          | n.risk    | n.event  | survival     | std.err        | lower 95% CI | upper 95% CI |
| 3                             | 101       | 1        | 0.990        | 0.00985        | 0.971        | 1.000        |
| 11                            | 100       | 1        | 0.980        | 0.01386        | 0.953        | 1.000        |
| 12                            | 99        | 1        | 0.970        | 0.01689        | 0.938        | 1.000        |
| 26                            | 97        | 1        | 0.960        | 0.01946        | 0.923        | 0.999        |
| 36                            | 93        | 1        | 0.950        | 0.02182        | 0.908        | 0.994        |
| 39                            | 91        | 1        | 0.940        | 0.02394        | 0.894        | 0.988        |
| 48                            | 89        | 1        | 0.929        | 0.02590        | 0.880        | 0.981        |
| 52                            | 88        | 1        | 0.918        | 0.02767        | 0.866        | 0.974        |
| 58                            | 86        | 1        | 0.908        | 0.02934        | 0.852        | 0.967        |
| 63                            | 81        | 1        | 0.897        | 0.03104        | 0.838        | 0.959        |
| 70                            | 77        | 1        | 0.885        | 0.03275        | 0.823        | 0.951        |
| 76                            | 72        | 1        | 0.873        | 0.03452        | 0.807        | 0.943        |
| 78                            | 67        | 1        | 0.860        | 0.03638        | 0.791        | 0.934        |
| <b>89</b>                     | <b>50</b> | <b>1</b> | <b>0.842</b> | <b>0.03951</b> | <b>0.768</b> | <b>0.923</b> |
| 91                            | 49        | 1        | 0.825        | 0.04228        | 0.746        | 0.912        |
| 95                            | 43        | 1        | 0.806        | 0.04544        | 0.722        | 0.900        |
| 111                           | 20        | 1        | 0.766        | 0.05836        | 0.659        | 0.889        |
| 117                           | 13        | 1        | 0.707        | 0.07813        | 0.569        | 0.878        |

Gráfica 4.56.



Llegado este punto, lo correcto es hacer una comparación estadística de curvas de supervivencia (función survdiff del programa S-plus). Tras la comparación de los grupos se obtiene un valor de  $p=0,0522$  al realizar la comparación de ambas curvas de supervivencia. Dado que el valor de  $p$  calculado ( $p=0.052$ ) es superior a 0.05 concluimos, en base a esta evidencia, que no hay diferencias estadísticamente significativas entre los tiempos de recambio del cotilo de ambos modelos de prótesis.

**Resultados**



#### 4.3.3.3. Análisis de la supervivencia según la migración del cotilo

En este apartado y por criterios de metodología estadística en el modelo CST no es posible calcular la media ni la mediana.

Por lo tanto a continuación presentamos directamente la estimación de la función de supervivencia y la curva de supervivencia que han sido realizadas con el programa S-plus (tabla 4.74. y gráfica 4.57.)

**Tabla 4.74.**

**Estimación de la Función de Supervivencia**

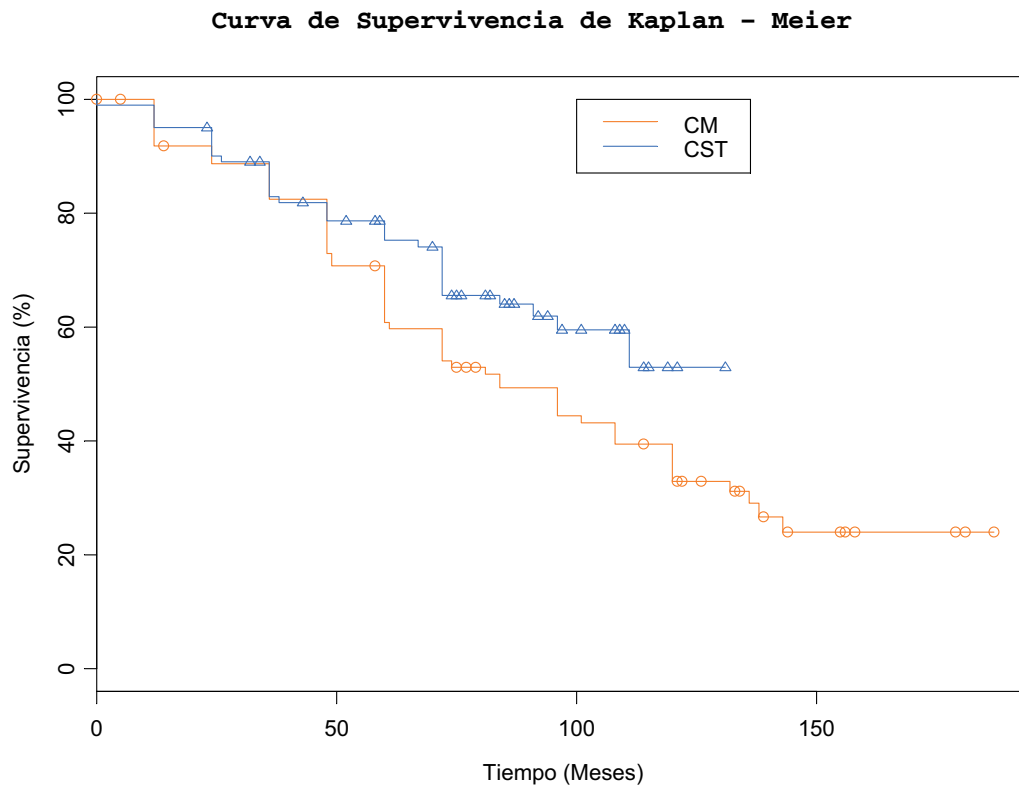
| <b>Modelo de Prótesis CM</b> |           |          |              |               |              |              |
|------------------------------|-----------|----------|--------------|---------------|--------------|--------------|
| time                         | n.risk    | n.event  | survival     | std.err       | lower 95% CI | upper 95% CI |
| 12                           | 98        | 8        | 0.918        | 0.0277        | 0.866        | 0.974        |
| 24                           | 88        | 3        | 0.887        | 0.0321        | 0.826        | 0.952        |
| 36                           | 85        | 6        | 0.824        | 0.0387        | 0.752        | 0.904        |
| 48                           | 78        | 9        | 0.729        | 0.0454        | 0.646        | 0.824        |
| 49                           | 67        | 2        | 0.708        | 0.0466        | 0.622        | 0.805        |
| <b>60</b>                    | <b>64</b> | <b>9</b> | <b>0.608</b> | <b>0.0505</b> | <b>0.517</b> | <b>0.715</b> |
| 61                           | 55        | 1        | 0.597        | 0.0507        | 0.505        | 0.705        |
| 72                           | 53        | 5        | 0.541        | 0.0518        | 0.448        | 0.652        |
| 74                           | 48        | 1        | 0.529        | 0.0520        | 0.437        | 0.642        |
| 81                           | 44        | 1        | 0.517        | 0.0522        | 0.425        | 0.630        |
| 84                           | 43        | 2        | 0.493        | 0.0524        | 0.401        | 0.608        |
| 96                           | 40        | 4        | 0.444        | 0.0527        | 0.352        | 0.560        |
| 101                          | 36        | 1        | 0.432        | 0.0526        | 0.340        | 0.548        |
| 108                          | 35        | 3        | 0.395        | 0.0523        | 0.304        | 0.512        |
| 120                          | 30        | 5        | 0.329        | 0.0512        | 0.242        | 0.446        |
| 132                          | 19        | 1        | 0.312        | 0.0513        | 0.226        | 0.430        |
| 136                          | 15        | 1        | 0.291        | 0.0519        | 0.205        | 0.413        |
| 138                          | 12        | 1        | 0.267        | 0.0530        | 0.181        | 0.393        |
| 143                          | 10        | 1        | 0.240        | 0.0540        | 0.154        | 0.373        |

| <b>Modelo de Prótesis CST</b> |           |          |              |                |              |              |
|-------------------------------|-----------|----------|--------------|----------------|--------------|--------------|
| time                          | n.risk    | n.event  | survival     | std.err        | lower 95% CI | upper 95% CI |
| 0                             | 102       | 1        | 0.990        | 0.00976        | 0.971        | 1.000        |
| 12                            | 100       | 4        | 0.951        | 0.02155        | 0.909        | 0.994        |
| 24                            | 95        | 5        | 0.901        | 0.02985        | 0.844        | 0.961        |
| 26                            | 90        | 1        | 0.891        | 0.03115        | 0.832        | 0.954        |
| 36                            | 87        | 6        | 0.829        | 0.03777        | 0.758        | 0.907        |
| 38                            | 79        | 1        | 0.819        | 0.03872        | 0.746        | 0.898        |
| 48                            | 77        | 3        | 0.787        | 0.04136        | 0.710        | 0.872        |
| <b>60</b>                     | <b>69</b> | <b>3</b> | <b>0.753</b> | <b>0.04402</b> | <b>0.671</b> | <b>0.844</b> |
| 67                            | 64        | 1        | 0.741        | 0.04488        | 0.658        | 0.834        |
| 72                            | 61        | 7        | 0.656        | 0.04992        | 0.565        | 0.761        |
| 84                            | 43        | 1        | 0.641        | 0.05104        | 0.548        | 0.749        |
| 91                            | 30        | 1        | 0.619        | 0.05362        | 0.523        | 0.734        |
| 96                            | 26        | 1        | 0.595        | 0.05660        | 0.494        | 0.717        |
| 111                           | 9         | 1        | 0.529        | 0.08013        | 0.393        | 0.712        |

Del análisis de los datos anteriores podemos comprobar como la probabilidad de no migración del cotilo a 5 años en el modelo CM es del 60,8 % y en el modelo CST del 75,3 %. A 10 años en el modelo CM dicho porcentaje disminuye hasta el 32,9 % y en el modelo CST a 9 años este porcentaje es del 59,5 %.

**Gráfica 4.57.**



La gráfica anterior muestra como las curvas de supervivencia respecto a la migración del cotilo son similares hasta los 50 meses.

De este modo a continuación se realiza una comparación estadística de las curvas de supervivencia. Por criterios estadísticos esta comparación ha sido realizada mediante el test de Breslow o test de Wilcoxon generalizado utilizando la función *survdiff* del programa S-plus. Tras la comparación de los grupos se obtiene un valor de  $p=0,0675$ . Dado que el p valor calculado ( $p=0.0675$ ) es superior a 0.05 concluimos, en base a esta evidencia, que no hay diferencias estadísticamente significativas entre los tiempos de migración del cotilo de ambos modelos de prótesis.

## Resultados

# 5

## Discusión

- 5.1. Discusión del material y método
- 5.2. Discusión de los resultados del estudio clínico
- 5.3. Discusión de los resultados del estudio radiográfico y correlaciones clínico-radiológicas
- 5.4. Discusión análisis de supervivencia y estudio comparativo de los resultados

**Discusión**

---

**180** Estudio comparativo de dos tipos de  
cotilos troncocónicos roscados

## 5.1. Discusión del material y método

### 5.1.1. Discusión características de las series

Los casos en que se ha objetivado evolución séptica del implante durante el seguimiento han sido excluidos, dado que el objetivo del presente trabajo está encaminado al análisis de las causas y factores implicados en el aflojamiento aséptico.

En nuestro estudio hemos tenido una pérdida de 52 casos para el modelo CST y de 51 para el modelo CM que han sido excluidos por falta de seguimiento postoperatorio correcto. En ninguno de estos casos existe seguimiento más allá del período postoperatorio inmediato (en general inferior a 3-6 meses posteriores a la intervención). Uno de los principales factores que explican dicha pérdida es la situación geográfica del hospital de Bellvitge, ubicado en una zona con amplia población emigrante. Clásicamente y hasta tiempos recientes en nuestro servicio se intervenía quirúrgicamente a los familiares de dicha población que se empadronaban temporalmente en nuestra área de influencia para ser operados y posteriormente regresaban a sus lugares de origen, no existiendo por lo tanto seguimiento.

Los casos excluidos no difieren de los analizados en cuanto a la distribución por edad, sexo, etiología y demás variables clínicas iniciales analizadas. Tampoco difieren respecto a las variables radiológicas postoperatorias inmediatas.

Revisando la bibliografía en la inmensa mayoría de trabajos sobre prótesis de cadera se produce una pérdida de casos durante el seguimiento, tanto en estudios prospectivos como retrospectivos, que es inherente a la propia idiosincrasia del procedimiento. Yoder<sup>142</sup> (1988), sobre un total de 338 prótesis de Charnley consigue analizar 116 casos (34,3 % de la serie). Pupparo<sup>128</sup> (1989) realizando un análisis comparativo entre dos series de cotilos roscados sufre unas pérdidas del 32 % y de 34 % respectivamente para ambos modelos. En ambos estudios se realiza el análisis descriptivo y estadístico de los casos de los que se dispone para el estudio.

El estudio descriptivo y estadístico se ha realizado en función del número de prótesis totales de cadera y no del número de pacientes. Consideramos que en los pacientes portadores de prótesis bilaterales el resultado de una no influye en la otra, dado que son procedimientos absolutamente diferentes, y serán

considerados como casos independientes. Revisando la amplia bibliografía internacional sobre este tema, todos los estudios utilizan la misma metodología, considerando a los casos bilaterales como independientes. En los trabajos mencionados anteriormente de Yoder<sup>142</sup> (1988) y Puppato<sup>128</sup> (1989) se sigue esta metodología. Asimismo cabe reseñar que la finalidad de nuestro estudio es la valoración del aflojamiento aséptico y no del séptico; en éstos últimos sí podría considerarse que la infección de una de las prótesis pudiera afectar a la contralateral.

### **5.1.2. Discusión del método estudio clínico**

El método de evaluación clínica empleado ha sido el de Merle d'Aubigné. Este método ha sido el utilizado en la práctica diaria por todos los miembros del Servicio para realizar el análisis clínico de dicha patología y consideramos que refleja de una manera adecuada los resultados de la artroplastia total de cadera siendo más práctico y fácil de manejar que el método de Harris<sup>271</sup> (1965), utilizado por gran cantidad de autores preferentemente norteamericanos. Asimismo se han descrito otros métodos de evaluación como los del grupo de Iowa<sup>272</sup> en 1963 (*Rating Scale for Hip Disabilities*) o el de la Mayo Clinic<sup>273</sup> (1985).

### **5.1.3. Discusión del método estudio radiológico**

La evaluación radiográfica de una artroplastia de cadera es uno de los más trascendentales y a la vez más complejo de los aspectos a estudiar.

En el presente estudio se han utilizado radiografías realizadas siempre en el mismo aparato de RX, situando el foco emisor a la misma distancia de la cadera (110 cm), utilizando características radiográficas convencionales con el enfermo en decúbito supino y tomando como base para el estudio la proyección anteroposterior.

La valoración de los cambios radiográficos se realiza en la mayoría de los trabajos siguiendo el método propuesto por Johnston<sup>264</sup> (1990) y las medidas de Callaghan<sup>265</sup> (1992).

Uno de los aspectos más complejos de este estudio ha sido la gran cantidad de parámetros radiográficos analizados. Esto ha

---

#### **Discusión**

supuesto la revisión de 823 radiografías en el caso de la prótesis autorroscada-autobloqueante y de 1013 en el caso de la prótesis de Mittelmeier, que globalmente ha representado el análisis detallado de alrededor de 86.000 parámetros radiológicos.

La evaluación radiográfica cuantitativa plantea extraordinarios problemas, de forma que pequeñas movilizaciones pueden pasar desapercibidas. Por esta causa empezaron a utilizarse métodos más precisos mediante digitalización de imágenes y radioesterofotometría que analizan variaciones de hasta 0,2 mm (Baldursson<sup>109</sup> 1980, Padgett<sup>274</sup> 1993, Snorrasson<sup>108</sup> 1990).

El método empleado en este estudio no parece preciso al 100 % en cuanto a la medición, al no eliminar en su totalidad la subjetividad del estudio radiográfico, dado que la determinación de los puntos de referencia es siempre manual, y puede existir un pequeño margen de error. Albareda<sup>275</sup> (1995) establece un margen de error del 2,5 % al hacer un análisis de las diferencias obtenidas por diferentes observadores al realizar la medición del mismo parámetro. Si a esto le añadimos la lógica dificultad existente en la realización de idénticas proyecciones radiológicas, nos encontramos con que el método empleado no elimina en su totalidad los errores.

## **5.2. Discusión de los resultados del estudio clínico**

### **5.2.1. Discusión técnica quirúrgica, técnicas asociadas y complicaciones operatorias y postoperatorias**

#### ***5.2.1.1. Discusión de la técnica quirúrgica y de los tipos de implantes utilizados***

La vía de abordaje anterolateral de Watson-Jones ha sido utilizada en nuestro Servicio de forma sistemática en la cirugía primaria de implantación de la prótesis total de cadera. Esta vía permite una adecuada preparación del acetábulo y la implantación del componente cotiloideo con buena orientación.

La preparación del fémur y colocación del vástago correspondiente son también adecuadas, aunque las porciones terminales de los músculos glúteo menor y mediano dificultan este paso. Con el objeto de evitar el traumatismo incontrolado de estos músculos, se efectúa una tenotomía profiláctica parcial del glúteo menor y de la porción terminal del mediano, que posteriormente son reparadas.

Albareda<sup>275</sup> (1995) objetiva una tendencia a mostrar una mayor estabilidad en los cotilos roscados de pequeño tamaño. En su serie a 5 años el 83,33 % de los cotilos pequeños son estables frente al 52,94 % de los medianos y el 50% de los grandes (la diferencia es no significativa). No hemos encontrado en la bibliografía otras referencias sobre este punto por lo que cabe deducir que no debe existir una relación entre ellos y se podría inferir que la estabilidad va a depender verdaderamente de una técnica quirúrgica cuidadosa que implica escoger el tamaño de cotilo adecuado al lecho receptor. En nuestro estudio no se ha analizado dicha relación.

#### ***5.2.1.2. Discusión de las técnicas quirúrgicas asociadas y complicaciones operatorias***

Los casos en los que el cotilo es poco profundo o presentan un techo oblicuo como en la displasia acetabular plantean un problema de cobertura de la porción craneal del componente acetabular. A partir del trabajo de Harris<sup>276</sup> en 1977, diversos

---

#### **Discusión**



autores han intentado solucionar este problema mediante injerto estructurado, ya sea de cabeza femoral o ilíaco. Como complicación de esta técnica, algunos autores han publicado frecuentes casos de reabsorción del injerto y aflojamiento del implante. A la vista de esta complicación, que también hemos comprobado en nuestra experiencia (Fernández Sabaté<sup>277</sup> 1988), hemos optado por la técnica de medialización del componente acetabular mediante osteotomía en "U" o circular de la lámina cuadrilátera (Fernández Sabaté<sup>278</sup> 1989). Ello permite la profundización del implante logrando de esta manera una adecuada cobertura.

En los casos en que se ha utilizado la técnica de osteotomía circular, la posición del implante no debería haberse desestabilizado, ya que éste hace presa a través de su rosca en las paredes del acetábulo. Por otra parte, el suelo del mismo queda reconstruido al incorporarse los abundantes injertos que se colocan en el foco de la osteotomía. No obstante de los 13 casos de la serie CST en los que el componente ha quedado muy profundizado, 7 han evolucionado hacia el aflojamiento, requiriendo el recambio en tres casos. En la serie CM hemos objetivado esta complicación en un solo caso.

Las fracturas a nivel del acetábulo se han producido en 10 casos, lo que representa el 4,95 % de los casos (6 en la serie CST y 4 en la serie CM). En 6 casos han afectado a la pared posterior y en 4 casos a la anterior. En la serie CST de los 4 casos en que se ha producido fractura de la ceja anterior, dos han evolucionado hacia el aflojamiento requiriendo recambio, uno de ellos a los 2 meses y el otro a los 39 meses. En la serie CM se ha objetivado un único caso de evolución hacia el aflojamiento en un caso de lesión de pared posterior que se solucionó mediante injertos. Como se puede apreciar en la tabla 5.1., en general el índice de fracturas reportadas en la bibliografía es inferior al obtenido en nuestra serie.

El índice de fracturas peroperatorias femorales es muy variable según las series siendo en general más alto en la artroplastia no cementada. En las tablas 5.2. y 5.3. se reflejan diversos porcentajes de fracturas reportados en la bibliografía. El índice más elevado de fracturas femorales en el caso de la prótesis no cementada, se explica por la colocación encajada de la misma ya que ésta precisa de una estabilidad primaria que permita conseguir una fijación definitiva del implante por osteointegración. Factores como una técnica quirúrgica deficiente (Jasty<sup>279</sup> 1988) o alteraciones anatómicas del canal, como las situaciones postosteotomía (Boss<sup>280</sup> 1997, Nich<sup>281</sup> 2003) u osteosíntesis, podrían facilitar la formación de estas

fracturas. En el trabajo de Boss<sup>280</sup> (1997), en una comparación entre dos series de prótesis cementadas, una de ellas con el antecedente de osteotomía femoral, objetiva que durante el acto operatorio se produce una mayor incidencia de fracturas femorales en este último grupo. Nich<sup>281</sup> (2003), en una serie de 82 artroplastias con vástago cementado y con antecedente de osteotomía previa presenta un índice de fracturas peroperatorias de fémur del 21,95 %. Curiosamente en nuestro estudio las hemos detectado en el 8,8 % de los casos en la serie CST (vástago cementado) y en el 3 % en la serie CM (vástago no cementado). Todas las fracturas han consolidado sin incidencias, tanto las tratadas de manera conservadora como las que requirieron una técnica asociada.

En la serie CST (portadores de vástago cementado) de los tres casos en los que existe el antecedente de osteotomía femoral se han producido fracturas en dos, y también se ha producido dicha complicación en el único caso con osteosíntesis previa. En la serie CM se han producido tres fracturas femorales; en uno de los casos existe el antecedente de osteotomía femoral y en el otro de osteosíntesis.

De los tres casos de la serie CM en que hubo dificultad para la colocación del vástago, en uno existía el antecedente de osteotomía femoral y en el otro de fractura subtrocantérea consolidada.

Finalmente Kessler<sup>282</sup> (2003), realiza un interesante estudio en que objetiva una relación estadísticamente significativa entre el tiempo quirúrgico y las complicaciones per/postoperatorias.

**Tabla 5.1.**

**Porcentaje de fracturas peroperatorias de cotilo en diversas series  
de prótesis totales de cadera con cotilos roscados**

| <b>AUTOR</b>               | <b>AÑO</b> | <b>Nº CASOS</b> | <b>TIPO PROTESIS</b> | <b>PORCENTAJE<br/>FRACTURAS</b> |
|----------------------------|------------|-----------------|----------------------|---------------------------------|
| FDEZ.SABATE <sup>236</sup> | 1985       | 365             | MITTELMEIER          | 1,37 %                          |
| SNORRASON <sup>108</sup>   | 1990       | 20              | AUTORROSCADO         | 0 %                             |
| CABO <sup>283</sup>        | 1990       | 143             | MITTELMEIER          | 4,2 %                           |
| DUPARC <sup>148</sup>      | 1991       | 198             | Sim. LORD            | 3,03 %                          |
| WITVÖET <sup>102</sup>     | 1993       | 446             | COTILO TITANIO       | 0,22 %                          |
| ALBASSIR <sup>284</sup>    | 1993       | 356             | WEILL                | 0,56 %                          |
| BRUIJN <sup>285</sup>      | 1995       | 378             | MECRING              | 0 %                             |
| XENAKIS <sup>286</sup>     | 2001       | 36              | CST                  | 0 %                             |

**Tabla 5.2.**

**Porcentaje de fracturas peroperatorias de fémur en diversas series  
de prótesis totales de cadera no cementadas**

| <b>AUTOR</b>              | <b>AÑO</b> | <b>Nº CASOS</b> | <b>TIPO PROTESIS</b>               | <b>PORCENTAJE<br/>FRACTURAS</b> |
|---------------------------|------------|-----------------|------------------------------------|---------------------------------|
| LORD <sup>287</sup>       | 1988       | 2688            | LORD                               | 7,06 %                          |
| ZWEYMULLER <sup>288</sup> | 1988       | 291             | ZWEYMULLER                         | 0,6 %                           |
| SNORRASSON <sup>289</sup> | 1989       | 34              | MITTELMEIER                        | 5,88 %                          |
| CABO <sup>283</sup>       | 1990       | 143             | MITTELMEIER                        | 9,09 %                          |
| HUC <sup>290</sup>        | 1996       | 112             | MITTELMEIER                        | 6,25 %                          |
| MALCHAU <sup>291</sup>    | 1996       | 107             | LORD                               | 13,08 %                         |
| DELANUY <sup>292</sup>    | 1998       | 213             | ZWEYMULLER                         | 9 %                             |
| XENAKIS <sup>286</sup>    | 2001       | 36              | Varios modelos<br>no cementados    | 0 %                             |
| VAQUERO <sup>293</sup>    | 2002       | 62              | Cótilo<br>impactado<br>Vástago AML | 1,61 %                          |

**Tabla 5.3.****Porcentaje de fracturas peroperatorias de fémur en diversas series de prótesis totales de cadera cementadas**

| AUTOR                    | AÑO  | Nº CASOS                             | TIPO PROTESIS                       | PORCENTAJE FRACTURAS |
|--------------------------|------|--------------------------------------|-------------------------------------|----------------------|
| KHAN <sup>294</sup>      | 1977 | 1751                                 | Cementada                           | 0,97 %               |
| MARSTON <sup>295</sup>   | 1996 | 413                                  | CHARNLEY (200)<br>STANMORE (213)    | 1,21 %               |
| OOSTERBOS <sup>296</sup> | 1997 | 214                                  | CHARNLEY-MÜLLER                     | 3,27 %               |
| BOOS <sup>280</sup>      | 1997 | 74                                   | CHARNLEY-MÜLLER                     | 4,05 %               |
| BOOS <sup>280</sup>      | 1997 | 74<br>(osteotomía femoral<br>previa) | CHARNLEY-MÜLLER                     | 6,75 %               |
| DELBARRE <sup>297</sup>  | 2002 | 75<br>(osteotomía femoral<br>previa) | Cótilos varios<br>CHARNLEY-KERBOULL | 10,5 %               |
| STROMBINI <sup>298</sup> | 2002 | 48                                   | Cementada varios<br>modelos         | 0 %                  |
| NICH <sup>281</sup>      | 2003 | 82<br>(osteotomía femoral<br>previa) | Cótilos varios<br>Vástago Ceraver   | 21,95 %              |

**Tabla 5.4.****Porcentaje de infecciones agudas en diversas series de prótesis totales con cotilos roscados**

| AUTOR                            | AÑO  | Nº CASOS               | TIPO PROTESIS | PORCENTAJE INFECCION |
|----------------------------------|------|------------------------|---------------|----------------------|
| LORD <sup>287</sup>              | 1988 | 1896                   | LORD          | 1,11 %               |
| MAHONEY <sup>299</sup>           | 1990 | 42                     | MITTELMEIER   | 0 %                  |
| CABO <sup>283</sup>              | 1990 | 143                    | MITTELMEIER   | 0,7 %                |
| DUPARC <sup>148</sup>            | 1991 | 198                    | COT. ROSCADO  | 0,5 %                |
| WITVÖET <sup>102</sup>           | 1993 | 508                    | ROSCADO       | 0 %                  |
| JOURNEAU <sup>300</sup>          | 1996 | 34<br>(afectos de ARJ) | ZWEYMÜLLER    | 5,88 %               |
| HUO <sup>290</sup>               | 1996 | 112                    | MITTELMEIER   | 0,89 %               |
| MALCHAU <sup>291</sup>           | 1996 | 107                    | LORD          | 0 %                  |
| PEIRO<br>GONZALEZ <sup>301</sup> | 1997 | 85                     | PM            | 2,35 %               |
| ALMENARA <sup>302</sup>          | 1999 | 60                     | CST -2        | 5 %                  |
| KUBO <sup>303</sup>              | 2001 | 103                    | LORD          | 0,97 %               |

**Discusión**

### **5.2.1.3. Discusión de las complicaciones postoperatorias**

Las complicaciones postoperatorias inmediatas en nuestro estudio no difieren de otras series de prótesis totales de cadera.

En los casos valorados en este trabajo, se ha detectado un solo caso de infección aguda, que requirió desbridamiento amplio y antibioterapia específica. Esto representa el 0,5 % de la serie, lo cual no difiere de la bibliografía (tabla 5.4.). Como se ha comentado en el capítulo de método, las intervenciones fueron realizadas en quirófanos convencionales, sin control de flujo de aire laminar, con pautas de antibioterapia profiláctica similares a las de la mayoría de series. El sistemático cuidado local con adecuada antisepsia, así como la técnica de preparación del campo operatorio con entallado en sucesivas capas que se constituyen en barreras de defensa (Gord<sup>263</sup> 1962), pueden ser factores importantes para prevenir la infección. Los casos de infección crónica no han sido incluidos en el estudio tal y como se ha mencionado en el capítulo de material, habiéndose objetivado una evolución séptica en 19 casos.

En cuanto a las roturas del material protésico en nuestra serie solo se ha producido un caso de rotura de la cabeza de cerámica, lo que representa el 1 % de los casos en la serie CM, cifra muy similar a las obtenidas en la bibliografía (tabla 5.5.). La rotura de la cabeza de cerámica es una complicación muy poco frecuente como se puede comprobar en la literatura. Se han intentado aducir diversas causas para explicar dicho fenómeno como pueden ser la obesidad, un nivel alto de actividad física y una anormal concentración de cargas. Indudablemente, el tratamiento recomendado consiste en sustituir las piezas deterioradas para restablecer el funcionamiento de la cadera.

Mittelmeier<sup>304</sup> (1990) en una de las series más largas de prótesis de cerámica con 1972 casos refiere 3 roturas de cabeza de cerámica, 5 roturas del cotilo y 3 roturas del vástago (dos corresponden al tipo MARK I y una al MARK II). En nuestra serie solo se ha documentado 1 caso de rotura de vástago de cerámica y ningún caso de rotura de cotilo de cerámica.

No hemos encontrado ningún caso de rotura del polietileno, siendo una complicación raramente descrita en la literatura, sobre todo en artroplastias no cementadas. Otro problema diferente constituye la usura del polietileno que será discutida en el capítulo de radiología. La principal desventaja de los cotilos no cementados reside en el menor grosor del polietileno, presentando un mayor riesgo de desgaste y fractura. Berry<sup>305</sup>

(1994), describe dos tipos de fallo del polietileno, el desgaste hasta llegar al metal y la fractura del núcleo de polietileno. En dicho trabajo describen 10 casos de fallo del núcleo de polietileno, produciéndose en tres de ellos una rotura del mismo sin apreciarse desgaste y en 5 una combinación de desgaste y rotura (en los 2 casos restantes se produjo un desgaste completo sin rotura). Posteriormente en 1997 Gross<sup>306</sup> publica un nuevo caso y Patel<sup>307</sup> en 1999 hace referencia a 5 casos más. Finalmente Valverde<sup>308</sup> (2000), documenta un caso más. El principal factor responsable de la rotura parece ser el delgado espesor del polietileno, recomendándose espesores de al menos 8 mm. Otros factores relacionados han sido la edad (<40 años), el sobrepeso, la colocación vertical del cotilo y en valgo del vástago que aumentarían las presiones y finalmente la utilización de cabezas de 32 mm. Una vez documentado el desgaste la revisión quirúrgica no debería demorarse para minimizar los efectos de la liberación de partículas y la osteolisis.

**Tabla 5.5.**

**Porcentaje de roturas de cabezas de cerámica en diversas series**

| AUTOR                     | AÑO  | % FRACTURAS | PAR ARTICULAR        | DIAMETRO |
|---------------------------|------|-------------|----------------------|----------|
| BURCKHARDT <sup>309</sup> | 1993 | 0,25 %      | Cerámica-Polietileno | 32       |
| HOLMER <sup>310</sup>     | 1993 | 1,7 %       | Cerámica-Polietileno | ...      |
| OTSUKA <sup>311</sup>     | 1994 | 1 caso      | Cerámica-Cerámica    | 32       |
| MANGIONE <sup>312</sup>   | 1994 | 2 casos     | Cerámica-Polietileno | 28       |
| HIGUCHI <sup>313</sup>    | 1995 | 0,35 %      | Cerámica-Polietileno | 28       |
| CALLAWAY <sup>314</sup>   | 1995 | 2,2 %       | Cerámica-Polietileno | 28       |
| KRIKLER <sup>315</sup>    | 1995 | 1 caso      | Cerámica-Polietileno | 32       |
| MICHAUD <sup>316</sup>    | 1995 | 1 caso      | Cerámica-Polietileno | 28       |
| PEREZ CID <sup>317</sup>  | 1997 | 1 caso      | Cerámica-Polietileno | ...      |
| TONI <sup>318</sup>       | 2000 | 0,08 %      | Cerámica-Polietileno | 32       |
| McLEAN <sup>319</sup>     | 2002 | 1 caso      | Cerámica-Polietileno | 28       |

**Discusión**

## **5.2.2. Discusión resultados clínicos de las series**

### ***5.2.2.1. Discusión del resultado clínico global***

La puntuación global de la suma de los tres apartados de la cotación de Merle D'Aubigné (dolor, movilidad y marcha) puede tener un valor máximo de 18 puntos. Hemos considerado el resultado como excelente-muy bueno en aquellos casos que presentaban una puntuación de 17 y 18. La calificación de bueno se ha dado a pacientes cuya calificación era 15 y 16, con ciertas exclusiones para el valor 15 (ver tabla 3.10). La calificación de regular se ha dado a los casos con valores globales de 13, 14 y 15, con ciertas exclusiones también para el valor 15. Finalmente se han considerado resultados mediocres y malos cuando la cotación global ha sido menor o igual a 12 puntos.

Al realizar el estudio comparativo del resultado clínico con otras series solo se han reflejado aquellas que han seguido la misma metodología de nuestro estudio según los criterios de Merle D'Aubigné, excepto en los cotilos hemiesféricos en que se han incluido resultados valorados según los criterios de Harris<sup>275</sup>.

De esta forma en el 79,4 % de los casos de la serie CST y el 61 % de la serie CM se ha obtenido un resultado final Excelente-Muy Bueno-Bueno siendo los resultados inferiores respecto a otras series (tablas 5.6., 5.7. y 5.8.) Hay que tener en cuenta que entre los casos de las series se hallan aquellos con los que se puso en práctica la técnica en nuestro Servicio (curva de aprendizaje), por lo que es lógico que los resultados de algunas de las prótesis no hayan sido los idóneos.

En la metodología de este estudio se ha realizado un análisis anual de los resultados. En la mayoría de los trabajos se analiza el resultado final y no es posible objetivar el resultado en los diferentes períodos de seguimiento. En la serie CST el porcentaje de resultados Excelentes-Muy Buenos-Buenos oscila alrededor del 90% a lo largo de todo el seguimiento. En la serie CM dicho porcentaje es algo inferior oscilando alrededor de 80 %.

**Tabla 5.6.**

**Porcentaje de buenos resultados en series de prótesis totales de  
cadera con cotilos cementados**

| <b>AUTOR</b>            | <b>AÑO</b> | <b>Nº<br/>CASOS</b> | <b>PROTESIS</b>                        | <b>SEGUIMIENTO</b> | <b>RESULTADO</b><br>(Excelente, muy bueno y<br>bueno) |
|-------------------------|------------|---------------------|--|--------------------|---|
| SOCHART <sup>327</sup>  | 1997       | 226                 | CHARNLEY                               | 236 meses          | 90 %  |
| PERALDI <sup>328</sup>  | 1997       | 124                 | PSA (cúpula<br>metálica<br>cementada). | 21 m.              | 92,74 %   |
| MASSOUD <sup>329</sup>  | 1997       | 76                  | CAPITAL<br>(cementada)                 | 26 m.              | 70,27 %   |
| SCHÖLL <sup>330</sup>   | 2000       | 132                 | Cementado<br>SLS-88                    | 6,6 a.             | 78,4 %  |
| PANDIT <sup>331</sup>   | 2000       | 224                 | 3M-Capital                             | 38,4 m.            | 86,6 %  |
| BONNOMET <sup>332</sup> | 2001       | 118                 | Cementada                              | 7,1 a.             | 81,5 %  |
| ROUSSEAU <sup>333</sup> | 2003       | 98                  | CERAVER                                | 11 a.              | 72,45 %   |
| BOISGARD <sup>334</sup> | 2003       | 187                 | Cementada<br>MÜLLER                    | 10 a.              | 92 %  |

**Discusión**

**192** Estudio comparativo de dos tipos de  
cotilos troncocónicos roscados



**Tabla 5.7.**

**Porcentaje de buenos resultados en series de prótesis totales  
de cadera con cotilos roscados**

| <b>AUTOR</b>            | <b>AÑO</b> | <b>Nº<br/>CASOS</b> | <b>PROTESIS</b>   | <b>SEGUIMIENTO</b> | <b>RESULTADO</b><br>(Excelente, muy bueno y<br>bueno) |
|-------------------------|------------|---------------------|-------------------|--------------------|---|
| LORD <sup>287</sup>     | 1988       | 1896                | LORD              | 1 - 10 a.          | 88,2 %  |
| MITTELM. <sup>235</sup> | 1988       | 638                 | MITTELMEIER       | 1 - 10 a.          | 88,3 %  |
| CABO <sup>283</sup>     | 1990       | 143                 | MITTELMEIER       | 1 - 9 a.           | 79,7 %  |
| DUPARC <sup>148</sup>   | 1991       | 118                 | BICHAT            | 2 a.               | 88,89 %   |
| DUPARC <sup>148</sup>   | 1991       | 45                  | HIBRIDA           | 2 a                | 84,44 %   |
| WITVÖET <sup>102</sup>  | 1993       | 508                 | COTILO R.         | 3 - 5 a.           | 87,5 %  |
| DJIAN <sup>320</sup>    | 1993       | 77                  | OSTEAL            | 3,6 a.             | 96 %  |
| SCHMITT <sup>101</sup>  | 1993       | 77                  | LORD              | 7-12 a             | 89,8 %  |
| VAQUERO <sup>321</sup>  | 1994       | 54                  | LORD              | 10 a.              | 77,4 %  |
| ALBAREDA <sup>275</sup> | 1995       | 33                  | ZWEYMÜLLER        | 5 a.               | 91 %  |
| HIDALGO <sup>322</sup>  | 1996       | 43                  | MITTELMEIER       | 8 a.               | 91 %  |
| HUO <sup>290</sup>      | 1996       | 112                 | MITTELMEIER       | 108 meses          | 86,5 %  |
| DELANUY <sup>292</sup>  | 1998       | 213                 | ZWEYMÜLLER        | 10 a               | 92,95 %   |
| DELANUY <sup>323</sup>  | 2000       | 62                  | ZWEYMÜLLER        | 3,2 a.             | 100 %   |
| EPINETTE <sup>324</sup> | 2000       | 275                 | ARC2f             | 10 a.              | 97,6 %  |
| MANN <sup>325</sup>     | 2002       | 173                 | Cótilo<br>roscado | 6,5 a.             | 90 %  |
| SERAL I. <sup>326</sup> | 2002       | 52                  | ZWEYMÜLLER        | 6 a.               | 96 %  |

**Tabla 5.8.**

**Porcentajes de buenos resultados en series de prótesis totales de cadera con cotilos hemiesféricos**

| <b>AUTOR</b>               | <b>AÑO</b> | <b>Nº CASOS</b> | <b>PROTESIS</b> | <b>SEGUIMIENTO</b> | <b>RESULTADO</b><br>(Excelente, muy bueno y bueno)              |
|----------------------------|------------|-----------------|-----------------|--------------------|---|
| HUNGERFORD <sup>335</sup>  | 1988       | 209             | PCA             | 1,5-4 a.           | 96,2 %  |
| DE PALACIOS <sup>336</sup> | 1995       | 802             | POROPALCAR      | 5 a.               | 95 % (según Harris)   |
| CLOHISY <sup>337</sup>     | 1999       | 196             | HARRIS-GALANTE  | 122 meses          | 89 puntos (escala de Harris)                                    |
| MONT <sup>338</sup>        | 1999       | 109             | PCA-E           | 72 meses           | 92 puntos (escala de Harris)                                    |
| WEBER <sup>339</sup>       | 2000       | 127             | No especificado | 10,6 a             | 89,8 puntos (escala de Harris)                                  |
| D' LIMA <sup>340</sup>     | 2001       | 81              | HARRIS-GALANTE  | 6 a.               | 92 puntos (escala de Harris)                                    |
| SPICER <sup>341</sup>      | 2001       | 158             | No especificado | 91,5 meses         | 87,3 puntos (escala de Harris)                                  |
| GIANNIKAS <sup>342</sup>   | 2002       | 66              | ABG             | 4,8 a.             | 92,7 puntos (escala de Harris)<br>16,3 puntos (Merle d'Aubigné) |

Hemos querido objetivar la influencia de la edad, el sexo y la etiología en el resultado clínico final. Respecto a la edad los casos han sido agrupados en < 56 años y ≥ 56 años y en cuanto a la etiología se han escogido las más frecuentes, para poder realizar un estudio estadístico valorable.

No hemos objetivado en ninguna de las dos series, diferencias en función de la edad en el resultado clínico, pero respecto al sexo sí hemos obtenido un mejor resultado en ambas series en los hombres, que es estadísticamente significativo en la serie CM, pero no en la serie CST.

#### **Discusión**

La etiología ha incidido de manera estadísticamente significativa en el resultado clínico, pero solo en la serie CM. Los resultados clínicos evidencian una tendencia a un mejor resultado en la serie CST en las artropatías inflamatorias, seguido de la coxartrosis primaria y de la NICF. En la serie CM los mejores resultados se obtienen en la NICF y artropatías inflamatorias, seguido de la coxartrosis primaria.

Diversos autores como Cabo<sup>283</sup> (1990), Engh<sup>100</sup> (1990) y Albareda<sup>275</sup> (1995) utilizando cotilos roscados, no encuentran relación estadísticamente significativa entre estos tres parámetros y el resultado clínico. No obstante Cabo sí objetiva una tendencia a un mejor resultado global en mujeres y en la coxartrosis y peor en la NICF. Albareda obtiene los mejores resultados en las enfermedades inflamatorias, seguido de la NICF y de las coxartrosis. Witvöet<sup>102</sup> (1993), Schmitt<sup>101</sup> (1993) y Fox<sup>107</sup> (1994) tampoco objetivan relación entre la etiología y el resultado clínico.

Autores como Brinker<sup>343</sup> (1994) y Murzic<sup>344</sup> (1994) obtienen peores resultados en la osteonecrosis de cabeza femoral, considerando a estos pacientes como de alto riesgo y especialmente los afectos de anemia de células falciformes. Muschler<sup>345</sup> (1988), en su revisión sobre los factores que pueden influir en la respuesta osteogénica a la artroplastia no cementada, opina que las alteraciones de la vascularización presentes en la NICF pueden condicionar una deficiente fijación del implante; en pacientes bajo tratamiento con corticoides existirían además cambios histológicos en la cavidad medular que podrían influir en la deficiente respuesta osteogénica.

Bruijn<sup>285</sup> (1995), utilizando el cotilo tipo Mecring objetiva una relación estadísticamente significativa entre el resultado y la edad, obteniendo peores resultados en los pacientes mayores de 70 años. Por el contrario, Xenakis<sup>286</sup> (2001), en una serie de 36 casos de pacientes afectos de NICF portadores de prótesis con cotilo autorroscado tipo CST obtiene mejor resultado en los pacientes de mayor edad, atribuyéndolo a una menor actividad física.

### **5.2.2.2. Discusión del resultado clínico parcial**

Al realizar el estudio comparativo de nuestros resultados parciales (dolor, movilidad y marcha) respecto a otras series, solo se han incluido estudios que utilizan la misma metodología según los criterios de Merle D'Aubigné. En las tablas se han considerado como indoloros solo aquellos casos que presentan una cotación de 6 en dicho apartado.

El porcentaje de casos sin dolor final ha sido del 50% en ambas series (cotación media de 5,18 en la serie CST y de 5,22 en la serie CM). La cotación media obtenida no difiere excesivamente de la de otras series; así Mann<sup>325</sup> (2002) obtiene una cotación para el dolor a 6,5 años de seguimiento de 5,4; Ivory<sup>346</sup> (1994) en una serie de pacientes afectados de coxartrosis secundaria displásica portadores de prótesis de Mittelmeier obtiene una puntuación de 5 puntos a 75 meses (4,70 puntos en nuestra serie), y finalmente Xenakis<sup>286</sup> (2001) con el modelo CST en una serie de pacientes afectados de NICEF obtiene una puntuación media de 5 puntos a 11,2 años (4,55 puntos en la serie CST y 5,5 en la serie CM de nuestro estudio). Seral Iñigo<sup>326</sup> (2002) con la artroplastia de Zweymüller obtiene un valor de 5,5 puntos a 6 años.

En la serie CST el porcentaje de casos sin dolor al inicio del seguimiento es descriptivamente superior respecto a la serie CM, pero experimenta un descenso progresivo a partir del tercer año mientras que en la serie CM el porcentaje de casos sin dolor se mantiene de manera constante deteriorándose y de manera muy leve a partir del 9º-10º año de seguimiento.

Lord<sup>287</sup> (1988), no objetiva deterioro de la cotación del dolor durante los primeros 5 años en una serie de 625 artroplastias no cementadas existiendo un empeoramiento progresivo a partir de este momento. Duparc<sup>148</sup> (1991) en una serie mixta de prótesis no cementadas con cotilo roscado e híbridas, objetiva ausencia de dolor en el 62,22 % de las artroplastias híbridas y en el 56,7 % de las artroplastias con cotilo roscado a los dos años de evolución, existiendo también posteriormente un deterioro progresivo. Por el contrario en el estudio de Vaquero Martín<sup>347</sup> (2000), utilizando la prótesis de Lord, el resultado para el dolor se mantiene a los 10 años de evolución.

Aunque en nuestro estudio no se objetiva relación estadísticamente significativa para el dolor en función de las diferentes etiologías, sí que observamos una tendencia a un mejor resultado en la serie CST en las artropatías inflamatorias y en

---

#### **Discusión**

la coxartrosis primaria y en la serie CM en las artropatías inflamatorias y en la NICF. Albareda<sup>275</sup> (1995) obtiene el mejor resultado respecto a la ausencia de dolor al final del seguimiento en el grupo de las enfermedades inflamatorias, seguido de la NICF y de la coxartrosis. Sin embargo Witvöet<sup>102</sup> (1993), Schmitt<sup>101</sup> (1993) y Fox<sup>107</sup> (1994) no obtienen diferencias en función de la etiología. Sochart<sup>327</sup> (1997), también objetiva el mejor resultado en la artritis reumatoidea con ausencia de dolor en el 94 % de los casos.

Respecto a la edad en relación al dolor no hemos objetivado en nuestro estudio diferencias significativas en ninguna de las dos series, y respecto al sexo en función del dolor hemos objetivado mejor resultado en los hombres estadísticamente significativa en la serie CM, pero no en la CST.

La mayoría de las series (tablas 5.9. y 5.10.) reportan un porcentaje mayor de dolor en las artroplastias no cementadas con cotilos roscados. El dolor en las series no cementadas se presenta al iniciar el apoyo de la extremidad tras la intervención o a los pocos meses de la misma. La etiopatogenia es incierta y las hipótesis sobre el origen son variadas.

Los resultados para la movilidad y la marcha son dispares en la mayoría de las series, y en general se objetiva un deterioro progresivo, que la mayoría de los autores atribuyen al envejecimiento de los pacientes.

**Tabla 5.9.**

**Frecuencia de presentación de dolor en diversas series con cotilos roscados**

| AUTOR                   | AÑO  | Nº CASOS | PROTESIS    | SEGUIMIENTO | PORCENTAJE DE DOLOR            |
|-------------------------|------|----------|-------------|-------------|--------------------------------|
| CABO <sup>283</sup>     | 1990 | 143      | MITTELMEIER | 1 - 9 a.    | 40,6 %                         |
| WITVÖET <sup>102</sup>  | 1993 | 508      | COTILO R.   | 3 - 5 a.    | 11 %                           |
| SCHMITT <sup>101</sup>  | 1993 | 77       | LORD        | 7-12 a      | 6 %                            |
| EYB <sup>348</sup>      | 1993 | 96       | ZWEYMÜLLER  | 5 a.        | 43 %                           |
| LANG <sup>349</sup>     | 1993 | 2102     | SCL         | 5 a.        | 26,69 %                        |
| ALBASSIR <sup>284</sup> | 1993 | 356      | WEILL       | 4 a.        | 9 %<br>(incluye la cotación 5) |
| OROZCO <sup>350</sup>   | 1994 | 150      | CLS         | 5 a.        | 22 %                           |
| ALBAREDA <sup>275</sup> | 1995 | 33       | ZWEYMÜLLER  | 5 a.        | 21,21 %                        |

**Tabla 5.10.**

**Frecuencia de presentación de dolor en diversas serie con cotilos no roscados (cementados e impactados)**

| <b>AUTOR</b>              | <b>AÑO</b> | <b>Nº CASOS</b>       | <b>PROTESIS</b> | <b>SEGUIMIENTO</b> | <b>PORCENTAJE DE DOLOR</b>      |
|---------------------------|------------|-----------------------|-----------------|--------------------|---------------------------------|
| HUNGERFORD <sup>335</sup> | 1988       | 209                   | PCA             | 1,5-4 a.           | 2,9 %                           |
| CLAUS <sup>351</sup>      | 1993       | 190                   | HARRIS-GALANTE  | 48 meses           | 2,63 %                          |
| SOCHART <sup>327</sup>    | 1997       | 226                   | CHARNLEY        | 236 meses          | 9 %                             |
| SOCHART <sup>327</sup>    | 1997       | 60<br>(displasia)     | CHARNLEY        | 236 meses          | 7 %                             |
| SOCHART <sup>327</sup>    | 1997       | 66<br>(coxartrosis)   | CHARNLEY        | 236 meses          | 15 %                            |
| SOCHART <sup>327</sup>    | 1997       | 100<br>(artritis r.)  | CHARNLEY        | 236 meses          | 6 %                             |
| WROBLEWSKI <sup>352</sup> | 1999       | 320                   | CHARNLEY        | 22 a.              | 6,7 %                           |
| JOSHI <sup>353</sup>      | 2002       | 181<br>(espondilitis) | Cementada       | 10,3 a.            | 5 %<br>(incluye cotación 5 y 6) |

**Discusión**

**198** Estudio comparativo de dos tipos de cotilos troncoconicos roscados

## **5.3. Discusión resultados del estudio radiográfico y correlaciones clínico-radiológicas**

Mediante el estudio radiográfico hemos querido investigar con detenimiento la respuesta ósea periprotésica. De esta forma se ha pretendido valorar la respuesta del hueso receptor al implante a lo largo del tiempo, así como conocer si existen diferencias en esta respuesta, en función de diferentes parámetros clínicos.

### **5.3.1. Discusión de los movimientos del componente acetabular**

#### ***5.3.3.1. Discusión de la migración craneal***

En nuestro estudio han migrado cranealmente el 48 % de los casos de la serie CST con una migración media de 3,82 mm (0-28 mm) y el 75 % de los casos de la serie CM con una migración media de 7,74 mm (0-27 mm).

Cabo<sup>283</sup> (1990), analizando la prótesis de Mittelmeier, no obtiene conclusiones en cuanto a la relación entre la migración craneal con la existencia de dolor o aflojamiento aséptico, observando tal hallazgo en el 8,8 % de los casos. Al igual que en el caso de la protrusión intrapélvica su inicio se produce entre el primer y segundo años de evolución, sin existir progresión posterior, excepto en un solo caso, oscilando la magnitud entre 2 y 12 mm.

En nuestro estudio la migración se inicia ya durante el primer año y ha sido progresiva a lo largo del tiempo en ambas series, siendo descriptivamente mayor en el modelo de cerámica.

Snorrason<sup>108</sup> (1990), en una serie de 20 pacientes portadores de cotilo autorroscado de titanio y con un período de seguimiento de 24 meses, observa migración en sentido craneal en todos los casos.

Vaquero<sup>321</sup> (1994), analizando una serie de 54 prótesis de Lord con un seguimiento superior a 10 años objetiva en 13 casos un ascenso superior a 10 mm, siendo necesario en 8 una cirugía de rescate. El ascenso máximo fue de 25 mm. En una nueva revisión

sobre 125 cotilos de Lord con un período de seguimiento de 10 a 13 años, el mismo autor (Vaquero<sup>347</sup> 2000) objetiva un ascenso < 2 mm en el 30,8 %, entre 2 y 10 mm en el 45 % y > 10 mm en el 24,6 % de los casos. En nuestro estudio los casos que han requerido recambio del componente cotiloideo presentan una migración craneal media de 7 mm en la serie CST (valor medio global de la serie CST de 3,88 mm) y de 11,43 en la serie CM (valor medio global de la serie CM de 7,74 mm).

Albareda<sup>275</sup> (1995), evidencia migración craneal en el 30,3 % de los casos, si bien solamente el 12,12 % lo han hecho por encima de 5 mm y en un solo caso (3,03 %) lo ha hecho por encima de 10 mm, requiriendo este último caso el recambio protésico, dándose en el 25 % de las coxartrosis, 37,5 % de las necrosis y en el 50 % de las enfermedades reumáticas.

Dominkus<sup>354</sup> (1998), al analizar el patrón de migración en sentido craneal, también objetiva una mayor migración en el grupo de pacientes afectos de artritis reumatoidea respecto a los afectos de coxartrosis con una relación estadísticamente significativa ( $p=0,03$ ).

Kubo<sup>303</sup> (2001), objetiva una migración craneal media de 1,9 mm a los 5 años de seguimiento que evoluciona a 3,6 mm a los 10 años y a 5,6 mm al final del seguimiento, no analizando en su trabajo la relación de este parámetro con ningún factor clínico.

En nuestro estudio el 25,5 % de los casos de la serie CST y el 56 % de los casos de la serie CM han presentado migración superior a 5 mm.

En nuestro estudio, en ninguna de las series han existido diferencias estadísticamente significativas entre la magnitud de la migración craneal en función de las diferentes etiologías.

---

## Discusión



### 5.3.1.2. *Discusión de la protrusión intrapélvica*

En nuestro estudio se ha producido protrusión intrapélvica en la serie CST en el 36,3 % de los casos con una magnitud media de 1,55 mm (máximo de 16 mm) y en el 70 % de los casos de la serie CM con un valor medio 4,74 mm (máximo de 17 mm). La protrusión se inicia ya durante el primer año y progresa a lo largo del seguimiento. Los casos que han requerido recambio del componente cotiloideo presentan una protrusión media al final del seguimiento superior a los casos que no han requerido recambio (valores de 3,05 mm en la serie CST y de 6,9 mm en la serie CM para los recambiados).

Cabo<sup>283</sup> (1990), objetiva en prótesis de cerámica tipo Mittelmeier un porcentaje de protrusión intrapélvica del 4,4 % de los casos, no pudiendo establecer relaciones con la existencia de dolor o aflojamiento aséptico. Asimismo Cabo no objetiva relación entre la situación de penetración postquirúrgica del componente acetabular y la posterior migración medial del implante a lo largo del tiempo de evolución. El inicio de este movimiento se da entre el primer y segundo años postoperatorios, para no progresar después del cuarto en la mayoría de los casos. La magnitud ha oscilado entre 2 y 8 mm.

Como ya se ha mencionado en la discusión del estudio clínico los casos que en el postoperatorio presentaban ya protrusión intrapélvica (la mayoría de casos corresponden a la serie CST) han presentado un alto índice de aflojamiento aséptico; Yoder<sup>142</sup> (1988) y Witvoet<sup>102</sup> (1993), objetivan que la protrusión intrapélvica presenta una relación significativa con la migración. Albassir<sup>284</sup> (1993) considera el debilitamiento del fondo acetabular, como un factor de mal pronóstico en relación a la protrusión y el aflojamiento aséptico. Almenara<sup>302</sup> (1999), afirma que la migración del cotilo una vez detectada ha sido siempre progresiva y más rápida en casos de penetración intrapélvica.

Según Mittelmeier<sup>50</sup> (1976) y Endler<sup>355</sup> (1984), el componente acetabular troncocónico roscado permite por su diseño un anclaje en la periferia del cotilo, que evita la movilización medial del mismo aunque la pared interna del acetábulo se halle debilitada, datos que confirmarían los resultados de Cabo.

Fox<sup>107</sup> (1994), utilizando el cotilo autorroscado de titanio modelo T-TAP, obtiene una media de 3 mm (rango de 0 a 14 mm) con un período de seguimiento medio de 62 meses.

Albareda<sup>275</sup> (1995), evidencia protrusión intrapélvica en el 24,24 % de los casos, siendo en 5 casos (15,15 %) superior a 5 mm. Objetiva una relación estadísticamente significativa en función de la etiología, produciéndose así en el 10 % de las coxartrosis, 37,5 % de las necrosis y 75 % de las enfermedades reumáticas.

Dominkus<sup>354</sup> (1998), analiza la migración radiográfica comparando retrospectivamente dos series de pacientes portadores de prótesis de Zweymüller, una correspondiente a pacientes afectos de coxartrosis y otra de afectos de artritis reumatoidea, valorando el patrón en sus diferentes variedades ya sea oligoarticular, poliarticular o mutilante. Objetiva una mayor protrusión en el grupo de la artritis reumatoidea con una diferencia estadísticamente significativa ( $p < 0,01$ ) respecto al grupo de coxartrosis. Asimismo dentro del grupo de artritis reumatoidea se obtienen índices de migración mayor en las variedades poliarticular y mutilante respecto a la variedad oligoarticular.

Kubo<sup>303</sup> (2001), objetiva una protrusión intrapélvica media de 0,8 mm a los 5 años de seguimiento que evoluciona a 2,2 mm a los 10 años y a 2,8 mm al final del seguimiento, no analizando en su trabajo la relación de este parámetro con ningún factor clínico.

En ninguna de las dos series de nuestro estudio han existido diferencias estadísticamente significativas entre la magnitud de la protrusión intrapélvica en función de las diferentes etiologías.

### **5.3.1.3. Discusión del ángulo de inclinación acetabular**

Se ha medido el ángulo de inclinación acetabular en el plano frontal en relación a la línea bisisquiática.

En nuestro estudio la variación media del ángulo de inclinación ha sido de 3,33° en el modelo CST y de 5,80° en el modelo CM. En la serie CST han presentado variaciones del ángulo de inclinación el 58,8 % de los casos y en la serie CM el 71,7 % de los casos. El ángulo medio postquirúrgico en la serie CST ha sido de 42,49° y en la serie CM de 42,52°.

Mittelmeier<sup>235</sup> (1988) recomienda para su prótesis de cerámica una inclinación del componente acetabular de 45 grados en relación a la línea bisisquiática. Mayores ángulos de inclinación comportan

---

#### **Discusión**

una disminución del área de contacto protésico, que puede condicionar una excesiva fricción y desgaste del material cerámico. En nuestra serie no se ha objetivado desgaste de la cerámica en ningún caso.

Albareda<sup>275</sup> (1995), utilizando el cotilo autorroscado de Zweymuller no encuentra diferencias en la usura del polietileno entre los colocados con inclinación normal u horizontalizados, no siendo valorable en los casos colocados verticalmente por el escaso número de casos. Schmalzried<sup>356</sup> (1994) describe mayores usuras en los cotilos colocados verticalizados, hecho que parece lógico pues con la verticalización del cotilo se producen mecánicamente mayores cargas en la parte superior del cotilo, lo que implicaría un mayor desgaste del polietileno. Cabo<sup>283</sup> (1990) en estudios radiológicos, observa que en los casos en que el componente acetabular se hallaba verticalizado, se pudo comprobar un desgaste de las piezas de cerámica. En nuestro estudio se ha objetivado desgaste del polietileno en la serie CST en zona I en 4 casos. En dicha serie el ángulo de inclinación postquirúrgico ha sido de 41,84°. En todos los casos en que se ha objetivado desgaste del polietileno el ángulo de inclinación ha sido superior respecto a la media, siendo los valores de 50°, 52°, 58° y 64° respectivamente.

Harms<sup>229</sup> (1979) y Mittelmeier<sup>224</sup> (1984) comprobaron que la tolerancia local a las partículas de cerámica de pequeño tamaño (hasta 10  $\mu$ ) es tolerable. Las partículas que se desprenden por la fricción entre la cabeza y acetábulo en una prótesis de cerámica bien colocada, son de pequeño tamaño, mientras que en caso de malposición del implante el tamaño es mayor.

Cabo<sup>283</sup> (1990), obtiene una media de inclinación del componente acetabular con prótesis de Mittelmeier de 44,4°, no observando diferencias significativas en relación al grado de dolor.

Fox<sup>107</sup> (1994), utilizando un cotilo autorroscado de titanio (modelo T-TAP), no obtiene diferencias significativas en cuanto a la evolución hacia el aflojamiento aséptico en función del ángulo de inclinación postquirúrgico.

Albareda<sup>275</sup> (1995) objetiva una relación significativa ( $p < 0,01$ ) entre el grado de inclinación con que se implantó el componente cotiloideo y la estabilidad final de éste, de forma que el 100 % de los implantes colocados verticalizados se han mostrado inestables en el momento de la revisión, mientras que el 80 % de los colocados con angulación normal se han mostrado estables. Engh<sup>100</sup> (1990) y Schmith<sup>101</sup> (1993) no encuentran relación alguna entre estos parámetros pero sí Witvoet<sup>102</sup> (1993) y Schmalzried<sup>356</sup>

(1994) quienes encuentran más migraciones en los cotilos colocados con una verticalización > de 50°. En nuestro estudio en la serie CST, los cotilos que al final del seguimiento son inestables presentan un ángulo de inclinación postoperatorio de 40,89° frente a 43,89° los estables. Los cotilos que han requerido recambio por aflojamiento aséptico en la serie CST presentan un ángulo de inclinación postoperatorio de 41,52°, valor que no difiere de la media global de la serie y un valor al final del seguimiento de 37°. En la serie CM, los cotilos estables al final del seguimiento presentan un ángulo de inclinación medio de 38,95°, los inestables de 39,88° y los recambiados de 43,125° (valor medio postoperatorio inmediato de 46,62°). Como vemos en estos datos los casos que han requerido recambio en ambas series han presentado una horizontalización del componente acetabular.

Kubo<sup>303</sup> (2001), utilizando el cotilo autorroscado de Lord en una serie de 103 caderas, obtiene un ángulo de inclinación medio postquirúrgico de 46°, que evoluciona a 45° a los 5 años, se mantiene a los 10 años y disminuye a 43° al final del seguimiento, no analizando en su estudio ninguna relación con algún otro parámetro clínico. En nuestro estudio el ángulo de inclinación postquirúrgico en ambas series oscila alrededor de 42,5°, evolucionando a los 5 años en la serie CST a 43,35° y en la serie CM a 38,52°; a 10 años en la serie CST el ángulo de inclinación medio es de 42,60° y en la serie CM de 38°.

Individualmente en ninguna de las series ha existido diferencia estadísticamente significativa entre la magnitud de la variación del ángulo de inclinación en función de las diferentes etiologías aunque observamos valores muy próximos a la significación.

### **5.3.2. Discusión de la relación entre los movimientos del componente acetabular**

En la serie CST los casos que no han presentado migración craneal presentan una variación media del ángulo de inclinación de 2,18° y una protrusión intrapélvica media de 0,31 mm frente a unos valores de 5,59° y 4,12 mm en los casos que sí han migrado cranealmente.

En la serie CM los casos que no han presentado migración craneal presentan una variación media del ángulo de inclinación de 1,13° y una protrusión intrapélvica media de 0,39 mm frente a unos valores de 8,70° y 7,40 mm en los casos que sí han migrado

---

#### **Discusión**

cranealmente. La asociación entre los tres parámetros es estadísticamente significativa en las dos series, de lo cual se deduce que la movilización de los cotilos roscados se produce en los diferentes planos y no de manera aislada solo en alguno de ellos.

Al revisar la bibliografía sobre éste tema no se encuentra en general un análisis pormenorizado de la interrelación entre los movimientos del componente acetabular y la magnitud de éstos. La mayoría de los estudios se basan en criterios globales de migración, o simplemente realizan un análisis descriptivo independiente para cada uno de estos parámetros.

### **5.3.3. Discusión de la relación entre los movimientos del componente acetabular con Edad, Sexo, Etiología y Resultado Clínico**

Para realizar el análisis de estos parámetros se ha tenido en cuenta el concepto de MIGRACION según los criterios especificados en el capítulo referente al método.

En la serie CST han migrado el 33,3 % de los acetábulos y en la serie CM el 62 %. A priori, la interpretación de estos datos podría llevarnos a engaño. Hay que valorar que los períodos de seguimiento son diferentes (mayor en la serie CM). En el capítulo de supervivencia se objetiva que no existen diferencias estadísticamente significativas respecto a la evolución en el tiempo de la migración para ambos modelos de prótesis.

En el global de la serie (202 casos) han presentado migración el 38,9 % de los hombres y el 56,25 % de las mujeres (diferencia estadísticamente significativa en ambas series). Seral<sup>357</sup> (1992), Witvoet<sup>102</sup> (1993), Bruijn<sup>285</sup> (1995) y Havelin<sup>130</sup> (1995) lo interpretan como consecuencia de la osteoporosis. Existe una tendencia generalizada a considerar que la osteoporosis produciría una menor estabilidad en los cotilos y consecuentemente un mayor número de migraciones; esto lo avalan los estudios experimentales de Kody<sup>127</sup> (1990) quien concluye que la estabilidad del implante depende entre otros factores de la calidad ósea en el que se implanta, indicando algunos autores como Lintner<sup>358</sup> (1986) y Zweymüller<sup>288</sup> (1988) la necesidad de realizar un estudio histológico de la cabeza por las implicaciones que podría tener en la estabilidad final del implante. El hueso postmenopáusico presenta una osteopenia por desequilibrio entre formación y resorción, por lo cual según Sychterz<sup>115</sup> (1996) se produce un patrón de remodelado óseo

periprotésico diferente entre sexos, con una pérdida ósea significativamente mayor en mujeres. Sin embargo otros autores como Heekin<sup>359</sup> (1993), Malchau<sup>291</sup> (1996), Dorr<sup>360</sup> (1997), y Thompkins<sup>361</sup> (1997) no objetivan relación entre migración y sexo

Respecto a la edad y aunque las diferencias no son estadísticamente significativas en ninguna de las dos series, sí observamos en el modelo CST un peor resultado en pacientes mayores de 71 años y en el modelo CM en el grupo de 43-56 años. Autores como Engh<sup>100</sup> (1990), Duparc<sup>148</sup> (1991), Djian<sup>320</sup> (1993) no observan relación entre migración y edad. Sin embargo, Bruijn<sup>285</sup> (1995) y Xenakis<sup>286</sup> (2001), obtienen peor resultado en pacientes jóvenes, atribuyéndolo a un mayor grado de actividad.

En el aspecto referente a la etiología han migrado globalmente el 46,78 % de las coxartrosis primarias, el 50 % de las artropatías inflamatorias y el 33,3 % de las NICF. Individualmente en ninguna de las series existen diferencias estadísticas entre los porcentajes de migración entre las diferentes etiologías. Los resultados reflejados en la bibliografía son dispares, obteniéndose en general unas tasas de migración superiores en las enfermedades inflamatorias, que sin embargo no son significativas tal y como reflejan autores como Schmitt<sup>101</sup> (1993), Witvöet<sup>102</sup> (1993), Fox<sup>107</sup> (1994), Almenara<sup>302</sup> (1999) y Kubo<sup>303</sup> (2001). Snorrason<sup>108</sup> (1990) no objetiva relación entre la magnitud de la migración respecto a las diferentes variedades de osteoartritis.

El 81,13 % de los cotilos no migrados presentan un resultado Excelente-Muy Bueno-Bueno frente al 58,33 % de los casos migrados; respecto al dolor el 90,6 % de los cotilos no migrados presenta cotaciones de 5 y 6 frente al 71,8 % de los migrados. Autores que han estudiado la relación clínico-radiológica como Engh<sup>100</sup> (1990), Duparc<sup>148</sup> (1991) Schmitt<sup>101</sup> (1993) y Witvöet<sup>102</sup> (1993) no presentan resultados concluyentes y afirman que las movilizaciones no siempre van acompañadas de sintomatología clínica, siendo el dolor el parámetro más afectado en general. En la discusión del análisis de supervivencia, en el apartado de la relación entre la estabilidad y la clínica se hace un análisis más pormenorizado.

## **Discusión**

#### 5.3.4. Discusión de las radiolucencias y variaciones de la densidad del cotilo

En el componente acetabular hemos distinguido tres zonas siguiendo los criterios de De Lee<sup>124</sup> (1976), analizándose los diferentes patrones en las tres zonas.

El hueso receptor de la prótesis no cementada reacciona a los diferentes patrones de fuerzas que genera la presencia del implante mediante osteogénesis y osteolisis. Estas se traducen radiográficamente por imágenes de aumento o de disminución de la densidad ósea, de grado variable según la zona considerada.

Los patrones que se han observado en el aumento de densidad u osteosclerosis han sido fundamentalmente de dos tipos: difuso sin delimitación neta, o bien lineal alrededor del hueso y en contacto con el componente acetabular, adoptando la imagen de un ribete denso. Los patrones apreciados para la osteolisis son de dos tipos: osteolisis en alguna de las espiras o lineal, o bien osteolisis difusa localizada entre las espiras, sobrepasándolas y envolviendo la periferia de la prótesis.

Las imágenes de disminución de la densidad ósea o radiolucencias alrededor del componente acetabular se han dado en el 36,27 % de los casos de la serie CST y en el 59 % de los casos de la serie CM. El patrón de presentación por zonas varía al comparar ambos modelos. En la serie CST predomina la asociación en zona II + III con 15 casos, seguida de la presentación aislada en zona III y I con 8 y 6 casos respectivamente. En la serie CM predomina la asociación en las tres zonas con 25 casos, seguida de la asociación en zona I + II con 15 casos.

En la serie CST hemos observado aumento de densidad en el 21,56 % de los casos, predominando el aumento de densidad en zona I con 12 casos; en la serie CM la hemos observado en el 61 % de los casos predominando la zona I con 23 casos y la asociación de zona I + II con 17 casos.

Si analizamos el patrón de presentación de las radiolucencias y del aumento de densidad independientemente por zonas vemos como en zona I el porcentaje de radiolucencias difusas evoluciona de manera similar en ambas series predominando claramente las radiolucencias de tipo lineal en dicha zona en el modelo de cerámica. En la serie CST el aumento de densidad es únicamente de tipo difuso y en el modelo CM aunque también predomina el aumento de densidad difuso existe un pequeño porcentaje de casos de tipo lineal.

Al analizar la zona II llama la atención que la presencia de radiolucencias aisladas en esta zona es un fenómeno prácticamente inexistente en ambos modelos. En el modelo CST el porcentaje de ambos tipos de radiolucencias se mantiene en porcentajes similares predominando también en el modelo de cerámica la radiolucencia de tipo lineal al igual que en zona I. El aumento de densidad en dicha zona presenta un patrón exclusivamente de tipo difuso en el modelo CST y en el modelo CM predomina también el patrón de tipo difuso.

En zona III en el modelo CST los porcentajes de ambos tipos de radiolucencia evolucionan de forma pareja y en el modelo CM predomina la radiolucencia de tipo lineal. En el modelo CST en zona III no se produce aumento de densidad siendo en el modelo CM su presencia y evolución de difícil interpretación, aunque podría atribuirse al hecho de que en dicha zona se produce una descarga por migración de la prótesis que induciría una atrofia ósea por desuso.

La formación y progresión de los aumentos de densidad ya sean de forma difusa o en forma de líneas escleróticas, y el desarrollo de las radiolucencias no están aclaradas. La significación de éstas en los procesos de aflojamiento del componente acetabular permanecen desconocidos (Tanzer<sup>362</sup> 1992, Petrerá<sup>363</sup> 1994), pero parecen estar más en relación con la micromovilidad en la interfase, debido a la deformación elástica que el estrés de la carga induce sobre el acetábulo, favoreciendo de una forma más lenta el desgaste y los procesos biológicos de aflojamiento e inestabilidad a más largo plazo. Para Tompkins<sup>361</sup> (1997), la osteolisis acetabular es un problema relacionado con los procesos biológicos secundarios a las partículas de desgaste y no parece que intervenga en la pérdida de fijación a medio plazo, sobretodo en la prótesis de cerámica.

Según Bobyn<sup>106</sup> (1988), la radiolucencia traduce una reabsorción ósea y la sustitución por tejidos blandos. Esta reabsorción podría ser debida a diversos factores entre los que incluye: agresión mecánica y/o térmica durante el labrado del lecho acetabular y ulterior colocación del cotilo, inestabilidad mecánica de la interfase hueso-implante, concentración excesiva de fuerzas e isquemia local causada por las espiras del implante.

Schmalzried<sup>176</sup> (1992), introdujo el concepto del espacio articular efectivo que incluía las regiones periprotésicas que son accesibles al líquido articular y a las partículas de desgaste. Así una barrera intacta entre el hueso y el componente protésico retardaría la pérdida periprotésica de hueso, pero la

---

## Discusión



integridad de ésta dependería a su vez del diseño del componente protésico. En los modelos roscados las espiras del componente podrían permitir el acceso a las partículas de desgaste y el inicio de la osteolisis responsable de la radiolucencia, reforzando así la teoría biológica.

Las cifras de presencia de radiolucencias alrededor del implante acetabular roscado son muy elevadas (tabla 5.11.), si bien no son comparables de forma global pues la mayoría de los autores las refieren de forma separada entre los cotilos que han considerado estables e inestables, llegando a afirmar Engh<sup>100</sup> (1990) que su validez con respecto a la estabilidad cotiloidea radica en su progresividad.

**Tabla 5.11.**

**Porcentaje de radiolucencias en diversas series de cotos roscados**

| AUTOR                       | AÑO  | Nº CASOS | PROTESIS   | %<br>RADIOLUCENCIAS     | OBSERVACIONES   |
|-----------------------------|------|----------|--|-------------------------|---|
| CABO <sup>283</sup>         | 1990 | 143      | MITTELMEIER                                      | 32,2 %                  | Incluye radiolucencias postquirúrgica y progresivas.  |
| PUPPARO <sup>128</sup>      | 1991 | 56<br>41 | Cótilo roscado<br>liso<br>Cótilo rosc.<br>poroso | 12 %<br>0 %             | -----   |
| DJIAN <sup>320</sup>        | 1993 | 77       | CERAVER-OSTEAL<br>(cótilo<br>roscado)            | 19,48 %<br>( 15 casos ) | 14 casos han evolucionado durante 1 año en relación con movimiento cótilo   |
| ALBASSIR <sup>284</sup>     | 1993 | 356      | WEILL  | 5,3 %                   | El 47,3 % de las que presentaban la radiolucencia durante el primer año han evolucionado hacia la migración   |
| EYB <sup>348</sup>          | 1993 | 96       | ZWEYMÜLLER                                       | 5,2 %                   | Seguimiento medio de 5 años. Solo lo considera como signo de inestabilidad si son progresivas   |
| ALBAREDA <sup>275</sup>     | 1995 | 33       | ZWEYMULLER                                       | 39,3 %                  | -----   |
| LOPEZ S. <sup>364</sup>     | 1996 | 116      | ACCU-PATH<br>(roscado)<br>PCA                    | 25 %                    | -----   |
| VICENT<br>C. <sup>365</sup> | 1996 | 29       | LIMA-Lto<br>(cótilo<br>roscado)                  | -----                   | Relación significativa entre radiolucencia en zona III con migración craneal y verticalización.   |
| HUO <sup>290</sup>          | 1996 | 93       | MITTELMEIER                                      | 16,13 %                 | La radiolucencia en zona III la consideran como signo de aflojamiento definitivo. El 40 % de los acetábulos que la han presentado han requerido recambio. |
| PEIRO G. <sup>301</sup>     | 1997 | 85       | PM   | 32 %                    | -----   |
| ALMENARA <sup>302</sup>     | 1999 | 60       | CST-2  | 13 %                    | Relación con esclerosis acetabular. No relación con migración progresiva. No relación con sexo / etiología.   |
| KUBO <sup>303</sup>         | 2001 | 103      | LORD   | 58,25 %                 | -----   |

**Discusión**

**210** Estudio comparativo de dos tipos de cotos troncocónicos roscados

**Tabla 5.12.**

**Porcentaje de variaciones Densidad en diversas series de cótilos roscados**

| AUTOR                   | AÑO  | Nº CASOS | PROTESIS       | % ESCLEROSIS   | OBSERVACIONES  |
|-------------------------|------|----------|----------------|--|--|
| APEL <sup>366</sup>     | 1989 | 121      | Cótilo roscado | 8 %  | No progresivas con posterioridad a los 18 meses de la intervención. No relación con resultado clínico final. |
| CABO <sup>283</sup>     | 1990 | 103      | MITTELMEIER    | Zona I ( 92 % )<br>Zona II ( 77 % )<br>Zona III ( 61 % ) .   | No relación con dolor.   |
| ALBASSIR <sup>284</sup> | 1993 | 356      | WEILL          | 10,4 % ( no diferencia entre zonas)                          | Seguimiento medio de 4 años. Lo interpreta como una reacción favorable del hueso al implante.                |
| EYB <sup>348</sup>      | 1993 | 96       | ZWEYMÜLLER     | 5 %  | Signo de estabilidad   |
| BRUIJN <sup>285</sup>   | 1995 | 411      | MECRING        | 17 %   | No objetiva relación entre la presencia o ausencia de aumento de densidad y la migración.                    |
| ALMENARA <sup>302</sup> | 1999 | 60       | CST-2          | Zona I ( 18,3 % )<br>Zona II ( 26,7 )<br>Zona III ( 48,3 % ) | Porcentajes a 7 años de evolución. Relación con osteolisis acetabular.                                       |

Schmalzried<sup>367</sup> (1994), encuentra que frecuentemente radiolucencias presentes en el postoperatorio, evolucionan hacia la desaparición si existe estabilidad y un buen contacto óseo, que es corroborado por Litner<sup>358</sup> (1986), Zweymüller<sup>288</sup> (1988) y Albareda<sup>275</sup> (1995).

Almenara<sup>302</sup> (1999) objetiva una relación estadísticamente significativa entre la presencia de osteolisis acetabular y el desarrollo de líneas de esclerosis periacetabulares, pero sin establecer relación con la emigración, mientras que otros autores (Fox<sup>107</sup> 1994, Ónste<sup>368</sup> 1994, Snörrason<sup>108</sup> 1990 y Vicent<sup>365</sup> 1996) sí objetivan relación entre el desarrollo de radiolucencias en zona III y la migración craneal. En nuestro estudio hemos objetivado una relación estadísticamente significativa entre los casos migrados con la presencia de radiolucencias y aumento de la densidad en ambos modelos de prótesis. Al analizar la relación entre la migración y la presencia de radiolucencias y de aumento de densidad en función del patrón de presentación por zonas en el modelo CST objetivamos una relación estadísticamente significativa en los casos migrados con la presencia de radiolucencias en zona II +

III y el aumento de densidad en zona I. En el modelo CM observamos una relación estadísticamente significativa en los casos migrados con la presencia de radiolucencias en zonas I + II y I + II + III y el aumento de densidad en zona I y I + II.

Para Witvöet<sup>102</sup> (1993), la aparición de radiolucencias en zona III o su presencia en dos o tres zonas es un signo premonitorio de la movilización; el 75,7 % de los cotilos que han migrado presentan radiolucencias frente al 18,3 % en los que no han migrado (relación significativa), lo cual concuerda con los hallazgos de nuestro estudio.

Weill<sup>369</sup> (1991), obtiene únicamente un 5% de radiolucencias y 0 % de migración en los casos de cotilo de superficie rugosa frente al 25 % de radiolucencias y 3 % de migración en los de superficie lisa. Esto vendría a corroborar los excelentes resultados reflejados en la bibliografía con el modelo de Zweymüller de superficie rugosa.

En cuanto a la **correlación clínico-radiológica**, Fox<sup>107</sup> (1994) y Vicent<sup>365</sup> (1996), evidencian que los cambios radiográficos que indican movilización preceden en 2 años al deterioro clínico. Esto confirmaría la necesidad del control radiográfico anual o como afirma Nilson<sup>370</sup> (1994), la necesidad de una valoración clínica más precisa que serviría como indicador pronóstico de la duración del implante en cada caso particular. También Peiró González<sup>301</sup> (1997), obtiene mejores resultados clínicos que radiológicos. Apel<sup>366</sup> (1989), no evidencia relación entre el resultado clínico final con el desarrollo de radiolucencias ni tampoco con la presencia de áreas de esclerosis.

En nuestro estudio observamos una relación estadísticamente significativa entre la presencia de radiolucencias con un peor resultado clínico en la serie CST. En la serie CM, aunque los casos con radiolucencias presentan un peor resultado clínico, no se obtiene una relación significativa. Al analizar el patrón de distribución de radiolucencias en función del dolor en la serie CST observamos que los casos con un peor resultado clínico presentan un porcentaje francamente mayor de radiolucencias en zona II + III y radiolucencias circunferenciales o en tres zonas. En los casos con cotación 6 para el dolor no se observa ninguna radiolucencia circunferencial y el porcentaje de radiolucencias en dos zonas es muy bajo. En la serie CM, aunque la distribución es más uniforme, los casos con peor resultado clínico también presentan un mayor porcentaje de radiolucencias circunferenciales.

## **Discusión**

El aumento de la densidad periacetabular relacionado con un peor resultado clínico también presenta una relación estadísticamente significativa en la serie CST, pero no en la serie CM. En ninguna de las dos series se observa una diferencia importante en cuanto al patrón de distribución por zonas.

La comparación de las radiolucencias con las diferentes etiologías muestra resultados dispares. Así Duparc<sup>148</sup> (1991), objetiva un índice de radiolucencias estadísticamente significativo en zona inferior y circunferenciales en los casos de coxitis. También Apel<sup>366</sup> (1989) objetiva un mayor índice de radiolucencias en casos afectos de artritis reumatoidea.

En nuestro estudio no observamos diferencias estadísticamente significativas en el porcentaje y presentación de las **radiolucencias en función de las etiologías** mayoritarias en ninguna de las dos series. No obstante en las enfermedades inflamatorias sí hemos observado un porcentaje mayor de radiolucencias respecto a las otras etiologías en ambas series. En la serie CST en los casos de artritis inflamatorias y NICF no hemos observado nunca un patrón de radiolucencias circunferencial o en las tres zonas, produciéndose dicho patrón en dos casos en la coxartrosis primaria. No obstante en el modelo CST el patrón de radiolucencias circunferenciales no es el que ha predominado. En la coxartrosis primaria y en la NICF han predominado las radiolucencias asociadas en zona II + III, presentando las artropatías inflamatorias un patrón más homogéneo para las diferentes zonas.

Sin embargo en la serie CM, en las artropatías inflamatorias el patrón que ha predominado es el circunferencial o en tres zonas, de tal forma que el 50 % de los casos de artritis que han presentado radiolucencias, evidencian dicho patrón. En la coxartrosis primaria también ha predominado el patrón circunferencial seguido de la asociación de radiolucencias en zona I + II. La NICF presenta un patrón más homogéneo. No hemos realizado el análisis estadístico en función del patrón de radiolucencias por zonas para las diferentes etiologías en ninguna de las dos series dado que muchos de ellas no cumplen las condiciones de aplicación; no obstante sí se ha realizado el correspondiente análisis descriptivo.

La **comparación del aumento de densidad** en función de la etiología, tampoco ha mostrado diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las dos series. En general y en ambas series predomina el patrón de presentación aislado o combinado en zonas I y II. En la bibliografía no hemos encontrado análisis pormenorizados de dicha relación. Tampoco

hemos podido realizar el análisis estadístico en función de las diferentes zonas , dado que los casos observados no cumplen las condiciones de aplicación.

El aumento de densidad ósea traduce un proceso de osificación o esclerosis ósea. Según Ring<sup>371</sup> (1974), Morscher<sup>372</sup> (1984) y Stampfel<sup>373</sup> (1984), éste aumento es superior en la zona alta del cotilo donde probablemente se transmiten mayores fuerzas a compresión. Para Eyb<sup>348</sup> (1993) constituye un signo de estabilidad del cotilo. Según Huiskes<sup>138</sup> (1987), cuando el contacto entre el implante roscado y el hueso es óptimo, la rigidez del componente acetabular causa una concentración de fuerzas locales que provocan una remodelación ósea que se traduce en un aumento de densidad. Estos datos estarían de acuerdo con los hallazgos de nuestra serie respecto al patrón de presentación por zonas; sin embargo respecto a la estabilidad obtenemos unos resultados diferentes, observando una relación estadísticamente significativa en ambas series entre la migración y la presencia de aumento de densidad en zona I, lo que traduciría una reacción osteogénica frente a la concentración de fuerzas que ocasiona la migración.

Witvöet<sup>102</sup> (1993) objetiva en 8 casos aumento de densidad ósea difusa en zona I, que lo atribuye a un incremento de la carga en dicha zona sobretodo en cotilos verticalizados. En nuestro estudio ya se ha mencionado que el aumento de densidad en zona I ha sido fundamentalmente de tipo difuso en ambos modelos.

Un patrón radiológico observado en este estudio con gran frecuencia es la presencia de radiolucencia asociado a un aumento de densidad en forma lineal perimplante excepto en zona I y preferentemente en el modelo CM. Según Kwong<sup>374</sup> (1992), esto traduce un área de osteopenia con una zona de demarcación indicativa de la presencia de una membrana fibrosa, constituyendo un signo de inestabilidad del implante. Asimismo Mittelmeier<sup>304</sup> (1992), objetiva un aumento de densidad lineal perimplante que lo atribuye a cambios biomecánicos secundarios a la adaptación del cotilo en el hueso subcondral; en ocasiones este patrón se asocia a la presencia de radiolucencias, que cuando son dolorosas lo considera como signo de aflojamiento, datos que sí estarían más en la línea de los hallazgos observados en nuestro estudio que lo mencionado anteriormente.

En la tabla 5.12.se describe el porcentaje de variaciones de densidad en diferentes zonas y su relación con diferentes parámetros.

## **Discusión**

Establecer relaciones entre la presencia de radiolucencias con el desgaste de polietileno, dado el escaso número de casos observados en el presente estudio, consideramos que no es posible.

### **5.3.5. Discusión de las calcificaciones periprotésicas**

Las calcificaciones u osificaciones periprotésicas se dan con frecuencia en la artroplastia total de cadera habiendo sido descritas por primera vez en 1883 por Riedel (Naraghi<sup>375</sup> 1996). La forma de valorarlas es en función de su extensión. Los métodos más utilizados para ello son el de Brooker<sup>268</sup> (1973) y el de De Lee<sup>124</sup> (1976). Riegler<sup>376</sup> (1976) incluye en su sistema de valoración la situación de las calcificaciones, ya sea laterales o mediales a la artroplastia.

Constituye una complicación de incidencia muy variable de una a otra publicación (tabla 5.13.).

En nuestro estudio se han observado calcificaciones en el 24,5 % de los casos de la serie CST y en el 31 % en la serie CM. En la serie CST ha predominado el grado II con 12 casos seguido del grado III con 8 casos. En la serie CM predomina el grado III con 14 casos seguida del grado I con 10 casos. Globalmente (se incluyen los 202 casos) se han objetivado calcificaciones en el 27,7 % de los casos.

Al analizar el resultado entre la presencia de calcificaciones heterotópicas y el resultado clínico, lo hemos realizado en función del dolor. No hemos encontrado relación entre la presencia de calcificaciones heterotópicas y presencia de dolor en ninguna de las series. Agrupando las cotaciones 5 y 6 para el dolor, entre el 80 y el 90 % de los casos presentan dichas cotaciones independientemente de la presencia o ausencia de calcificaciones, así como de su grado.

**Tabla 5.13.**

**Osificaciones heterotópicas en diversas series de prótesis**

| AUTOR                     | AÑO  | Nº CASOS  | PROTESIS   | VIA ABORDAJE                                    | % OSIFICACIONES  |
|---------------------------|------|---|--|---|------------------|
| BROOKER <sup>268</sup>    | 1973 | 100   | MÜLLER (84 casos)<br>CHARNLEY (12 c)<br>McKEE-FARRAR (4 casos) | VARIAS  | 21 %             |
| RIEGLER <sup>376</sup>    | 1976 | 102   | MÜLLER   | WATSON-JONES                                    | 21 %             |
| SOBALLE <sup>377</sup>    | 1988 | 128   | LUBINUS  | POSTEROLATERAL                                  | 63 %             |
| KJAERGAARD <sup>378</sup> | 1988 | 193<br>93 (profilaxis indometacina)<br>95 (no profilaxis) | LUBINUS  | POSTEROLATERAL                                  | 13,3%<br>74,7 %  |
| LORD <sup>287</sup>       | 1988 | 1896  | LORD   | -----   | 16,5 %           |
| CABO <sup>283</sup>       | 1990 | 103   | MITTELMEIER  | WATSON-JONES                                    | 40,5 %           |
| DUPARC <sup>148</sup>     | 1991 | 198   | BICHAT (156 casos)<br>HIBRIDA (42 casos)                       | -----   | 28 %             |
| HERNANDEZ <sup>379</sup>  | 1995 | 150   | MITTELMEIER  | -----   | 32 %             |
| ALBAREDA <sup>275</sup>   | 1995 | 33  | ZWEYMÜLLER   | HARDINGE  | 69.69%           |
| HIDALGO <sup>322</sup>    | 1996 | 125   | MITTELMEIER  | -----   | 29,6 %           |
| LOPEZ-S. <sup>364</sup>   | 1996 | 116   | ACCU-PATH (roscado)<br>PCA                                     | WATSON-JONES                                    | 23,3 %           |
| PAJARES L. <sup>380</sup> | 1998 | 121   | 61 cementadas<br>60 no cementadas.                             | VARIAS  | 19,6 %<br>31,6 % |
| MONTERO <sup>381</sup>    | 1999 | 202   | PMCR-COGAL (cementada)   | POSTEROLATERAL (97 %)                           | 35,5 %           |
| RAVIKUMAR <sup>382</sup>  | 2001 | 134   | FURLONG - HAC (no cementada)                                   | WATSON-JONES                                    | 67,16 %          |
| JOSHI <sup>353</sup>      | 2002 | 181 (espondililitis anquilopoyética)                      | CHARNLEY   | LATERAL CON OSTEOT (91,7 %)<br>HARDINGE (8,3 %) | 11,6 %           |
| KIM <sup>383</sup>        | 2002 | 140 (bilaterales)   | 70 cementadas<br>70 no cementadas                              | -----   | 2,14 %           |
| ILYAS <sup>384</sup>      | 2002 | 36 (necrosis avascular por anemia células falciformes)    | BIPOLAR  | HARDINGE  | 5,55 %           |
| BADHE <sup>385</sup>      | 2002 | 153   | BI-CONTACT (no cementada)                                      | TRANSLUTEA                                      | 18,3 %           |

**Discusión**

**216** Estudio comparativo de dos tipos de cotilos troncocónicos roscados



La patogenia y etiología de las mismas no es bien conocida. Chalmers<sup>386</sup> (1975), propuso tres condiciones necesarias para el desarrollo de las mismas: células precursoras, agentes inductores y un ambiente adecuado. Pudiera ser que la diferenciación de las células progenitoras primarias, bajo la influencia de mediadores locales y/o sistémicos, fuese la causante de su aparición (Ekelund<sup>387</sup> 1991, Naraghi<sup>375</sup> 1996). Según Shaffer<sup>388</sup> (1989), la siembra de células óseas en tejidos blandos adyacentes determina la aparición de mayor grado de calcificaciones, tanto mayor cuanto mayor es la necesidad de resección y fresado. En la etiología de las mismas parecen existir diversos factores de riesgo. Así han sido implicados el sexo masculino, la edad > 60 años, la presencia de osteofitos periarticulares, y los pacientes afectados de espondilitis anquilosante o con hiperostosis idiopática difusa (Riegler<sup>376</sup> 1976, Ritter<sup>389</sup> 1977, Pedersen<sup>390</sup> 1989, Shaffer<sup>388</sup> 1989, Pitenger<sup>391</sup> 1991, Ahrengart<sup>392</sup> 1991). También serían factores predisponentes la cirugía previa de cadera (Shaffer<sup>388</sup> 1989, Brooker<sup>268</sup> 1973, Riegler<sup>376</sup> 1976, Errico<sup>393</sup> 1984), la existencia de calcificaciones antes de la intervención (Kjaersgaard-Andersen<sup>394</sup> 1991), la dificultad técnica en la implantación de la prótesis (Riegler<sup>376</sup> 1976, Soballe<sup>377</sup> 1988), y el desarrollo de hematomas o infección postoperatoria (Riegler<sup>376</sup> 1976, Montero Furelos<sup>381</sup> 1999). No existen evidencias sólidas que demuestren la influencia en su formación del abordaje quirúrgico (Morrey<sup>395</sup> 1984).

Aunque habitualmente asintomáticas, las calcificaciones heterotópicas pueden ser una complicación extremadamente grave, siendo causa de fallo precoz de una artroplastia de cadera. En general se considera que las osificaciones periarticulares no influyen en el resultado clínico salvo en los casos de grado marcado, en los que existe un puente de osificación entre fémur e ilíaco. En estos casos se reporta una disminución de la movilidad articular postoperatoria, pero no incidencia en el dolor o la marcha (Brooker<sup>268</sup> 1973, Riegler<sup>376</sup> 1976, Soballe<sup>377</sup> 1988). Otros autores objetivan una disminución global de los resultados (Warren<sup>396</sup> 1992, Garland<sup>397</sup> 1991, Freiberg<sup>398</sup> 1991, Ravikumar<sup>382</sup> 2001).

En la prevención se aconseja siempre una cuidadosa disección, buena hemostasia, eliminación de todos los detritus quirúrgicos y la colocación de un sistema de drenaje (Naraghi<sup>375</sup> 1996, Shaffer<sup>388</sup> 1989). En los pacientes que presentan factores de riesgo es aconsejable el uso de indometacina (Freiberg<sup>398</sup> 1991, Kjaersgaard<sup>378,394</sup> 1988 y 1991, Wurning<sup>400</sup> 1992, Pagnani<sup>401</sup> 1995) o de radioterapia a dosis bajas en el postoperatorio inmediato

(Lo<sup>402</sup> 1988, Hedley<sup>403</sup> 1989, Ayers<sup>404</sup> 1991, Maloney<sup>405</sup> 1992, Healy<sup>406</sup> 1995).

Knelles<sup>407</sup> (1997), en una meticulosa revisión de la bibliografía observó importantes variaciones en la incidencia de osificaciones heterotópicas entre las series en función de si se realizó o no profilaxis. Revisó 46 artículos publicados entre 1971 y 1993, y en los casos en que no se realizó profilaxis, la incidencia osciló entre el 8 % y el 90 % de manera global, y las formas graves entre el 3 % y el 55 %. Revisando 25 artículos en los que se realizó profilaxis con irradiación la incidencia osciló entre el 0 % y el 81 %. Finalmente en una revisión de 19 artículos publicados entre 1975 y 1993, con profilaxis con indometacina, la incidencia osciló entre el 0 % y el 75 %; en los artículos de casos tratados con indometacina y en los que existía grupo control la diferencia osciló entre el 7 % y el 70 %.

Establecidas las osificaciones, si éstas son sintomáticas y de alto grado (grados III y IV de Brooker), Orzel<sup>408</sup> (1985), Naraghi<sup>375</sup> (1996) y Montero Furelos<sup>381</sup> (1999), recomiendan el control de su maduración mediante gammagrafía ósea, que marcará el momento en que podrá plantearse alguna solución quirúrgica en caso de ser necesario. El momento idóneo es cuando la gammagrafía no muestra captaciones, lo que marca el final de la maduración de las calcificaciones.

Se ha prestado poca atención a la localización anatómica de las osificaciones periarticulares. Tan solo Riegler<sup>376</sup> (1976) utiliza un sistema de tipificación en que al margen de las de tipo difuso, las clasifica en laterales, en la región de los músculos abductores, y mediales a nivel del íliopsoas. Opina que el tipo más común es el que se localiza en el trayecto de los abductores.

### **5.3.6. Discusión del desgaste del polietileno y otros aspectos radiológicos**

Respecto al desgaste del polietileno no podemos aportar grandes cosas, dado que únicamente lo hemos observado en la serie CST en 4 casos en zona I. Todos los cotilos habían sido implantados verticalizados. Schmalzried<sup>409</sup> (1997), describe mayores usuras en los cotilos colocados verticalizados, hecho que parece lógico pues con la verticalización se producen mecánicamente mayores cargas en la parte superior del cotilo, lo que implicaría el mayor desgaste del polietileno. De los 4 casos, al final del

---

#### **Discusión**

seguimiento dos de ellos son estables, uno es inestable y el cuarto ha requerido recambio, por lo cual consideramos que no podemos establecer relaciones en nuestro estudio con el aflojamiento por partículas de polietileno.

Los dos casos de la serie CST que presentan un déficit de cobertura del cotilo con exposición de espiras en zona I insuficientemente roscadas, corresponden a dos casos de coxartrosis primaria; en uno de ellos y a 10 años de evolución el implante acetabular es totalmente estable habiendo requerido el 2º caso recambio a 9 años de evolución. El caso de la serie CM corresponde a un paciente afecto de NICF que a 10 años de evolución no presenta criterios de inestabilidad.

No hemos observado la presencia de radiolucencias postquirúrgicas en zona fondo en la serie CST; la ausencia de tal hallazgo en este modelo consideramos que es atribuible a la colocación de los injertos durante el acto operatorio; además la presencia de fenestraciones de dicho implante permite el relleno adicional una vez implantado el cotilo. En la serie CM lo hemos observado en dos casos, presentando además uno de ellos un déficit de cobertura en zona I; en dicho caso al año de evolución la radiolucencia había desaparecido presentando el implante a 10 años de evolución criterios de estabilidad. En el otro caso no se produjo la formación de hueso con desaparición de la radiolucencia evolucionando hacia el aflojamiento con necesidad de recambio a los 9,5 años de evolución.

### **5.3.7. Discusión del perfil clínico-radiológico de la prótesis indolora y de la dolorosa.**

En la discusión de los aspectos previos ya se ha realizado un análisis exhaustivo de la relación del dolor en función de la edad, sexo y etiología, así como con la presencia de radiolucencias y aumentos de densidad y la migración. No obstante podemos indicar que los casos sin dolor presentan en ambas series un porcentaje menor de migración, radiolucencias y aumento de densidad que los casos dolorosos.

## 5.4. Discusión análisis de supervivencia y estudio comparativo de los resultados

### 5.4.1. Discusión de la estabilidad al final del seguimiento

Preocupados por el número creciente de descementaciones asépticas que se iban presentando, se realizaron muchos esfuerzos a mediados de los años setenta encaminados a encontrar un tipo de fijación más fiable y biológica, eliminando la interfase creada por el cemento. De este modo surgieron los cotilos roscados.

A la vista de los resultados clínicos y radiológicos que se obtienen con este tipo de cotilos, con elevados índices de aflojamiento y recambio su utilización es debatida (tabla 5.14.), lo cual ha llevado a muchos autores que los han utilizado a su abandono, en favor de cotilos hemiesféricos impactados.

En la serie CST al final del seguimiento se ha objetivado aflojamiento aséptico del componente acetabular en 20 casos (19,6 %) y además otros 18 casos (17,6 %) han requerido recambio, con lo cual la tasa global de aflojamiento aséptico ha sido del 37,3%.

En la serie CM la tasa global de aflojamiento aséptico ha sido del 64 %. Al final del seguimiento el 48 % de los cotilos de Mittelmeier son inestables y un 16 % han sido recambiados.

Los resultados que se reflejan en la tabla 5.14. son dispares, pero hay que tener en cuenta que se analizan multitud de modelos y, con diferentes períodos de seguimiento. Además los criterios de aflojamiento y/o inestabilidad que siguen los diferentes trabajos no siempre son coincidentes. Mittelmeier<sup>304</sup> (1992) en su serie con un seguimiento medio de 16 años observa aflojamiento del cotilo en el 10% de los casos, habiéndose recambiado únicamente el 1,3 %. Sin embargo otros autores, que han utilizado la prótesis de Mittelmeier como García-Cimbreló<sup>410</sup> (1996), también con un período de seguimiento de 16 años obtiene un índice de aflojamiento del 53 %. Huo<sup>290</sup> (1996) con un período de seguimiento de 5-11 años obtiene un índice de aflojamiento para dicho modelo de prótesis del 21,5 %, habiendo requerido recambio el 5,37 % de la serie.

---

#### **Discusión**

Al analizar los trabajos que han utilizado el modelo CST los resultados también son variables. Almenara<sup>302</sup> (1999) con un período de seguimiento de 7 años obtiene un 27 % de aflojamiento y una tasa de recambio del 16,6 %. Sin embargo Xenakis<sup>286</sup> (2001) y también utilizando el mismo modelo obtiene un índice de aflojamiento y de recambio del 5,55 % a 10-15 años.

En general todos los autores que han utilizado este tipo de implantes obtienen unos índices de aflojamiento y recambio muy elevados, en comparación con los modelos cementados y hemiesféricos impactados (tabla 5.15.), a excepción del modelo de Zweymüller. Sí ha habido diferencias en los índices de aflojamiento y recambio en aquellos modelos con variedades de superficie lisa y rugosa, entre los que se incluyen las variedades más modernas del modelo de Zweymüller.

A la vista del deterioro progresivo de los resultados con este tipo de implantes, esto llevó también a abandonar su utilización en nuestro servicio a mitad de la década de los noventa.

**Tabla 5.14.**

**Porcentaje de aflojamiento aséptico y de recambio en diversas series con cotilos roscados**

| AUTOR                      | AÑO  | Nº CASOS | TIPO PROTESIS                                      | SEGUI-MIENTO | AFLOJ GLOBAL | AFLOJ. ACETABULO | RECAMBIO ACETABULO | AFLOJ. FEMORAL                | RECAMBIO FEMORAL |
|----------------------------|------|----------|--|--------------|--------------|------------------|--------------------|-------------------------------|------------------|
| ENGH <sup>100</sup>        | 1990 | 130      | MECRON (57)<br>ANDERSON (73)<br>(cótilos roscados) | 3,9 a.       | ---          | 20,76 %          | 2,3 %              | ---                           | ---              |
| DUPARC <sup>148</sup>      | 1991 | 198      | Similar<br>LORD                                    | 2-6 a.       | ---          | ---              | 11 %               | ---                           | ---              |
| PASSUTI <sup>411</sup>     | 1991 | 107      | OSTEAL   | 2 a          | ---          | ---              | 20,5 %             | ---                           | ---              |
| PUPPARO <sup>128</sup>     | 1991 | 56       | ANDERSON<br>(roscado liso )                        | 33,3 m.      | ---          | 29 %             | 10,7 %             | ---                           | ---              |
| PUPPARO <sup>128</sup>     | 1991 | 41       | SUPER CUP<br>(roscado poroso)                      | 29,5 m.      | ---          | 0 %              | 0 %                | ---                           | ---              |
| MITTELMEIER <sup>304</sup> | 1992 | 1972     | MITTELMEIER  | 16 a.        | ---          | 10 %             | 1,3 %              | I 22 %<br>II 8,9 %<br>III 1 % | ---              |
| WITVÖET <sup>102</sup>     | 1993 | 446      | Roscado titanio<br>Vást.<br>cementado              | 4 a.         | ---          | 15,7 %           | 6 %                | ---                           | ---              |
| SCHMITT <sup>101</sup>     | 1993 | 77       | LORD   | 7-12 a       | --           | 33,3 %           | 12,6 %             | ---                           | ---              |

|                            |      |      |  |                        |      |                        |        |                |        |
|----------------------------|------|------|--|------------------------|------|------------------------|--------|----------------|--------|
| EYB <sup>348</sup>         | 1993 | 85   | ZWEYMÜLLER                                 | 5a.                    | ---  | ---                    | 1,17 % | ---            | ---    |
| LANG <sup>349</sup>        | 1993 | 5341 | SCL  | 5 a.                   | ---  | ---                    | 1,52 % | ---            | ---    |
| RISKA <sup>412</sup>       | 1993 | 112  | CERAVER-<br>OSTEAL<br>(roscado<br>titania) | 1-7 a.<br>( 3,6<br>a.) | ---  | ---                    | 1,78 % | ---            | ---    |
| ALBASSIR <sup>284</sup>    | 1993 | 356  | WEILL                                      | 4 a..                  | ---  | 5,3 %                  | 2,5 %  | ---            | ---    |
| MULLER <sup>413</sup>      | 1993 | 588  | ZWEYMÜLLER                                 | 10 a.                  | ---  | ---                    | 1,33 % | ---            | ---    |
| MAROTTE <sup>414</sup>     | 1993 | 1285 | LORD                                       | 5 a.                   | ---  | 11 %                   | ---    | ---            | ---    |
| VAQUERO <sup>321</sup>     | 1994 | 54   | LORD                                       | 10 a.                  | ---  | 27,7 %                 | 24 %   | ---            | 3,7 %  |
| OROZCO <sup>350</sup>      | 1994 | 150  | CLS  | 1-5 a.                 | ---  | 1,33 %                 | 0 %    | ---            | 1,33 % |
| FOX <sup>107</sup>         | 1994 | 68   | T-TAP                                      | 5-9 a.                 | ---  | 38 %                   | 25 %   | ---            | ---    |
| DECOULX <sup>415</sup>     | 1995 | 751  | WEILL-CLW<br>(rugoso)                      | 6-7 a.                 | ---  | ---                    | 0,1    | ---            | ---    |
| ALBAREDA <sup>275</sup>    | 1995 | 33   | ZWEYMÜLLER                                 | 62 m.                  | ---  | 42,42 %                | 3,03 % | 39,39<br>%     | 3,03 % |
| BRUIJN <sup>285</sup>      | 1995 | 378  | MECRING                                    | 3-7 a.                 | ---  | 25 %                   | 6 %    | ---            | ---    |
| WEILL <sup>416</sup>       | 1995 | 312  | WEILL-CLW<br>(liso)                        | 7-10,5<br>a            | ---  | 11 %                   | ---    | ---            | ---    |
| DECOULX <sup>415</sup>     | 1995 | 90   | WEILL-CLW<br>(liso)                        | 6,6 a.                 | ---  | 26 %                   | 12 %   | ---            | ---    |
| WEILL <sup>416</sup>       | 1995 | 244  | WEILL-CLW<br>(rugoso)                      | 7-10,5<br>a            | ---  | 0,5 %                  | ---    | ---            | ---    |
| HERNDEZ V. <sup>379</sup>  | 1995 | 150  | MITTELMEIER                                | 8-15 a.                | ---  | ---                    | 2,66 % | ---            | 5,33 % |
| HAVELIN <sup>130</sup>     | 1995 | 300  | TI-FIT                                     | 4,4 a.                 | ---  | 34 %                   | 9,66 % | 15 %           | ---    |
| HAVELIN <sup>130</sup>     | 1995 | 148  | PM   | 4 a.                   | ---  | 27,4 %                 | 0 %    | 3,37 %         | ---    |
| HAVELIN <sup>130</sup>     | 1995 | 266  | LMT  | 5,2 a.                 | ---  | 64,28 %                | 1,87 % | 0,37 %         | ---    |
| HAVELIN <sup>130</sup>     | 1995 | 1171 | TROPIC                                     | 3 a.                   | ---  | 0,93 %                 | 0,08 % | 0,51 %         | --     |
| MALCHAU <sup>291</sup>     | 1996 | 107  | LORD                                       | 10 a.                  | ---  | ---                    | 36,4 % | 15,88<br>%     | 1,87 % |
| HUO <sup>290</sup>         | 1996 | 93   | MITTELMEIER                                | 5-11 a.                | ---  | 21,5 %                 | 5,37 % | 22,6 %         | 4,3 %  |
| LOPEZ SAST. <sup>364</sup> | 1996 | 116  | ACCU-PATH                                  | ---                    | 46 % | ---                    | ---    | ---            | ---    |
| VICENT C. <sup>365</sup>   | 1996 | 29   | LIMA-Lto                                   | ---                    | 80 % | ---                    | ---    | ---            | ---    |
| G. CIMBRELO <sup>410</sup> | 1996 | 83   | MITTELMEIER                                | 12,3 a.                | ---  | 53 %<br>( a 16 a.<br>) | ---    | 15 %<br>(16 a) | ---    |

### Discusión

222 Estudio comparativo de dos tipos de  
cotilos troncocónicos roscados

|                            |      |     |             |             |           |                              |         |        |         |
|----------------------------|------|-----|-------------|-------------|-----------|------------------------------|---------|--------|---------|
| PEIRO GONZ. <sup>301</sup> | 1997 | 85  | PM          | 5-9,3<br>a. | ---       | 49,5 %                       | ---     | 58 %   | ---     |
| DELANUY <sup>292</sup>     | 1998 | 213 | ZWEYMÜLLER  | 6,5 a.      | ---       | 1,87 %                       | 0,93 %  | 0,93 % | 0,93 %  |
| DOMINKUS <sup>354</sup>    | 1998 | 82  | ZWEYMÜLLER  | 4-7 a.      | ---       | 4 %<br>(pacientes<br>con AR) | ---     | ---    | ---     |
| ALMENARA <sup>302</sup>    | 1999 | 60  | CST-2       | 7 a.        | ---       | 27 %                         | 16,6 %  | ---    | ---     |
| JAZRAWI <sup>417</sup>     | 1999 | 60  | MITTELMEIER | 11,2<br>a.. | ---       | ---                          | 11,66 % | ---    | 21,66 % |
| VAQUERO <sup>347</sup>     | 2000 | 65  | LORD        | 10-13<br>a. | 24 %      | 24 %                         | 21 %    | ---    | ---     |
| XENAKIS <sup>286</sup>     | 2001 | 36  | CST         | 10-15<br>a. | 5,55<br>% | 5,55 %                       | 5,55 %  | 0 %    | ---     |
| KUBO <sup>303</sup>        | 2001 | 103 | LORD        | 10-16<br>a. | ---       | 47,5 %                       | ---     | 4 %    | ---     |
| SERAL IÑIGO <sup>326</sup> | 2002 | 52  | ZWEYMÜLLER  | 5-7,5<br>a. | ---       | 7,69 %                       | ---     | ---    | ---     |

**Tabla 5.15.**

**Porcentaje de aflojamiento aséptico y recambio en diversas series con cótilos cementados y hemiesféricos impactados**

| AUTOR                     | AÑO  | Nº CASOS | TIPO PROTESIS          | SEGUI-MIENTO | AFLOJ GLOBAL | AFLOJ. ACETABULO | RECAMBIO ACETABULO | AFLOJ. FEMORAL | RECAMBIO FEMORAL |
|---------------------------|------|----------|------------------------|--------------|--------------|------------------|--------------------|----------------|------------------|
| G.CIMBRELO <sup>418</sup> | 1992 |          | CHARNLEY               | 12,7 a.      | ---          | 9 %              | 4,7 %              | ---            | ---              |
| LEWALEN <sup>419</sup>    | 1996 | 78       | HARRIS-GALANTE         | 5-9 a.       | ---          | 1,3 %            | 0 %                | ---            | ---              |
| TOMPKINS <sup>361</sup>   | 1997 | 165      | HARRIS-GALANTE         | 8,6 a.       | ---          | 5 %              | 0 %                | ---            | ---              |
| BONNOMET <sup>332</sup>   | 2001 | 97       | SKH (cótilo cementado) | 7,1 a.       | ---          | 13,4 %           | 6,2 %              | ---            | ---              |
| BADHE <sup>385</sup>      | 2002 | 153      | BI-CONTACT             | 6,8 a.       | ---          | 1,9 %            | 1,9 %              | ---            | ---              |
| ALI <sup>420</sup>        | 2003 | 127      | RM                     | 6-13 a.      | ---          | 1,57 %           | 2,36 %             | ---            | ---              |
| BLACHA <sup>421</sup>     | 2004 | 53       | OCTOFIT                | 81 m.        | ---          | ---              | 7,5 %              | ----           | ----             |
| CALLAGHAN <sup>422</sup>  | 2004 | 330      | CHARNLEY               | > 30 a       | ----         | ---              | 7,3 %              | ---            | 3,2 %            |

**Discusión**

**224** Estudio comparativo de dos tipos de cótilos troncocónicos roscados



#### 5.4.2.- Discusión del estudio comparativo y de la relación entre la estabilidad y la clínica.

En el capítulo de los resultados del estudio clínico, en la serie CST hemos obtenido una puntuación final siguiendo la escala de Merle d'Aubigné de 16,25 puntos y de 15,67 puntos en la serie CM.

Cuando tenemos en cuenta la estabilidad o inestabilidad de los componentes protésicos los resultados varían. Los cotilos estables presentan una puntuación media de alrededor de 17 puntos en ambas series y los inestables de 15 puntos (incluye inestables y recambiados).

Establecer relaciones con los datos publicados en la bibliografía es bastante complejo. En el concepto de estabilidad, en el presente estudio se tienen en cuenta criterios de migración y también criterios radiológicos como son la presencia de radiolucencias y el aumento de densidad. La mayoría de los trabajos analizan estos factores de manera aislada. Por este motivo en el apartado correspondiente a la discusión de estos factores ya se ha hecho un análisis exhaustivo en función de estos parámetros de manera independiente.

En general en la bibliografía, destacan los excelentes resultados clínicos obtenidos con estos cotilos y la escasa repercusión clínica de las movilizaciones. Carlsson<sup>423</sup> (1984) afirma que la migración del cotilo no es causa de dolor. Albareda<sup>275</sup> (1995), afirma encontrar relación entre la clínica y la radiología no solo en el resultado final sino en todos los parámetros estudiados (dolor, movilidad y marcha), si bien las diferencias no son muy importantes; el síntoma que más se afecta con la inestabilidad en este estudio es el dolor y el que menos la movilidad. Autores como Engh<sup>100</sup> (1990), Schmitt<sup>101</sup> (1993) y Witvöet<sup>102</sup> (1993), no presentan resultados concluyentes y afirman que las movilizaciones no siempre van acompañadas de sintomatología clínica. También Duparc<sup>148</sup> (1991) afirma que frecuentemente la sintomatología clínica de un anillo inestable se limita a una simple cojera o a dolores ocasionales. Sin embargo otros autores como Bruijn<sup>285</sup> (1995), objetivan diferencias estadísticamente significativas en cuanto al resultado clínico en función de la migración del componente acetabular; este autor también objetiva que el 35 % de los cotilos migrados de su serie no presentan dolor.

En nuestro estudio obtenemos un mejor resultado clínico (tanto para el Merle total como para dolor) estadísticamente significativo en los cotilos estables en ambas series.

#### **5.4.3.- Discusión del análisis de supervivencia**

En el capítulo de resultados el análisis de la supervivencia se ha realizado por separado analizando la estabilidad, la migración y el recambio. La discusión se realizará analizando conjuntamente los tres apartados.

Hemos obtenido en el presente estudio diferencias estadísticamente significativas entre ambos modelos en cuanto al tiempo de inestabilización del cotilo, siendo mayor para el modelo CST. La probabilidad de que un cotilo modelo CST sea estable a los 5 años es del 52,3 % y del 35 % en el caso del modelo de Mittelmeier.

Al analizar la supervivencia en función de la migración y de la probabilidad de recambio, aunque observamos valores cercanos a la significación, no se objetivan diferencias estadísticamente significativas entre ambos modelos de prótesis. En la serie CST han precisado recambio 18 casos y en la serie CM 16 casos. A 5 años (58 meses) de evolución el 90,8 % de los cotilos CST no han precisado recambio y a 5,5 años (66 meses) no lo han precisado el 90,3 % de los cotilos modelo CM. Si analizamos la migración la probabilidad de no migración a 5 años se encuentra en el 60,8 % en el modelo CM y en el 75,3 % en el modelo CST.

En las tablas 5.16. queda reflejada la supervivencia en diversas series con cotilos roscados.

Cuando analizamos el modelo de Mittelmeier la probabilidad de no recambio es prácticamente idéntica a los resultados obtenidos en nuestra serie. Huo<sup>290</sup> (1996) obtiene una probabilidad de no recambio a 10 años del 87,9 % y Jazrawi<sup>417</sup> (1999) del 88,3 % a 11,2 años, frente al 86,4 % a 10 años en nuestra serie. En el modelo CST los resultados varían algo más; a 7 años nuestro porcentaje de no recambios es del 88,5 % frente al 83,3 % que obtiene Almenara<sup>302</sup> (1999). Xenakis<sup>286</sup> (2001) a 11,2 años obtiene con el modelo CST una supervivencia para el recambio del 93,4 %. Al revisar otros modelos de cotilos roscados se obtienen valores similares.

Realizar un análisis comparativo respecto a la movilización o aflojamiento del cotilo es más complejo dado que la metodología utilizada en los diferentes estudios es muy variable. En general

---

#### **Discusión**

se obtiene un índice elevado de migraciones y aflojamiento aséptico con este tipo de implantes excepto con el modelo de Zweymüller.

Si comparamos la supervivencia de los modelos de cotilos roscados con otros diseños de implantes acetabulares como los cementados y los hemiesféricos impactados (tablas 5.17 y 5.18.), obtenemos unos resultados francamente inferiores. Aamodt<sup>424</sup> (2004), realiza una amplia revisión bibliográfica de 129 trabajos publicados en la literatura entre 1996 y 2000 sobre prótesis cementadas tipo Charnley, observando que a 10 años sobreviven más del 90 % de los implantes, y que a partir de ese momento se produce una pérdida del 10 % de los implantes por década, durante las dos décadas siguientes. Engh<sup>425</sup> (2004) también realiza un vasto análisis sobre 4289 artroplastias primarias en que se han utilizado diversos implantes acetabulares hemiesféricos impactados, observando unas tasas de supervivencia para el aflojamiento aséptico que oscilan entre el 94,7 % y el 100 %.

**Tabla 5.16.**

**Supervivencia de diversos modelos de prótesis con cotilos roscados**

| AUTOR                      | AÑO  | Nº CASOS | TIPO PROTESIS  | PROBABILIDAD NO REINTERVENCION COTILO | PROBABILIDAD NO MOVILIZACION O AFLOJAMIENTO COTILO |
|----------------------------|------|----------|--|---------------------------------------|--|
| DUPARC <sup>148</sup>      | 1991 | 198      | Similar LORD   | 89 %<br>( a 5 a. )                    | 94 % a 2 a.<br>70 % a 5 a.                         |
| DJIAN <sup>320</sup>       | 1993 | 77       | CERAVER-OSTEAL<br>(cotilo roscado)<br>(vástago<br>cementado) | 92,20 %<br>( a 9 años )               | 74,5 %<br>( a 9 años )                             |
| WITVÖET <sup>102</sup>     | 1993 | 446      | Roscado titanio<br>Vást. cementado                           | 93,54 %<br>( a 6 años )               | ---  |
| LANG <sup>349</sup>        | 1993 | 5341     | SCL  | 98,4 % a 8,5 a.                       | ---  |
| HAVELIN <sup>130</sup>     | 1995 | 266      | LMT  | 98,7 % a 5 a.                         | ---  |
| HAVELIN <sup>130</sup>     | 1995 | 148      | PM   | 100 % a 5a.                           | ---  |
| HAVELIN <sup>130</sup>     | 1995 | 300      | TI-FIT   | 90,5 % a 5 a.                         | ---  |
| HAVELIN <sup>130</sup>     | 1995 | 1171     | TROPIC   | 99,9 % a 5 a.                         | ---  |
| G. CIMBRELO <sup>410</sup> | 1996 | 83       | MITTELMEIER  | ---                                   | 56,3 %<br>(a 10 años)                              |
| MALCHAU <sup>291</sup>     | 1996 | 107      | LORD   | 70 %                                  | ---  |

|                             |      |     |  |  |                                  |
|-----------------------------|------|-----|--|--|----------------------------------|
| HUO <sup>290</sup>          | 1996 | 93  | MITTELMEIER                                    | 92,7 % a 5a.<br>87,9 % a 10 a.<br>(incluye<br>componente<br>femoral) | ---                              |
| LOPEZ SASTRE <sup>364</sup> | 1996 | 116 | ACCU-PATH                                      | 85 % a 5 a.<br>(incluye<br>componente<br>femoral)                    | ---                              |
| PEIRO GONZ. <sup>301</sup>  | 1997 | 85  | PM   | 86 % a los 9a.<br>(incluye<br>componente<br>femoral)                 | ---                              |
| DELANUY <sup>292</sup>      | 1998 | 213 | ZWEYMÜLLER                                     | 99 %<br>(a 10 años)  | 98,6 %<br>(a 10 años)            |
| ALMENARA <sup>302</sup>     | 1999 | 60  | CST-2  | 83,33 % a 7 a.   | 73 % a 7 a.                      |
| JAZRAWI <sup>417</sup>      | 1999 | 60  | MITTELMEIER                                    | 88,33 % a 11,2<br>a.   | 83,33 a 11,2 a.                  |
| XENAKIS <sup>286</sup>      | 2001 | 36  | CST  | 93,4 % a 11,2 a.   | 93,4 % a 11,2 a.                 |
| KUBO <sup>303</sup>         | 2001 | 103 | LORD   | 91 % a 10 a.<br>79 % a 15 a.   | 63 % a 10 a.<br>45 % a 15 a.     |
| ALDINGER <sup>426</sup>     | 2004 | 348 | MECRING (221<br>casos)<br>WEILL (127<br>casos) | ---  | 76,2 % a 14 a.<br>63,8 % a 14 a. |

**Tabla 5.17.**

**Supervivencia de diversos modelos de prótesis con cotilos cementados**

| AUTOR                    | AÑO  | Nº CASOS  | TIPO PROTESIS                  | PROBABILIDAD<br>NO REVISION<br>DEL COTILO                                  | PROBABILIDAD<br>NO<br>MOVILIZACION O<br>AFLOJAMIENTO<br>COTILO |
|--------------------------|------|---|--------------------------------|--|--|
| KAVANAGH <sup>429</sup>  | 1994 |   | CHARNLEY                       | 89,1 % a 15 a.<br>83 % a 20 a  | 52 % a 20 a.   |
| KAVANAGH <sup>429</sup>  | 1994 |   | CHARNLEY<br>(pacientes < 60 a) | 73 % a 20 a.   | ---  |
| BONNOMET <sup>332</sup>  | 2001 | 97  | SKH (cotilo<br>cementado)      | 86,3 % a 7,1 a<br>(incluye el<br>aflojamiento<br>aséptico sin<br>recambio) |  |
| HALLEY <sup>428</sup>    | 2003 | 68  | CHARNLEY                       | ---  | 80,5 % a 20 a.   |
| CALLAGHAN <sup>422</sup> | 2004 | 330   | CHARNLEY                       | 88 % a 30 a<br>(incluye<br>componente<br>femoral)                          | ----   |
| KERBOULL <sup>427</sup>  | 2004 | 287   | CHARNLEY-KERBOULL              | 85,4 % a 20 a<br>(incluye<br>componente<br>femoral)                        | ---  |
| AAMODT <sup>424</sup>    | 2004 | Revisión<br>bibliográfica<br>de 129<br>trabajos | CHARNLEY                       | ---  | 90 % a 10 a.   |

**Discusión**

**228** Estudio comparativo de dos tipos de  
cotilos troncocónicos roscados

**Tabla 5.18.**

**Supervivencia de diversos modelos de prótesis con cotilos hemiesféricos impactados**

| AUTOR                    | AÑO  | Nº CASOS | TIPO PROTESIS  | PROBABILIDAD NO REVISION DEL COTILO | PROBABILIDAD NO MOVILIZACION O AFLOJAMIENTO COTILO               |
|--------------------------|------|----------|--|-------------------------------------|--|
| THOMPkins <sup>361</sup> | 1997 | 165      | HARRIS-GALANTE   |                                     | 97 % a 10 a (incluye la probabilidad de aflojamiento + recambio) |
| BADHE <sup>385</sup>     | 2002 | 153      | BI-CONTACT   | 97,3 % a 6,8 a.                     | ---  |
| ALI <sup>420</sup>       | 2003 | 127      | RM   | 97,9 % a 10 a.                      | ---  |
| ENGH <sup>425</sup>      | 2004 | 255      | AML  | ---                                 | 94,7 % a 15 a.   |
| ENGH <sup>425</sup>      | 2004 | 427      | ARTHROPOR  | ---                                 | 98,4 % a 15 a.   |
| ENGH <sup>425</sup>      | 2004 | 3011     | HARRIS-GALA (86 casos)<br>ACS TRILOC (391 casos)<br>DURALOC (2537 casos) +<br>PINNACLE (596 casos) | ---                                 | 100 % a 15 a.  |
| BLACHA <sup>421</sup>    | 2004 | 53       | OCTOFIT  | ---                                 | 86 % a 10 a (incluye la probabilidad de aflojamiento + recambio) |

En nuestro estudio, estas variaciones de supervivencia en función de la estabilidad, entre ambos modelos, consideramos que se deben atribuir a las diferencias en el diseño entre ambos componentes acetabulares, con una mayor superficie de contacto y por tanto mayor posibilidad de estabilidad primaria y posterior osteointegración del modelo CST respecto al modelo CM.

Atribuir diferencias a un mejor comportamiento del titanio frente a la cerámica es de difícil interpretación, dado que aunque para el primer modelo la presencia de radiolucencias periacetabulares es menor, no se puede concluir si es debido a una mejor osteointegración per sé o dependiente de una mejor estabilidad secundaria al diseño del componente acetabular que favorecería la osteointegración.

**Discusión**

---

**230** Estudio comparativo de dos tipos de  
cotilos troncocónicos roscados

# 6

## Conclusiones

**Conclusiones**

---

232 Estudio comparativo de dos tipos de  
cotilos troncocónicos roscados



- 1.- El resultado clínico evolutivo (valor medio del Merle Total anual) se ha mantenido descriptivamente en niveles ligeramente superiores a lo largo de todo el seguimiento en la serie CST respecto a la serie CM. Al final del seguimiento el 50 % de los casos de ambas series no presentan dolor, el 80,4 % de los casos de la serie CST y el 58 % de los de la serie CM presentan una movilidad en flexión de cadera  $\geq 90^\circ$ , y no existen alteraciones de la marcha en el 61,8% de los casos de la serie CST y en el 42,5% de la serie CM
- 2.- La edad no ha influido estadísticamente en el resultado clínico final (Merle Total) ni en el dolor en ninguna de las dos series.

Se ha observado un mejor resultado clínico final (Merle Total) y para el dolor en ambas series en los hombres, aunque solo estadísticamente significativo en la serie CM.

El resultado clínico final (Merle Total) y la presentación de dolor en función de la etiología, aunque no ha mostrado diferencias estadísticamente significativas, en la serie CST tiende a ser mejor en las artropatías inflamatorias y en la coxartrosis primaria.

En la serie CM se obtienen diferencias estadísticamente significativas para el Merle Total con un mejor resultado para la NICF y las artropatías inflamatorias sin objetivarse diferencias estadísticamente significativas para el dolor aunque con tendencia también a un mejor resultado en las artropatías inflamatorias y en la NICF.

**Las conclusiones 1 y 2 responden a la primera pregunta de la hipótesis.**

- 3.- La etiología no ha influido en ninguna de las dos series en el porcentaje de migración global, ni en la magnitud de la migración craneal, la protrusión intrapélvica y la variación del ángulo de inclinación, así como tampoco en los porcentajes de radiolucencias y de aumento de densidad (diferencia no significativa para todos estos parámetros), aunque en ambas series, en la NICF observamos el menor

porcentaje de migración global, y en las artropatías inflamatorias el mayor porcentaje de radiolucencias periacetabulares.

La edad de los pacientes no ha influido estadísticamente en la respuesta ósea al implante valorada en función de la migración. No obstante el sexo sí ha influido en tal respuesta siendo el porcentaje de migración superior en las mujeres (diferencia estadísticamente significativa en ambas series).

**La conclusión 3 responde a la segunda pregunta de la hipótesis.**

- 4.- Se asiste a un proceso osteogénico creciente alrededor del implante (61 % de los casos en la serie CM y 21,56% en la serie CST), preferentemente en forma de aumento de densidad de tipo difuso, que es más frecuente e intenso en zonas I y II del cotilo. A la vez se asocia con la presencia de radiolucencias periacetabulares (36,27 % de los casos de la serie CST y en el 59% de los casos de la serie CM), proceso osteogénico que es más activo durante los tres primeros años en el modelo CST, y progresa en el modelo CM hasta el 5º año, para a partir de aquí estabilizarse en ambas series.

La presencia de radiolucencias y de aumento de densidad periacetabular presenta una relación estadísticamente significativa en ambas series con la migración. En la serie CST observamos una relación estadísticamente significativa entre migración con la presencia de radiolucencias en zona II + III y el aumento de densidad en zona I.

En la serie CM observamos también una relación estadísticamente significativa entre la migración con la presencia de radiolucencias en zona I + II y radiolucencias circunferenciales y con la presencia de aumento de densidad en zona I y zona I + II.

- 5.- El 33,3 % de los casos de la serie CST y el 62 % de los de la serie CM han presentado criterios de migración radiográfica, objetivándose en ambas series en los casos que han experimentado migración craneal, una variación del

---

#### **Conclusiones**

ángulo de inclinación y de protrusión intrapélvica estadísticamente significativa mayor respecto a los casos que no han migrado cranealmente.

La migración craneal y la protrusión intrapélvica descriptivamente evolucionan de manera similar en ambos modelos hasta el tercer año, produciéndose a partir de aquí un incremento mayor para el modelo CM.

La evolución del ángulo de inclinación presenta una tendencia hacia la horizontalización en el modelo CM y hacia la verticalización en el CST.

**Las conclusiones 4 y 5 responden a la tercera pregunta de la hipótesis.**

- 6.- La incidencia de presentación de migración del implante acetabular muestra diferencias estadísticamente significativas con un peor resultado clínico global y para el dolor en los casos migrados en ambas series.

En la serie CST el proceso de reabsorción ósea con aparición de radiolucencias y de osificación alrededor del implante en forma de aumento de densidad periacetabular, muestra una evolución con diferencias estadísticamente significativas respecto a un peor resultado clínico global y para el dolor. En la serie CM su presencia también se asocia con un peor resultado clínico global y para el dolor, aunque sin observarse diferencias significativas.

- 7.- En la serie CST en el estudio radiográfico de los casos indoloros, no se ha observado nunca la presencia de radiolucencias circunferenciales o en tres zonas ni el aumento de densidad en zona III, predominando el aumento de densidad en zona I.

En la serie CM sí se ha observado el patrón circunferencial en los casos sin dolor, aunque en un porcentaje mucho menor que en los casos con dolor y los casos sin dolor presentan un porcentaje mucho menor de aumento de densidad en dos o tres zonas.

La presencia de calcificaciones periprotésicas no ha

influido estadísticamente en el resultado clínico final en función del dolor en ninguna de las dos series.

**Las conclusiones 6 y 7 responden a la cuarta pregunta de la hipótesis.**

- 8.- Los casos de fractura de la pared anterior del acetábulo en la serie CST, y los casos en que se ha producido penetración de la lámina cuadrilátera durante el acto operatorio con profundización del componente acetabular, han presentado un alto índice de aflojamiento aséptico con necesidad de recambio. Las fracturas a nivel femoral no han influido en la evolución clínica del implante en ninguna de las dos series.

Las complicaciones postoperatorias se han dado con una incidencia similar a la de otras series de prótesis con cotilos roscados. Destaca en nuestro estudio la baja incidencia de infecciones agudas (0,49 %) y la alta tasa de aflojamiento aséptico (37,3 % en la serie CST y 64% en la CM) con tasas de recambio del 17,6 % y 16% respectivamente.

**La conclusión 8 responde a la quinta pregunta de la hipótesis.**

- 9.- El cotilo CST presenta una supervivencia estadísticamente significativa mayor en el tiempo respecto al cotilo CM en función de la estabilidad (probabilidad de estabilidad a 5 años del 52,3 % en la serie CST y del 35 % en la CM).

No existen diferencias estadísticamente significativas entre ambos modelos de cotilos para la supervivencia en función del tiempo de recambio (probabilidad de no recambio a 10 años del 70,7 % en la serie CST y del 86,4 % en el CM) ni del tiempo de inicio de la migración (probabilidad de no migración a 5 años del 75,3 % en el modelo CST y del 60,8 % en el modelo CM).

Los cotilos estables presentan un mejor resultado clínico global y para el dolor, estadísticamente significativo en ambos modelos de prótesis.

---

#### **Conclusiones**

En los casos con cotilo estable, la inestabilidad asociada del vástago no ha influido en el resultado clínico global ni en el dolor, en ninguna de las dos series. En los casos con cotilo inestable, la inestabilidad asociada del vástago sí ha producido un ligero deterioro tanto para el resultado clínico global como para el dolor en ambas series.

**La conclusión 9 responde a la sexta pregunta de la hipótesis**

Como **CONCLUSION FINAL**, y aunque la evolución de ambos modelos es relativamente similar, recomendaríamos el cotilo CST frente al CM, debido a una mejor supervivencia estadísticamente significativa en función de la estabilidad y al hecho de que el resultado clínico evolutivo se ha mantenido descriptivamente en niveles ligeramente superiores a lo largo de todo el seguimiento en el modelo CST respecto al CM.

**Conclusiones**

---

**238** Estudio comparativo de dos tipos de  
cotilos troncocónicos roscados

# 7

## Anexo

**Anexo**

---

**240** Estudio comparativo de dos tipos de  
cotilos troncocónicos roscados



## 7.1. Anexo material y método

### 7.1.1. Anexo material

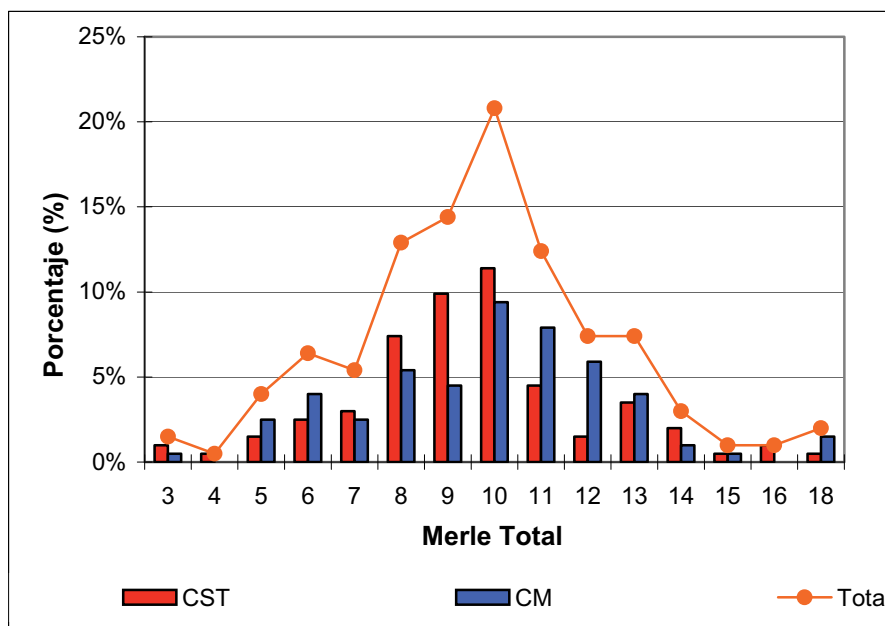
Tabla 3.3.

Merle total por Modelo de Prótesis

|                    |    | <i>Modelo de prótesis</i> |      |    |      | N  | %     |
|--------------------|----|---------------------------|------|----|------|----|-------|
|                    |    | CST                       |      | CM |      |    |       |
|                    |    | N                         | %    | N  | %    | N  | %     |
| <i>Merle total</i> | 3  | 2                         | 1,0% | 1  | ,5%  | 3  | 1,5%  |
|                    | 4  | 1                         | ,5%  |    |      | 1  | ,5%   |
|                    | 5  | 3                         | 1,5% | 5  | 2,5% | 8  | 4,0%  |
|                    | 6  | 5                         | 2,5% | 8  | 4,0% | 13 | 6,4%  |
|                    | 7  | 6                         | 3,0% | 5  | 2,5% | 11 | 5,4%  |
|                    | 8  | 15                        | 7,4% | 11 | 5,4% | 26 | 12,9% |
|                    | 9  | 20                        | 9,9% | 9  | 4,5% | 29 | 14,4% |
|                    | 10 | 23                        | 11%  | 19 | 9,4% | 42 | 20,8% |
|                    | 11 | 9                         | 4,5% | 16 | 7,9% | 25 | 12,4% |
|                    | 12 | 3                         | 1,5% | 12 | 5,9% | 15 | 7,4%  |
|                    | 13 | 7                         | 3,5% | 8  | 4,0% | 15 | 7,4%  |
|                    | 14 | 4                         | 2,0% | 2  | 1,0% | 6  | 3,0%  |
|                    | 15 | 1                         | ,5%  | 1  | ,5%  | 2  | 1,0%  |
|                    | 16 | 2                         | 1,0% |    |      | 2  | 1,0%  |
|                    | 18 | 1                         | ,5%  | 3  | 1,5% | 4  | 2,0%  |

Gráfica 3.1.

Merle Total por Modelo de Prótesis



**Tabla 3.4.**

**Merle Dolor por Modelo de Prótesis**

|                    |   |   | <i>Modelo de prótesis</i> |       |        |
|--------------------|---|---|---------------------------|-------|--------|
|                    |   |   | CST                       | CM    |        |
| <i>Merle Dolor</i> | 1 | N | 12                        | 10    | 22     |
|                    |   | % | 5,9%                      | 5,0%  | 10,9%  |
|                    | 2 | N | 39                        | 29    | 68     |
|                    |   | % | 19,3%                     | 14,4% | 33,7%  |
|                    | 3 | N | 34                        | 44    | 78     |
|                    |   | % | 16,8%                     | 21,8% | 38,6%  |
|                    | 4 | N | 13                        | 11    | 24     |
|                    |   | % | 6,4%                      | 5,4%  | 11,9%  |
|                    | 5 | N | 3                         | 1     | 4      |
|                    |   | % | 1,5%                      | ,5%   | 2,0%   |
|                    | 6 | N | 1                         | 5     | 6      |
|                    |   | % | ,5%                       | 2,5%  | 3,0%   |
| <b>Total</b>       |   | N | 102                       | 100   | 202    |
|                    |   | % | 50,5%                     | 49,5% | 100,0% |

**Tabla 3.5.**

**Merle Movilidad por Modelo de Prótesis**

|                        |              |   | <i>Modelo de prótesis</i> |       |       |        |
|------------------------|--------------|---|---------------------------|-------|-------|--------|
|                        |              |   | CST                       | C     |       |        |
| <i>Merle movilidad</i> | 0            | N |                           | M 1   | 1     |        |
|                        |              | % |                           | ,5%   | ,5%   |        |
|                        | 1            | N | 7                         | 5     | 12    |        |
|                        |              | % | 3,5%                      | 2,5%  | 5,9%  |        |
|                        | 2            | N | 9                         | 16    | 25    |        |
|                        |              | % | 4,5%                      | 7,9%  | 12,4% |        |
|                        | 3            | N | 30                        | 23    | 53    |        |
|                        |              | % | 14,9%                     | 11,4% | 26,2% |        |
|                        | 4            | N | 29                        | 18    | 47    |        |
|                        |              | % | 14,4%                     | 8,9%  | 23,3% |        |
|                        | 5            | N | 14                        | 23    | 37    |        |
|                        |              | % | 6,9%                      | 11,4% | 18,3% |        |
|                        | 6            | N | 13                        | 14    | 27    |        |
|                        |              | % | 6,4%                      | 6,9%  | 13,4% |        |
|                        | <b>Total</b> |   | N                         | 102   | 100   | 202    |
|                        |              |   | %                         | 50,5% | 49,5% | 100,0% |

**Tabla 3.6.**

**Merle Marcha por Modelo de Prótesis**

|                     |              | <i>Modelo de prótesis</i> |       |       |
|---------------------|--------------|---------------------------|-------|-------|
|                     |              | CST                       | C     |       |
| <i>Merle marcha</i> | 0            | N                         | M     | 1     |
|                     |              | %                         |       | ,5%   |
|                     | 1            | N                         | 4     | 4     |
|                     |              | %                         | 2,0%  | 2,0%  |
|                     | 2            | N                         | 15    | 11    |
|                     |              | %                         | 7,4%  | 5,4%  |
|                     | 3            | N                         | 47    | 42    |
|                     |              | %                         | 23,3% | 20,8% |
|                     | 4            | N                         | 27    | 31    |
|                     |              | %                         | 13,4% | 15,3% |
|                     | 5            | N                         | 7     | 7     |
|                     |              | %                         | 3,5%  | 3,5%  |
|                     | 6            | N                         | 2     | 4     |
|                     |              | %                         | 1,0%  | 2,0%  |
|                     | <b>Total</b> | N                         | 102   | 100   |
|                     |              | %                         | 50,5% | 49,5% |

### 7.1.2. Anexo Método

**Tabla 3.8.**

**Protocolo de recogida de datos de la prótesis autorroscada-autobloqueante**

---

|  |  |                   |
|--|--|-------------------|
| <b>PROTESIS TOTAL CADERA - COTILO AUTORROSCADO</b> |  | <b>Nº ORDEN :</b> |
|--|--|-------------------|

---

|                       |             |
|-----------------------|-------------|
| <b>NOMBRE</b>         | <b>EDAD</b> |
| <b>NHC</b>            | <b>SEXO</b> |
| <b>FECHA REVISION</b> | <b>LADO</b> |

---

**ETIOLOGIA**

|                              |                    |
|------------------------------|--------------------|
| COXARTROSIS 1ª               | FRACASO OSTEOTOMIA |
| COXARTROSIS 2ª DISPLASICA    | ARTRODESIS FALLIDA |
| COXARTROSIS 2ª POSTRAUMATICA | ARTRITIS SEPTICA   |
| COXARTROSIS 2ª OTRA CAUSA    | RECAMBIO           |
| NICF                         | OTRAS.....         |
| NECROSIS POSTRAUMATICA       |                    |
| ARTROPATIAS INFLAMAT.....    |                    |

---

**ACTIVIDAD PREOPERATORIA**

|             |               |
|-------------|---------------|
| SEDENTARIO  | MANUAL LIGERO |
| ACTIVO      | MANUAL PESADO |
| SUS LABORES |               |

---

**ANTECEDENTES PATOLOGICOS**

|                   |                  |          |
|-------------------|------------------|----------|
| DIABETES MELLITUS | NEFROPATIA       | PAGET    |
| HTA               | HEPATOPATIA      | ALERGIAS |
| DISLIPEMIA        | ENF.RESPIRATORIA | ALCOHOL  |
| TABAQUISMO        | CARDIOPATIA      |          |
| INMUNODEPRESION   | OTRAS.....       |          |

---

**INTERVENCIONES PREVIAS**

|                    |                  |
|--------------------|------------------|
| NO                 | ARTRODESIS       |
| SINTESIS           | GIRLESTONE       |
| OSTEOTOMIA FEMORAL | ACETABULOPLASTIA |
| OTRAS.....         |                  |

---

**VALORACION CLINICA PREOPERATORIA :** \_\_\_\_\_ + \_\_\_\_\_ + \_\_\_\_\_ = \_\_\_\_\_

---

**FECHA INTERVENCION :** \_\_\_\_\_

---

|                  |                              |
|------------------|------------------------------|
| <b>COTILO Nº</b> | <b>MECANISMO ANTILUXANTE</b> |
|------------------|------------------------------|

---

**Anexo**

---

**VASTAGO**MONOBLOC  
MODULARCUELLO :      CORTO  
                         MEDIO  
                         LARGO

TAMAÑO :

---

**GESTOS ASOCIADOS INTERVENCION**NINGUNO  
INJERTOS  
TENOTOMIA  
OTROS.....OSTEOTOMIA FONDO  
OSTEOTOMIA T.M.  
ANILLO REFUERZO

---

**COMPLICACIONES PEROPERATORIAS**NINGUNA  
FRACT. COTILO  
FRACT. FEMUR  
FRACT. T.M.FALSA VIA  
LESION VASCULAR  
LESION NERVIOSA  
INESTABILIDAD  
DIFICUL. COLOCACION COTILO  
DIFICUL. COLOCACION VASTAGO

TRATAMIENTO COMPLIC.....

---

**COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS**NINGUNA  
LESION VASCULAR  
LESION NERVIOSA  
HEMATOMA  
TVP  
NEUMONIA  
LUXACION  
OTRAS.....SEROMA  
INFECC. SUPERFICIAL  
INFECC. PROFUNDA  
DEHISCENCIA HERIDA  
TEP  
INFECC. ORINA

TRATAMIENTO COMPLIC. ....

TRANSFUSION SANGRE

---

**PROFILAXIS TROMBOSIS VENOSA PROFUNDA**HEPARINA CALCICA  
CLEXANE

TIEMPO

---

**SUPERVIVENCIA IMPLANTE EN EL MOMENTO DE LA REVISION**

**COTILO**

ESTABLE  
INESTABLE  
RECAMBIADO

**VASTAGO**

ESTABLE  
AFLOJ. DEFINITIVO  
AFLOJ. PROBABLE  
AFLOJ. POSIBLE  
RECAMBIADO

Tiempo en meses...

Tiempo en meses

---

**COMPLICACIONES TARDIAS VASTAGO**

**ROTURA IMPLANTE VASTAGO :** NO  
SI..... FECHA EN MESES.....  
TRATAMIENTO.....

**FRACTURA FEMORAL** NO  
SI..... GRADO JOHANSON  
FECHA EN MESES  
TRATAMIENTO

**AFLOJAMIENTO ASEPTICO** NO  
SI..... FECHA EN MESES  
TRATAMIENTO

**AFLOJAMIENTO SEPTICO** NO  
SI..... FECHA EN MESES  
TRATAMIENTO

---

**PERDIDA DE SEGUIMIENTO**

MESES..... EXITUS  
PERDIDA DEL PACIENTE  
OTRAS.....

---

**ARTROGRAFIA PREQUIRURGICA ( aflojamiento )**

SI RELACION CON CIRUGIA  
NO

---

**OTRAS**

**VALORACION CLINICO-RADIOLOGICA : COTILO AUTORROSCADO**

|   | POST.IQ | 1 | 2 | 3 |
|---|---------|---|---|---|
| <b>MIGRACION CRANEAL</b>  |         |   |   |   |
| <b>ANGULO DE INCLINACION</b>  |         |   |   |   |
| <b>PROTUSION INTRAPELVICA</b>   |         |   |   |   |
| <b>ZONA I</b><br><b>RADIOLUCENCIAS</b><br><b>ZONA II</b><br>< 3 mm<br>3-5 mm<br>> 5 mm<br><b>ZONA III</b><br><b>A lineal</b><br><b>B difusa</b> |         |   |   |   |
| <b>ZONA I</b><br><b>VARIACION DENSIDAD</b><br><b>ZONA II</b><br><b>ZONA III</b><br><b>A lineal</b><br><b>B difusa</b>                           |         |   |   |   |
| <b>DESGASTE COTILO</b>  |         |   |   |   |
| <b>VOSS (+ / -)</b>   |         |   |   |   |
| <b>MERLE D.A.</b>   |         |   |   |   |
| <b>CLINICA</b>  |         |   |   |   |

**VALORACION CLINICO – RADIOLOGICA : VASTAGO CEMENTADO**

|   | POST.IQ | 1 | 2 | 3 |
|---|---------|---|---|---|
| HUNDIMIENTO(mm)   |         |   |   |   |
| DIAMETRO  |         |   |   |   |
| VARIZACION(mm)  |         |   |   |   |
| DIAMETRO ½  |         |   |   |   |
| DIAMETRO PUNTA  |         |   |   |   |
| CALCAR<br>-Intacto<br>-Osteoporótico<br>-Redondeado<br>-Reabsorción<br>> 5 mm<br>< 5 mm |         |   |   |   |
| RADIOLUCENCIAS<br>A < 3 mm<br>B 3 – 5 mm<br>C > 5 mm<br><br>( zona )                    |         |   |   |   |
| OSTEOLISIS<br>ENDOSTAL<br><br>( zona )  |         |   |   |   |
| REACCION<br>PERIOSTICA<br><br>( zona )  |         |   |   |   |
| ENGROSAMIENTO<br>CORTICAL<br><br>( zona )   |         |   |   |   |
| ROTURA CEMENTO<br>(zona)  |         |   |   |   |
| RADIOLUCENCIA<br>PROTESIS-CEMENTO<br>( zona )   |         |   |   |   |
| CALCIFICACIONES<br>PERIPROTESICAS<br>( grado )  |         |   |   |   |

**Anexo**





---

**VASTAGO**MONOBLOC  
MODULARCUELLO :      CORTO  
                  MEDIO  
                  LARGO

TAMAÑO :

---

**GESTOS ASOCIADOS INTERVENCION**NINGUNO  
INJERTOS  
TENOTOMIA  
OTROS.....OSTEOTOMIA FONDO  
OSTEOTOMIA T.M.  
ANILLO REFUERZO

---

**COMPLICACIONES PEROPERATORIAS**NINGUNA  
FRACT. COTILO  
FRACT. FEMUR  
FRACT. T.M.FALSA VIA  
LESION VASCULAR  
LESION NERVIOSA  
INESTABILIDAD  
DIFICUL. COLOCACION COTILO  
DIFICUL. COLOCACION VASTAGO

TRATAMIENTO COMPLIC.....

---

**COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS**NINGUNA  
LESION VASCULAR  
LESION NERVIOSA  
HEMATOMA  
TVP  
NEUMONIA  
LUXACION  
OTRAS.....SEROMA  
INFECC. SUPERFICIAL  
INFECC. PROFUNDA  
DEHISCENCIA HERIDA  
TEP  
INFECC. ORINA

TRATAMIENTO COMPLIC. ....

TRANSFUSION SANGRE

---

**PROFILAXIS TROMBOSIS VENOSA PROFUNDA**HEPARINA CALCICA  
CLEXANE

TIEMPO

**SUPERVIVENCIA IMPLANTE EN EL MOMENTO DE LA REVISION**

**COTILO**

ESTABLE  
INESTABLE  
RECAMBIADO

**VASTAGO**

ESTABLE  
INESTABLE  
RECAMBIADO

Tiempo en meses...

Tiempo en meses

---

**COMPLICACIONES TARDIAS VASTAGO**

**ROTURA IMPLANTE VASTAGO :**

NO

SI.....

FECHA EN MESES.....  
TRATAMIENTO.....

**FRACTURA FEMORAL**

NO

SI.....

GRADO JOHANSON  
FECHA EN MESES  
TRATAMIENTO

**AFLOJAMIENTO ASEPTICO**

NO

SI.....

FECHA EN MESES  
TRATAMIENTO

**AFLOJAMIENTO SEPTICO**

NO

SI.....

..FECHA EN MESES  
TRATAMIENTO

---

**PERDIDA DE SEGUIMIENTO**

MESES.....

EXITUS

PERDIDA DEL PACIENTE

OTRAS.....

---

**ARTROGRAFIA PREQUIRURGICA ( aflojamiento )**

SI  
NO

RELACION CON CIRUGIA

---

**OTRAS**

**VALORACION CLINICO-RADIOLOGICA : COTILO MITTELMEIER**

|   | POST. IQ | 1 | 2 | 3 |
|---|----------|---|---|---|
| <b>MIGRACION CRANEAL</b>  |          |   |   |   |
| <b>ANGULO DE INCLINACION</b>  |          |   |   |   |
| <b>PROTUSION INTRAPELVICA</b>   |          |   |   |   |
| <b>ZONA I</b><br><b>RADIOLUCENCIAS</b><br><b>ZONA II</b><br>< 3 mm<br>3-5 mm<br>> 5 mm<br><b>ZONA III</b><br><b>A lineal</b><br><b>B difusa</b> |          |   |   |   |
| <b>ZONA I</b><br><b>VARIACION DENSIDAD</b><br><b>ZONA II</b><br><b>ZONA III</b><br><b>A lineal</b><br><b>B difusa</b>                           |          |   |   |   |
| <b>DESGASTE COTILO</b>  |          |   |   |   |
| <b>VOSS (+ / -)</b>   |          |   |   |   |
| <b>MERLE D.A.</b>   |          |   |   |   |
| <b>CLINICA</b>  |          |   |   |   |

**Anexo**

**VALORACION CLINICO – RADIOLOGICA : VASTAGO CERAMICA MARK III**

|  | POST. IQ | 1 | 2 | 3 |
|--|----------|---|---|---|
| HUNDIMIENTO(mm)  |          |   |   |   |
| DIAMETRO   |          |   |   |   |
| VARIZACION(mm)   |          |   |   |   |
| DIAMETRO ½   |          |   |   |   |
| DIAMETRO PUNTA   |          |   |   |   |
| PEDESTAL S / N   |          |   |   |   |
| <b>CALCAR</b><br>-Intacto<br>-Osteoporótico<br>-Redondeado<br>-Reabsorción<br>> 5 mm<br>< 5 mm |          |   |   |   |
| <b>RADIOLUCENCIAS</b><br>A < 3 mm<br>B 3 – 5 mm<br>C > 5 mm<br><br>( zona )                    |          |   |   |   |
| ORIFICIOS  |          |   |   |   |
| <b>REACCION PERIOSTICA</b><br><br>( zona )   |          |   |   |   |
| <b>ENGROSAMIENTO CORTICAL</b><br><br>( zona )  |          |   |   |   |
| INDICE LLENADO %   |          |   |   |   |
| DENSIDAD ( zonas )   |          |   |   |   |
| <b>CALCIFICACIONES PERIPROTESICAS</b><br>( grado )   |          |   |   |   |

## 7.2. Anexo resultados

### 7.2.1. Anexo resultados estudio clínico.

Tabla 4.4.

Merle Total evolutivo por Modelo de Prótesis

|              |                          |         | Tiempo (años) |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |    |
|--------------|--------------------------|---------|---------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----|
|              |                          |         | 1             | 2     | 3     | 4     | 5     | 6     | 7     | 8     | 9     | 10    | >10   |    |
| CST          | Excelente -<br>Muy bueno | N       | 71            | 72    | 71    | 64    | 68    | 62    | 49    | 34    | 21    | 7     | 1     |    |
|              |                          | %       | 70,3%         | 73,5% | 74,0% | 72,7% | 80,0% | 80,5% | 76,6% | 77,3% | 80,8% | 63,6% | 50,0% |    |
|              | Bueno                    | N       | 18            | 19    | 17    | 14    | 8     | 6     | 9     | 5     | 4     | 3     | 1     |    |
|              |                          | %       | 17,8%         | 19,4% | 17,7% | 15,9% | 9,4%  | 7,8%  | 14,1% | 11,4% | 15,4% | 27,3% | 50,0% |    |
|              | Merle<br>Total           | Regular | N             | 7     | 5     | 8     | 9     | 9     | 9     | 5     | 5     | 1     | 1     |    |
|              |                          | %       | 6,9%          | 5,1%  | 8,3%  | 10,2% | 10,6% | 11,7% | 7,8%  | 11,4% | 3,8%  | 9,1%  |       |    |
| Malo         | N                        | 5       | 2             |       | 1     |       |       | 1     |       |       |       |       |       |    |
|              | %                        | 5,0%    | 2,0%          |       | 1,1%  |       |       | 1,6%  |       |       |       |       |       |    |
| <b>Total</b> |                          | N       | 101           | 98    | 96    | 88    | 85    | 77    | 64    | 44    | 26    | 11    | 2     |    |
|              |                          | %       | 100%          | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  |    |
| CM           | Excelente -<br>Muy bueno | N       | 52            | 58    | 59    | 57    | 53    | 51    | 48    | 44    | 42    | 35    | 25    |    |
|              |                          | %       | 52,5%         | 60,4% | 61,5% | 60,0% | 58,9% | 60,0% | 60,0% | 57,9% | 56,8% | 51,5% | 52,1% |    |
|              | Bueno                    | N       | 28            | 20    | 24    | 23    | 24    | 18    | 16    | 18    | 18    | 12    | 7     |    |
|              |                          | %       | 28,3%         | 20,8% | 25,0% | 24,2% | 26,7% | 21,2% | 20,0% | 23,7% | 24,3% | 17,6% | 14,6% |    |
|              | Merle<br>Total           | Regular | N             | 15    | 16    | 10    | 11    | 11    | 15    | 14    | 12    | 12    | 18    | 15 |
|              |                          | %       | 15,2%         | 16,7% | 10,4% | 11,6% | 12,2% | 17,6% | 17,5% | 15,8% | 16,2% | 26,5% | 31,3% |    |
| Malo         | N                        | 4       | 2             | 3     | 4     | 2     | 1     | 2     | 2     | 2     | 2     | 3     | 1     |    |
|              | %                        | 4,0%    | 2,1%          | 3,1%  | 4,2%  | 2,2%  | 1,2%  | 2,5%  | 2,6%  | 2,7%  | 4,4%  | 2,1%  |       |    |
| <b>Total</b> |                          | N       | 99            | 96    | 96    | 95    | 90    | 85    | 80    | 76    | 74    | 68    | 48    |    |
|              |                          | %       | 100%          | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  |    |

Tabla 4.7.

Merle Total final por Modelo de Prótesis y Edad

| Modelo de prótesis | Edad (años)         |                 |                 |                 |                | Total  |        |        |
|--------------------|---------------------|-----------------|-----------------|-----------------|----------------|--------|--------|--------|
|                    | Menos de 28 años    | De 29 a 42 años | De 43 a 56 años | De 57 a 70 años | Más de 71 años |        |        |        |
| CST                | Excelente-Muy bueno | N               | 3               | 2               | 7              | 49     | 7      | 68     |
|                    |                     | %               | 75,0%           | 100,0%          | 50,0%          | 77,8%  | 36,8%  | 66,7%  |
|                    | Bueno               | N               | 1               |                 | 3              | 6      | 3      | 13     |
|                    |                     | %               | 25,0%           |                 | 21,4%          | 9,5%   | 15,8%  | 12,7%  |
|                    | Regular             | N               |                 |                 | 2              | 4      | 6      | 12     |
|                    |                     | %               |                 |                 | 14,3%          | 6,3%   | 31,6%  | 11,8%  |
|                    | Malo                | N               |                 |                 | 2              | 4      | 3      | 9      |
|                    |                     | %               |                 |                 | 14,3%          | 6,3%   | 15,8%  | 8,8%   |
|                    | <b>Total</b>        | N               | 4               | 2               | 14             | 63     | 19     | 102    |
|                    |                     | %               | 100,0%          | 100,0%          | 100,0%         | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| CM                 | Excelente-Muy bueno | N               | 3               | 6               | 19             | 16     |        | 44     |
|                    |                     | %               | 100,0%          | 54,5%           | 38,8%          | 43,2%  |        | 44,0%  |
|                    | Bueno               | N               |                 | 1               | 11             | 5      |        | 17     |
|                    |                     | %               |                 | 9,1%            | 22,4%          | 13,5%  |        | 17,0%  |
|                    | Regular             | N               |                 | 1               | 15             | 11     |        | 27     |
|                    |                     | %               |                 | 9,1%            | 30,6%          | 29,7%  |        | 27,0%  |
|                    | Malo                | N               |                 | 3               | 4              | 5      |        | 12     |
|                    |                     | %               |                 | 27,3%           | 8,2%           | 13,5%  |        | 12,0%  |
|                    | <b>Total</b>        | N               | 3               | 11              | 49             | 37     |        | 100    |
|                    |                     | %               | 100,0%          | 100,0%          | 100,0%         | 100,0% |        | 100,0% |

Gráfica 4.4.

Merle Total final por Modelo de Prótesis y Edad

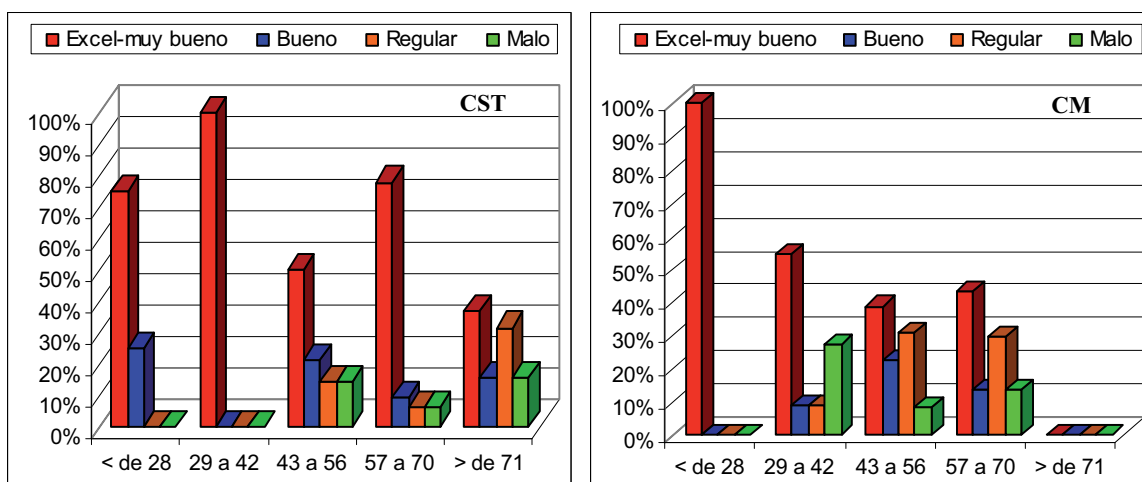


Tabla 4.8.

Merle Total final por Modelo de Prótesis y Sexo

| Modelo de prótesis |            |        | Sexo   |        | Total |
|--------------------|------------|--------|--------|--------|-------|
|                    |            |        | Hombre | Mujer  |       |
| CST                | Excelente- | N      | 27     | 41     | 68    |
|                    | Muy bueno  | %      | 81,8%  | 59,4%  | 66,7% |
|                    | Bueno      | N      | 1      | 12     | 13    |
|                    |            | %      | 3,0%   | 17,4%  | 12,7% |
|                    | Regular    | N      | 1      | 11     | 12    |
|                    |            | %      | 3,0%   | 15,9%  | 11,8% |
| Total              | N          | 33     | 69     | 102    |       |
|                    | %          | 100,0% | 100,0% | 100,0% |       |
| CM                 | Excelente- | N      | 30     | 14     | 44    |
|                    | Muy bueno  | %      | 52,6%  | 32,6%  | 44,0% |
|                    | Bueno      | N      | 8      | 9      | 17    |
|                    |            | %      | 14,0%  | 20,9%  | 17,0% |
|                    | Regular    | N      | 14     | 13     | 27    |
|                    |            | %      | 24,6%  | 30,2%  | 27,0% |
| Total              | N          | 57     | 43     | 100    |       |
|                    | %          | 100,0% | 100,0% | 100,0% |       |

Tabla 4.9.

Merle Total final por Modelo de Prótesis y Etiología

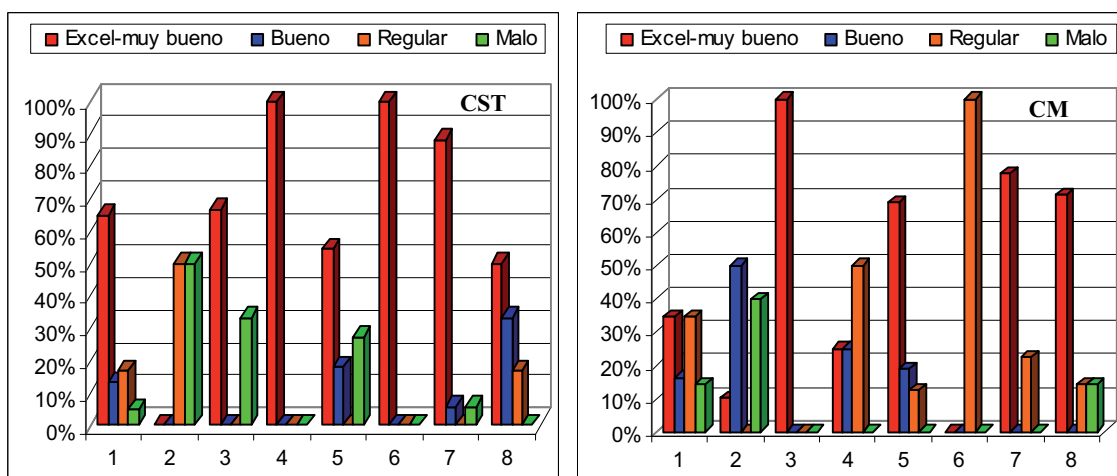
| Modelo de prótesis |            |        | Etiología   |                       |                     |                       |        |                   |                  | Total  |       |
|--------------------|------------|--------|-------------|-----------------------|---------------------|-----------------------|--------|-------------------|------------------|--------|-------|
|                    |            |        | Coxar. 1era | Coxar. 2da displasica | Coxar. 2da postrau. | Coxar. 2da otra causa | NICF   | Necrosis postrau. | Artritis inflam. |        | Otras |
| CST                | Excelente- | N      | 39          |                       | 2                   | 2                     | 6      | 1                 | 15               | 3      | 68    |
|                    | Muy bueno  | %      | 65,0%       |                       | 66,7%               | 100,0%                | 54,5%  | 100,0%            | 88,2%            | 50,0%  | 66,7% |
|                    | Bueno      | N      | 8           |                       |                     |                       | 2      |                   | 1                | 2      | 13    |
|                    |            | %      | 13,3%       |                       |                     |                       | 18,2%  |                   | 5,9%             | 33,3%  | 12,7% |
|                    | Regular    | N      | 10          | 1                     |                     |                       |        |                   |                  | 1      | 12    |
|                    |            | %      | 16,7%       | 50,0%                 |                     |                       |        |                   |                  | 16,7%  | 11,8% |
| Total              | N          | 60     | 2           | 3                     | 2                   | 11                    | 1      | 17                | 6                | 102    |       |
|                    | %          | 100,0% | 100,0%      | 100,0%                | 100,0%              | 100,0%                | 100,0% | 100,0%            | 100,0%           | 100,0% |       |
| CM                 | Excelente- | N      | 17          | 1                     | 2                   | 1                     | 11     |                   | 7                | 5      | 44    |
|                    | Muy bueno  | %      | 34,7%       | 10,0%                 | 100,0%              | 25,0%                 | 68,8%  |                   | 77,8%            | 71,4%  | 44,0% |
|                    | Bueno      | N      | 8           | 5                     |                     | 1                     | 3      |                   |                  |        | 17    |
|                    |            | %      | 16,3%       | 50,0%                 |                     | 25,0%                 | 18,8%  |                   |                  |        | 17,0% |
|                    | Regular    | N      | 17          |                       |                     | 2                     | 2      | 3                 | 2                | 1      | 27    |
|                    |            | %      | 34,7%       |                       |                     | 50,0%                 | 12,5%  | 100,0%            | 22,2%            | 14,3%  | 27,0% |
| Total              | N          | 49     | 10          | 2                     | 4                   | 16                    | 3      | 9                 | 7                | 100    |       |
|                    | %          | 100,0% | 100,0%      | 100,0%                | 100,0%              | 100,0%                | 100,0% | 100,0%            | 100,0%           | 100,0% |       |

Anexo



**Gráfica 4.6.**

**Merle Total final por Modelo de Prótesis y Etiología**



En la gráfica 4.6. siguiendo el criterio especificado en el capítulo de Material (tabla 3.1.), el 1 refleja los datos referentes a la coxartrosis primaria, el 2 los correspondientes a la coxartrosis secundaria displásica, el 3 los de la coxartrosis secundaria postraumática, el 4 los de la coxartrosis secundaria a otra casusa, el 5 los de la NICF, el 6 los de la necrosis postraumática, el 7 los de las artropatías inflamatorias, y finalmente el 8 los correspondientes a otras etiologías. La misma metodología se ha aplicado a las gráficas que aparecen a continuación referentes a la relación entre dolor y etiología.

**Tabla 4.10.**

**Merle Total final por Modelo de Prótesis y Etiología**

|                           |            | <b>Etiología</b> |                      |                    |                      |       |                   |                  |       |       |
|---------------------------|------------|------------------|----------------------|--------------------|----------------------|-------|-------------------|------------------|-------|-------|
|                           |            | Coxar. 1era      | Coxar.2da displasica | Coxar.2da postrau. | Coxar.2da otra causa | NICF  | Necrosis postrau. | Artritis inflam. | Otras |       |
| <b>Modelo de prótesis</b> | <b>CST</b> | N                | 60                   | 2                  | 3                    | 2     | 11                | 1                | 17    | 6     |
|                           |            | Mínimo           | 8                    | 12                 | 3                    | 17    | 7                 | 18               | 9     | 14    |
|                           |            | Máximo           | 18                   | 13                 | 18                   | 18    | 18                | 18               | 18    | 18    |
|                           |            | Media            | 16,47                | 12,50              | 12,67                | 17,50 | 15,18             | 18,00            | 17,00 | 16,33 |
|                           |            | Desv. típ.       | 2,05                 | ,71                | 8,39                 | ,71   | 3,46              | ,                | 2,15  | 1,37  |
|                           | <b>CM</b>  | N                | 49                   | 10                 | 2                    | 4     | 16                | 3                | 9     | 7     |
|                           |            | Mínimo           | 8                    | 11                 | 18                   | 13    | 14                | 14               | 13    | 10    |
|                           |            | Máximo           | 18                   | 17                 | 18                   | 18    | 18                | 15               | 18    | 18    |
|                           |            | Media            | 15,29                | 14,10              | 18,00                | 15,75 | 16,94             | 14,33            | 16,67 | 16,29 |
|                           |            | Desv. típ.       | 2,31                 | 2,13               | ,00                  | 2,06  | 1,34              | ,58              | 1,66  | 2,87  |
| <b>Total Etiología</b>    | N          | 109              | 12                   | 5                  | 6                    | 27    | 4                 | 26               | 13    |       |
|                           | Mínimo     | 8                | 11                   | 3                  | 13                   | 7     | 14                | 9                | 10    |       |
|                           | Máximo     | 18               | 17                   | 18                 | 18                   | 18    | 18                | 18               | 18    |       |
|                           | Media      | 15,94            | 13,83                | 14,80              | 16,33                | 16,22 | 15,25             | 16,88            | 16,31 |       |
|                           | Desv. típ. | 2,24             | 2,04                 | 6,61               | 1,86                 | 2,53  | 1,89              | 1,97             | 2,21  |       |

Tabla 4.13.

**Dolor evolutivo por Modelo de Prótesis**

|     |           |   | Tiempo (años) |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |
|-----|-----------|---|---------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|     |           |   | 1             | 2      | 3      | 4      | 5      | 6      | 7      | 8      | 9      | 10     | >10    |
| CST | Muy Bueno | N | 74            | 77     | 72     | 58     | 52     | 52     | 38     | 26     | 15     | 6      | 1      |
|     |           | % | 73,3%         | 78,6%  | 75,0%  | 65,9%  | 61,2%  | 67,5%  | 59,4%  | 59,1%  | 57,7%  | 54,5%  | 50,0%  |
|     | Bueno     | N | 21            | 18     | 20     | 25     | 28     | 22     | 22     | 17     | 10     | 4      |        |
|     |           | % | 20,8%         | 18,4%  | 20,8%  | 28,4%  | 32,9%  | 28,6%  | 34,4%  | 38,6%  | 38,5%  | 36,4%  |        |
|     | Regular   | N | 1             | 1      | 2      | 4      | 4      | 2      | 2      | 1      | 1      | 1      | 1      |
|     |           | % | 1,0%          | 1,0%   | 2,1%   | 4,5%   | 4,7%   | 2,6%   | 3,1%   | 2,3%   | 3,8%   | 9,1%   | 50,0%  |
|     | Malo      | N | 5             | 2      | 2      | 1      | 1      | 1      | 2      |        |        |        |        |
|     |           | % | 5,0%          | 2,0%   | 2,1%   | 1,1%   | 1,2%   | 1,3%   | 3,1%   |        |        |        |        |
|     | Total     | N | 101           | 98     | 96     | 88     | 85     | 77     | 64     | 44     | 26     | 11     | 2      |
|     |           | % | 100,0%        | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| CM  | Muy Bueno | N | 60            | 64     | 63     | 58     | 54     | 52     | 45     | 48     | 46     | 43     | 28     |
|     |           | % | 60,6%         | 66,7%  | 65,6%  | 61,1%  | 60,0%  | 61,2%  | 56,3%  | 63,2%  | 62,2%  | 63,2%  | 58,3%  |
|     | Bueno     | N | 30            | 25     | 27     | 29     | 28     | 25     | 27     | 22     | 19     | 14     | 15     |
|     |           | % | 30,3%         | 26,0%  | 28,1%  | 30,5%  | 31,1%  | 29,4%  | 33,8%  | 28,9%  | 25,7%  | 20,6%  | 31,3%  |
|     | Regular   | N | 7             | 6      | 5      | 5      | 7      | 8      | 8      | 5      | 8      | 10     | 5      |
|     |           | % | 7,1%          | 6,3%   | 5,2%   | 5,3%   | 7,8%   | 9,4%   | 10,0%  | 6,6%   | 10,8%  | 14,7%  | 10,4%  |
|     | Malo      | N | 2             | 1      | 1      | 3      | 1      |        |        | 1      | 1      | 1      |        |
|     |           | % | 2,0%          | 1,0%   | 1,0%   | 3,2%   | 1,1%   |        |        | 1,3%   | 1,4%   | 1,5%   |        |
|     | Total     | N | 99            | 96     | 96     | 95     | 90     | 85     | 80     | 76     | 74     | 68     | 48     |
|     |           | % | 100,0%        | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |

Tabla 4.14

**Dolor final por Modelo de Prótesis y Edad**

| Modelo de prótesis |           |   | Edad (años)      |                 |                 |                 |                | Total  |
|--------------------|-----------|---|------------------|-----------------|-----------------|-----------------|----------------|--------|
|                    |           |   | Menos de 28 años | De 29 a 42 años | De 43 a 56 años | De 57 a 70 años | Más de 71 años |        |
| CST                | Muy bueno | N | 1                |                 | 6               | 39              | 5              | 51     |
|                    |           | % | 25,0%            |                 | 42,9%           | 61,9%           | 26,3%          | 50,0%  |
|                    | Bueno     | N | 3                | 2               | 5               | 18              | 7              | 35     |
|                    |           | % | 75,0%            | 100,0%          | 35,7%           | 28,6%           | 36,8%          | 34,3%  |
|                    | Regular   | N |                  |                 | 1               | 2               | 4              | 7      |
|                    |           | % |                  |                 | 7,1%            | 3,2%            | 21,1%          | 6,9%   |
|                    | Malo      | N |                  |                 | 2               | 4               | 3              | 9      |
|                    |           | % |                  |                 | 14,3%           | 6,3%            | 15,8%          | 8,8%   |
|                    | Total     | N | 4                | 2               | 14              | 63              | 19             | 102    |
|                    |           | % | 100,0%           | 100,0%          | 100,0%          | 100,0%          | 100,0%         | 100,0% |
| CM                 | Muy bueno | N | 3                | 8               | 20              | 19              |                | 50     |
|                    |           | % | 100,0%           | 72,7%           | 40,8%           | 51,4%           |                | 50,0%  |
|                    | Bueno     | N |                  |                 | 18              | 11              |                | 29     |
|                    |           | % |                  |                 | 36,7%           | 29,7%           |                | 29,0%  |
|                    | Regular   | N |                  | 2               | 9               | 4               |                | 15     |
|                    |           | % |                  | 18,2%           | 18,4%           | 10,8%           |                | 15,0%  |
|                    | Malo      | N |                  | 1               | 2               | 3               |                | 6      |
|                    |           | % |                  | 9,1%            | 4,1%            | 8,1%            |                | 6,0%   |
|                    | Total     | N | 3                | 11              | 49              | 37              |                | 100    |
|                    |           | % | 100,0%           | 100,0%          | 100,0%          | 100,0%          |                | 100,0% |

Gráfica 4.9.

Dolor final por Modelo de Prótesis y Edad

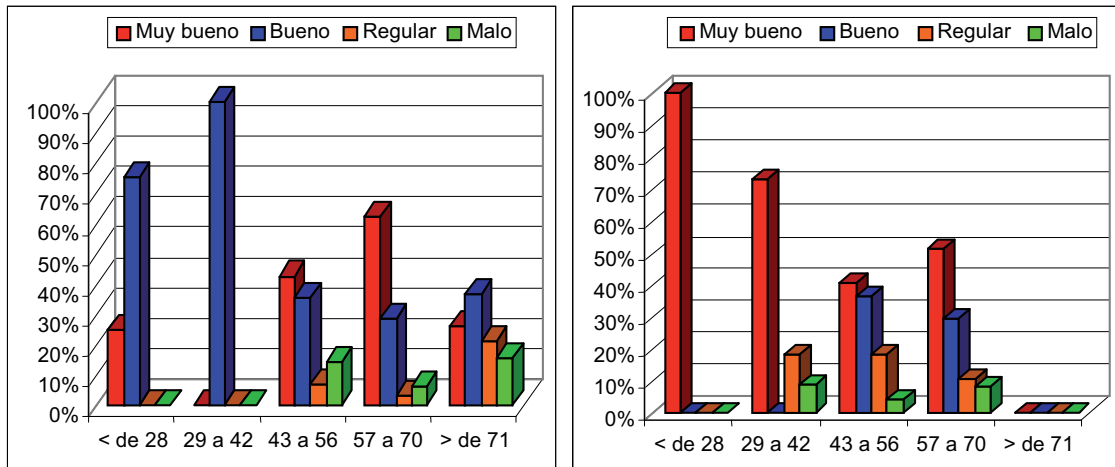


Tabla 4.15

Dolor final por Modelo de Prótesis y Sexo

| Modelo de prótesis |           | Sexo   |        | Total |       |
|--------------------|-----------|--------|--------|-------|-------|
|                    |           | Hombre | Mujer  |       |       |
| CST                | Muy bueno | N      | 20     | 31    | 51    |
|                    |           | %      | 60,6%  | 44,9% | 50,0% |
|                    | Bueno     | N      | 8      | 27    | 35    |
|                    |           | %      | 24,2%  | 39,1% | 34,3% |
|                    | Regular   | N      | 1      | 6     | 7     |
|                    |           | %      | 3,0%   | 8,7%  | 6,9%  |
|                    | Malo      | N      | 4      | 5     | 9     |
|                    |           | %      | 12,1%  | 7,2%  | 8,8%  |
| <b>Total</b>       | N         | 33     | 69     | 102   |       |
| %                  | 100,0%    | 100,0% | 100,0% |       |       |
| CM                 | Muy bueno | N      | 35     | 15    | 50    |
|                    |           | %      | 61,4%  | 34,9% | 50,0% |
|                    | Bueno     | N      | 14     | 15    | 29    |
|                    |           | %      | 24,6%  | 34,9% | 29,0% |
|                    | Regular   | N      | 5      | 10    | 15    |
|                    |           | %      | 8,8%   | 23,3% | 15,0% |
|                    | Malo      | N      | 3      | 3     | 6     |
|                    |           | %      | 5,3%   | 7,0%  | 6,0%  |
| <b>Total</b>       | N         | 57     | 43     | 100   |       |
| %                  | 100,0%    | 100,0% | 100,0% |       |       |

Tabla 4.16.

Dolor final por Modelo de Prótesis y Etiología

| Modelo de prótesis | Etiología   |                       |                    |                      |        |                   |                  |        |        | Total  |        |
|--------------------|-------------|-----------------------|--------------------|----------------------|--------|-------------------|------------------|--------|--------|--------|--------|
|                    | Coxar. 1era | Coxar. 2da displasica | Coxar.2da postrau. | Coxar.2da otra causa | NICF   | Necrosis postrau. | Artritis inflam. | Otras  |        |        |        |
| CST                | Muy bueno   | N                     | 32                 |                      | 2      | 1                 | 3                | 1      | 10     | 2      | 51     |
|                    |             | %                     | 53,3%              |                      | 66,7%  | 50,0%             | 27,3%            | 100,0% | 58,8%  | 33,3%  | 50,0%  |
|                    | Bueno       | N                     | 20                 |                      |        | 1                 | 5                |        | 6      | 3      | 35     |
|                    |             | %                     | 33,3%              |                      |        | 50,0%             | 45,5%            |        | 35,3%  | 50,0%  | 34,3%  |
|                    | Regular     | N                     | 5                  | 1                    |        |                   |                  |        |        | 1      | 7      |
|                    |             | %                     | 8,3%               | 50,0%                |        |                   |                  |        |        | 16,7%  | 6,9%   |
|                    | Malo        | N                     | 3                  | 1                    | 1      |                   | 3                |        | 1      |        | 9      |
|                    |             | %                     | 5,0%               | 50,0%                | 33,3%  |                   | 27,3%            |        | 5,9%   |        | 8,8%   |
|                    | Total       | N                     | 60                 | 2                    | 3      | 2                 | 11               | 1      | 17     | 6      | 102    |
|                    |             | %                     | 100,0%             | 100,0%               | 100,0% | 100,0%            | 100,0%           | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| CM                 | Muy bueno   | N                     | 21                 | 3                    | 2      | 3                 | 10               |        | 7      | 4      | 50     |
|                    |             | %                     | 42,9%              | 30,0%                | 100,0% | 75,0%             | 62,5%            |        | 77,8%  | 57,1%  | 50,0%  |
|                    | Bueno       | N                     | 18                 | 4                    |        |                   | 4                | 1      | 1      | 1      | 29     |
|                    |             | %                     | 36,7%              | 40,0%                |        |                   | 25,0%            | 33,3%  | 11,1%  | 14,3%  | 29,0%  |
|                    | Regular     | N                     | 6                  | 1                    |        | 1                 | 2                | 2      | 1      | 2      | 15     |
|                    |             | %                     | 12,2%              | 10,0%                |        | 25,0%             | 12,5%            | 66,7%  | 11,1%  | 28,6%  | 15,0%  |
|                    | Malo        | N                     | 4                  | 2                    |        |                   |                  |        |        |        | 6      |
|                    |             | %                     | 8,2%               | 20,0%                |        |                   |                  |        |        |        | 6,0%   |
|                    | Total       | N                     | 49                 | 10                   | 2      | 4                 | 16               | 3      | 9      | 7      | 100    |
|                    |             | %                     | 100,0%             | 100,0%               | 100,0% | 100,0%            | 100,0%           | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |

Gráfica 4.11.

Dolor final por Modelo de Prótesis y Etiología

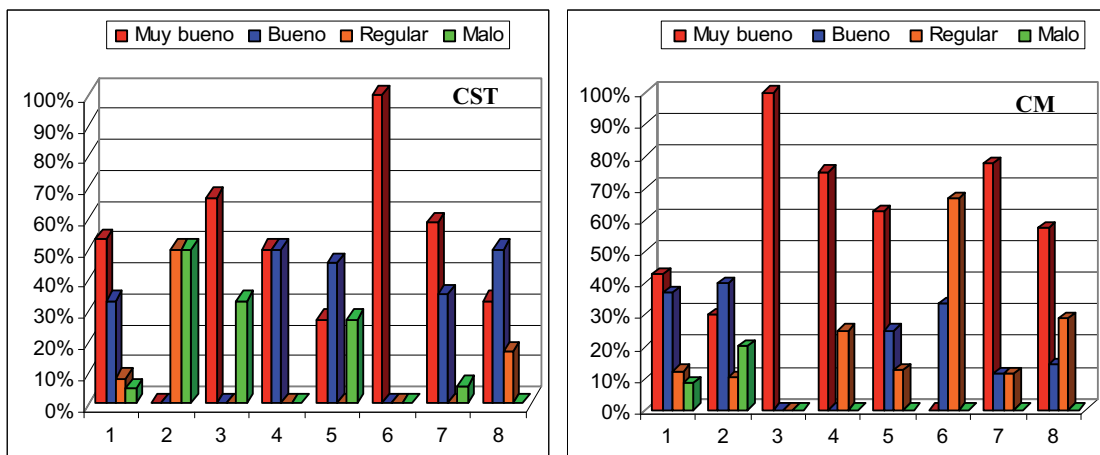


Tabla 4.17.

**Dolor final por Modelo de Prótesis y Etiología**

|                           |           | <b>Etiología</b> |                      |                    |                      |      |                   |                  |       |      |
|---------------------------|-----------|------------------|----------------------|--------------------|----------------------|------|-------------------|------------------|-------|------|
|                           |           | Coxar. 1era      | Coxar.2da displasica | Coxar.2da postrau. | Coxar.2da otra causa | NICF | Necrosis postrau. | Artritis Inflam. | Otras |      |
| <b>Modelo de prótesis</b> | CST       | N                | 60                   | 2                  | 3                    | 2    | 11                | 1                | 17    | 6    |
|                           |           | Mínimo           | 1                    | 3                  | 1                    | 5    | 1                 | 6                | 1     | 4    |
|                           |           | Máximo           | 6                    | 4                  | 6                    | 6    | 6                 | 6                | 6     | 6    |
|                           |           | Media            | 5,32                 | 3,50               | 4,33                 | 5,50 | 4,55              | 6,00             | 5,35  | 5,17 |
|                           |           | Desv. típ        | ,97                  | ,71                | 2,89                 | ,71  | 1,57              | ,                | 1,22  | ,75  |
|                           | CM        | N                | 49                   | 10                 | 2                    | 4    | 16                | 3                | 9     | 7    |
|                           |           | Mínimo           | 3                    | 2                  | 6                    | 4    | 4                 | 4                | 4     | 4    |
|                           |           | Máximo           | 6                    | 6                  | 6                    | 6    | 6                 | 5                | 6     | 6    |
|                           |           | Media            | 5,14                 | 4,70               | 6,00                 | 5,50 | 5,50              | 4,33             | 5,67  | 5,29 |
|                           |           | Desv. típ        | ,94                  | 1,34               | ,00                  | 1,00 | ,73               | ,58              | ,71   | ,95  |
| <b>Total Etiología</b>    | N         | 109              | 12                   | 5                  | 6                    | 27   | 4                 | 26               | 13    |      |
|                           | Mínimo    | 1                | 2                    | 1                  | 4                    | 1    | 4                 | 1                | 4     |      |
|                           | Máximo    | 6                | 6                    | 6                  | 6                    | 6    | 6                 | 6                | 6     |      |
|                           | Media     | 5,24             | 4,50                 | 5,00               | 5,50                 | 5,11 | 4,75              | 5,46             | 5,23  |      |
|                           | Desv. típ | ,95              | 1,31                 | 2,24               | ,84                  | 1,22 | ,96               | 1,07             | ,83   |      |

Tabla 4.19.

**Movilidad final por Modelo de Prótesis**

|                        |              | <b>Modelo de prótesis</b> |        | <b>Total</b> |        |
|------------------------|--------------|---------------------------|--------|--------------|--------|
|                        |              | CST                       | CM     |              |        |
| <b>Merle Movilidad</b> | 1            | N                         | 1      | 1            | 2      |
|                        |              | %                         | 1,0%   | 1,0%         | 1,0%   |
|                        | 3            | N                         | 1      | 1            | 2      |
|                        |              | %                         | 1,0%   | 1,0%         | 1,0%   |
|                        | 4            | N                         |        | 7            | 7      |
|                        |              | %                         |        | 7,0%         | 3,5%   |
|                        | 5            | N                         | 18     | 33           | 51     |
|                        |              | %                         | 17,6%  | 33,0%        | 25,2%  |
|                        | 6            | N                         | 82     | 58           | 140    |
|                        |              | %                         | 80,4%  | 58,0%        | 69,3%  |
|                        | <b>Total</b> | N                         | 102    | 100          | 202    |
|                        |              | %                         | 100,0% | 100,0%       | 100,0% |

Tabla 4.20.

Movilidad evolutiva por Modelo de Prótesis

|     |       | Tiempo (años) |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |
|-----|-------|---------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
|     |       | 1             | 2     | 3     | 4     | 5     | 6     | 7     | 8     | 9     | 10    | >10   |       |
| CST | 1     | N             | 1     | 1     |       |       |       |       |       |       |       |       |       |
|     |       | %             | 1,0%  | 1,0%  |       |       |       |       |       |       |       |       |       |
|     | 3     | N             |       |       |       | 1     | 1     |       |       |       |       |       |       |
|     |       | %             |       |       |       | 1,1%  | 1,2%  |       |       |       |       |       |       |
|     | 4     | N             | 2     | 1     | 1     | 2     |       |       |       |       |       |       |       |
|     |       | %             | 2,0%  | 1,0%  | 1,0%  | 2,3%  |       |       |       |       |       |       |       |
|     | 5     | N             | 20    | 14    | 12    | 10    | 8     | 11    | 7     | 7     | 1     |       |       |
|     |       | %             | 19,8% | 14,3% | 12,5% | 11,4% | 9,4%  | 14,3% | 10,9% | 15,9% | 3,8%  |       |       |
|     | 6     | N             | 78    | 82    | 83    | 75    | 76    | 66    | 57    | 37    | 25    | 11    | 2     |
|     |       | %             | 77,2% | 83,7% | 86,5% | 85,2% | 89,4% | 85,7% | 89,1% | 84,1% | 96,2% | 100%  | 100%  |
|     | Total | N             | 101   | 98    | 96    | 88    | 85    | 77    | 64    | 44    | 26    | 11    | 2     |
|     |       | %             | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  |
| CM  | 1     | N             | 1     | 1     | 1     | 1     | 1     |       |       |       |       |       |       |
|     |       | %             | 1,0%  | 1,0%  | 1,0%  | 1,1%  | 1,1%  | 1,2%  |       |       |       |       |       |
|     | 3     | N             |       |       |       |       |       |       | 1     | 1     |       | 1     |       |
|     |       | %             |       |       |       |       |       |       | 1,3%  | 1,3%  |       | 1,5%  |       |
|     | 4     | N             | 4     | 4     | 3     | 4     | 3     | 4     | 2     | 1     | 3     | 1     | 1     |
|     |       | %             | 4,0%  | 4,2%  | 3,1%  | 4,2%  | 3,3%  | 4,7%  | 2,5%  | 1,3%  | 4,1%  | 1,5%  | 2,1%  |
|     | 5     | N             | 19    | 17    | 23    | 24    | 20    | 19    | 21    | 25    | 25    | 24    | 18    |
|     |       | %             | 19,2% | 17,7% | 24,0% | 25,3% | 22,2% | 22,4% | 26,3% | 32,9% | 33,8% | 35,3% | 37,5% |
|     | 6     | N             | 75    | 74    | 69    | 66    | 66    | 61    | 56    | 49    | 46    | 42    | 29    |
|     |       | %             | 75,8% | 77,1% | 71,9% | 69,5% | 73,3% | 71,8% | 70,0% | 64,5% | 62,2% | 61,8% | 60,4% |
|     | Total | N             | 99    | 96    | 96    | 95    | 90    | 85    | 80    | 76    | 74    | 68    | 48    |
|     |       | %             | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  |

Tabla 4.22.

Marcha final por Modelo de prótesis

|              |   | Modelo de prótesis |        | Total  |       |
|--------------|---|--------------------|--------|--------|-------|
|              |   | CST                | CM     |        |       |
| Merle Marcha | 1 | N                  | 2      | 2      |       |
|              |   | %                  | 2,0%   | 1,0%   |       |
|              | 2 | N                  | 1      | 2      | 3     |
|              |   | %                  | 1,0%   | 2,0%   | 1,5%  |
|              | 3 | N                  | 3      | 7      | 10    |
|              |   | %                  | 2,9%   | 7,0%   | 5,0%  |
|              | 4 | N                  | 12     | 22     | 34    |
|              |   | %                  | 11,8%  | 22,0%  | 16,8% |
|              | 5 | N                  | 21     | 27     | 48    |
|              |   | %                  | 20,6%  | 27,0%  | 23,8% |
|              | 6 | N                  | 63     | 42     | 105   |
|              |   | %                  | 61,8%  | 42,0%  | 52,0% |
| Total        | N | 102                | 100    | 202    |       |
|              | % | 100,0%             | 100,0% | 100,0% |       |

Tabla 4.23.

Marcha evolutiva por Modelo de prótesis

|     |              | Tiempo (años) |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |
|-----|--------------|---------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
|     |              | 1             | 2     | 3     | 4     | 5     | 6     | 7     | 8     | 9     | 10    | >10   |       |
| CST | 1            | N             | 2     | 1     |       |       |       |       |       |       |       |       |       |
|     |              | %             | 2,0%  | 1,0%  |       |       |       |       |       |       |       |       |       |
|     | 2            | N             | 1     |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |
|     |              | %             | 1,0%  |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |
|     | 3            | N             | 1     |       |       |       |       |       | 1     |       |       |       |       |
|     |              | %             | 1,0%  |       |       |       |       |       | 1,6%  |       |       |       |       |
|     | 4            | N             | 9     | 7     | 9     | 8     | 8     | 6     | 4     | 2     | 1     | 1     |       |
|     |              | %             | 8,9%  | 7,1%  | 9,4%  | 9,1%  | 9,4%  | 7,8%  | 6,3%  | 4,5%  | 3,8%  | 9,1%  |       |
|     | 5            | N             | 24    | 20    | 18    | 21    | 12    | 14    | 14    | 10    | 4     | 3     |       |
|     |              | %             | 23,8% | 20,4% | 18,8% | 23,9% | 14,1% | 18,2% | 21,9% | 22,7% | 15,4% | 27,3% |       |
|     | 6            | N             | 64    | 70    | 69    | 59    | 65    | 57    | 45    | 32    | 21    | 7     | 2     |
|     |              | %             | 63,4% | 71,4% | 71,9% | 67,0% | 76,5% | 74,0% | 70,3% | 72,7% | 80,8% | 63,6% | 100%  |
|     | <b>Total</b> | N             | 101   | 98    | 96    | 88    | 85    | 77    | 64    | 44    | 26    | 11    | 2     |
|     |              | %             | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  |
| CM  | 2            | N             | 2     | 1     |       |       |       |       |       | 1     | 1     |       |       |
|     |              | %             | 2,0%  | 1,0%  |       |       |       |       |       | 1,4%  | 1,5%  |       |       |
|     | 3            | N             | 5     |       | 1     | 2     | 2     | 1     | 1     | 1     | 2     | 4     | 3     |
|     |              | %             | 5,1%  |       | 1,0%  | 2,1%  | 2,2%  | 1,2%  | 1,3%  | 1,3%  | 2,7%  | 5,9%  | 6,3%  |
|     | 4            | N             | 13    | 13    | 12    | 10    | 10    | 13    | 16    | 14    | 12    | 12    | 11    |
|     |              | %             | 13,1% | 13,5% | 12,5% | 10,5% | 11,1% | 15,3% | 20,0% | 18,4% | 16,2% | 17,6% | 22,9% |
|     | 5            | N             | 29    | 29    | 30    | 32    | 33    | 26    | 21    | 22    | 20    | 16    | 14    |
|     |              | %             | 29,3% | 30,2% | 31,3% | 33,7% | 36,7% | 30,6% | 26,3% | 28,9% | 27,0% | 23,5% | 29,2% |
|     | 6            | N             | 50    | 53    | 53    | 51    | 45    | 45    | 42    | 39    | 39    | 35    | 20    |
|     |              | %             | 50,5% | 55,2% | 55,2% | 53,7% | 50,0% | 52,9% | 52,5% | 51,3% | 52,7% | 51,5% | 41,7% |
|     | <b>Total</b> | N             | 99    | 96    | 96    | 95    | 90    | 85    | 80    | 76    | 74    | 68    | 48    |
|     |              | %             | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  | 100%  |

## 7.2.2. Anexo resultados estudio radiográfico.

Tabla 4.24.

Migración Craneal final por Modelo de Prótesis

|                          |              | Modelo de prótesis |        | Total  |        |
|--------------------------|--------------|--------------------|--------|--------|--------|
|                          |              | CST                | CM     |        |        |
| <b>Migración Craneal</b> | 0 mm         | N                  | 53     | 25     | 78     |
|                          |              | %                  | 52,0%  | 25,0%  | 38,6%  |
|                          | De 0 a 5     | N                  | 23     | 19     | 42     |
|                          |              | %                  | 22,5%  | 19,0%  | 20,8%  |
|                          | De 6 a 11    | N                  | 12     | 25     | 37     |
|                          |              | %                  | 11,8%  | 25,0%  | 18,3%  |
|                          | De 12 a 17   | N                  | 9      | 22     | 31     |
|                          |              | %                  | 8,8%   | 22,0%  | 15,3%  |
|                          | > 17 mm      | N                  | 5      | 9      | 14     |
|                          |              | %                  | 4,9%   | 9,0%   | 6,9%   |
|                          | <b>Total</b> | N                  | 102    | 100    | 202    |
|                          |              | %                  | 100,0% | 100,0% | 100,0% |

Tabla 4.25.

Migración Craneal evolutiva por Modelo de Prótesis

|                      |     | CST   |                 | CM    |                 |
|----------------------|-----|-------|-----------------|-------|-----------------|
|                      |     | Media | Desviación típ. | Media | Desviación típ. |
| <b>Tiempo (años)</b> | 0   | ,00   | ,00             | ,00   | ,00             |
|                      | 1   | ,72   | 2,77            | 1,02  | 2,10            |
|                      | 2   | 1,17  | 1,93            | 1,54  | 2,14            |
|                      | 3   | 1,63  | 2,85            | 1,95  | 2,53            |
|                      | 4   | 1,42  | 2,41            | 3,80  | 4,08            |
|                      | 5   | 1,94  | 3,00            | 4,59  | 4,46            |
|                      | 6   | 2,79  | 4,02            | 5,09  | 4,83            |
|                      | 7   | 3,28  | 5,55            | 5,14  | 4,95            |
|                      | 8   | 2,28  | 3,95            | 6,35  | 5,48            |
|                      | 9   | 4,52  | 6,10            | 7,51  | 6,71            |
|                      | 10  | 6,70  | 7,93            | 8,14  | 7,21            |
|                      | >10 | 7,50  | 10,61           | 7,94  | 7,30            |



Tabla 4.26.

Protrusión Intrapélvica final por Modelo de Prótesis

|                               |           |        | Modelo de prótesis |        | Total |
|-------------------------------|-----------|--------|--------------------|--------|-------|
|                               |           |        | CST                | CM     |       |
| <b>Protusión Intrapélvica</b> | 0 mm      | N      | 65                 | 30     | 95    |
|                               |           | %      | 63,7%              | 30,0%  | 47,0% |
|                               | De 0 a 5  | N      | 27                 | 33     | 60    |
|                               |           | %      | 26,5%              | 33,0%  | 29,7% |
|                               | De 6 a 11 | N      | 7                  | 24     | 31    |
|                               |           | %      | 6,9%               | 24,0%  | 15,3% |
|                               | > 11 mm   | N      | 3                  | 13     | 16    |
|                               |           | %      | 2,9%               | 13,0%  | 7,9%  |
| <b>Total</b>                  | N         | 102    | 100                | 202    |       |
|                               | %         | 100,0% | 100,0%             | 100,0% |       |

Tabla 4.27.

Protrusión Intrapélvica evolutiva por Modelo de Prótesis

|                      |     | CST |       |              | CM  |       |              |
|----------------------|-----|-----|-------|--------------|-----|-------|--------------|
|                      |     | N   | Media | Desv. Típica | N   | Media | Desv. Típica |
| <b>Tiempo (años)</b> | 0   | 102 | ,00   | ,00          | 100 | ,00   | ,00          |
|                      | 1   | 101 | ,21   | ,69          | 99  | ,42   | ,83          |
|                      | 2   | 98  | ,49   | 1,00         | 96  | ,74   | 1,37         |
|                      | 3   | 96  | ,70   | 1,57         | 96  | ,98   | 1,47         |
|                      | 4   | 88  | ,57   | 1,37         | 95  | 1,92  | 2,32         |
|                      | 5   | 85  | ,88   | 1,88         | 90  | 2,62  | 2,75         |
|                      | 6   | 77  | 1,42  | 2,72         | 85  | 3,09  | 3,14         |
|                      | 7   | 64  | 1,56  | 3,13         | 80  | 3,14  | 3,33         |
|                      | 8   | 44  | ,92   | 2,44         | 76  | 3,70  | 3,57         |
|                      | 9   | 26  | 1,56  | 3,27         | 74  | 4,53  | 4,61         |
|                      | 10  | 11  | 4,20  | 6,09         | 68  | 4,80  | 4,84         |
|                      | >10 | 2   | 5,00  | 7,07         | 48  | 4,90  | 4,98         |

Tabla 4.28.

Variación Angulo de Inclinación final por Modelo de Prótesis

|                              |              | <i>Modelo de prótesis</i> |        | Total  |       |
|------------------------------|--------------|---------------------------|--------|--------|-------|
|                              |              | CST                       | CM     |        |       |
| <b>Angulo de Inclinación</b> | 0°           | N                         | 42     | 29     | 71    |
|                              |              | %                         | 41,2%  | 29,0%  | 35,1% |
|                              | De 0° a 5°   | N                         | 42     | 32     | 74    |
|                              |              | %                         | 41,2%  | 32,0%  | 36,6% |
|                              | De 6° a 11°  | N                         | 12     | 22     | 34    |
|                              |              | %                         | 11,8%  | 22,0%  | 16,8% |
|                              | De 12° a 17° | N                         | 3      | 9      | 12    |
|                              |              | %                         | 2,9%   | 9,0%   | 5,9%  |
|                              | > 17°        | N                         | 3      | 8      | 11    |
|                              |              | %                         | 2,9%   | 8,0%   | 5,4%  |
| <b>Total</b>                 | N            | 102                       | 100    | 202    |       |
|                              | %            | 100,0%                    | 100,0% | 100,0% |       |

Tabla 4.29.

Angulo de Inclinación evolutivo por Modelo de Prótesis

|                      |     | <i>CST</i> |       |              | <i>CM</i> |       |              |
|----------------------|-----|------------|-------|--------------|-----------|-------|--------------|
|                      |     | N          | Media | Desv. Típica | N         | Media | Desv. Típica |
| <b>Tiempo (años)</b> | 0   | 102        | 42,49 | 8,69         | 100       | 42,52 | 8,66         |
|                      | 1   | 101        | 42,39 | 8,34         | 99        | 42,82 | 7,47         |
|                      | 2   | 98         | 42,34 | 6,85         | 96        | 40,90 | 8,03         |
|                      | 3   | 96         | 41,49 | 9,88         | 96        | 40,55 | 5,96         |
|                      | 4   | 88         | 43,55 | 7,01         | 95        | 40,35 | 8,47         |
|                      | 5   | 85         | 43,35 | 7,59         | 90        | 38,52 | 10,63        |
|                      | 6   | 77         | 42,12 | 11,07        | 85        | 37,86 | 9,38         |
|                      | 7   | 64         | 43,09 | 9,42         | 80        | 38,16 | 8,64         |
|                      | 8   | 44         | 44,75 | 8,45         | 76        | 38,28 | 10,40        |
|                      | 9   | 26         | 46,16 | 10,46        | 74        | 38,12 | 9,70         |
|                      | 10  | 11         | 42,60 | 11,15        | 68        | 38,00 | 9,40         |
|                      | >10 | 2          | 49,00 | 7,07         | 48        | 40,08 | 11,56        |

Tabla 4.30.

Variación Angulo de Inclinación respecto Migración Craneal final por Modelo de Prótesis

| Migración Craneal |             |       | Modelo de prótesis |        | Total  |
|-------------------|-------------|-------|--------------------|--------|--------|
|                   |             |       | CST                | CM     |        |
| No migrados       | 0°          | N     | 31                 | 20     | 51     |
|                   |             | %     | 58,5%              | 80,0%  | 65,4%  |
|                   | De 0° a 5°  | N     | 18                 | 4      | 22     |
|                   |             | %     | 34,0%              | 16,0%  | 28,2%  |
|                   | De 6° a 11° | N     | 2                  | 1      | 3      |
| %                 |             | 3,8%  | 4,0%               | 3,8%   |        |
| > 17°             | N           | 2     |                    | 2      |        |
|                   | %           | 3,8%  |                    | 2,6%   |        |
| <b>Total</b>      |             | N     | 53                 | 25     | 78     |
|                   |             | %     | 100,0%             | 100,0% | 100,0% |
| Migrados          | 0°          | N     | 11                 | 9      | 20     |
|                   |             | %     | 22,4%              | 12,0%  | 16,1%  |
|                   | De 0° a 5°  | N     | 24                 | 28     | 52     |
|                   |             | %     | 49,0%              | 37,3%  | 41,9%  |
|                   | De 6° a 11° | N     | 10                 | 21     | 31     |
| %                 |             | 20,4% | 28,0%              | 25,0%  |        |
| De 12° a 17°      | N           | 3     | 9                  | 12     |        |
|                   | %           | 6,1%  | 12,0%              | 9,7%   |        |
| > 17°             | N           | 1     | 8                  | 9      |        |
|                   | %           | 2,0%  | 10,7%              | 7,3%   |        |
| <b>Total</b>      |             | N     | 49                 | 75     | 124    |
|                   |             | %     | 100,0%             | 100,0% | 100,0% |

Tabla 4.31.

Protrusión Intrapélvica respecto Migración Craneal final por Modelo de Prótesis

| Migración Craneal |              |       | Modelo de prótesis |        | Total  |
|-------------------|--------------|-------|--------------------|--------|--------|
|                   |              |       | CST                | CM     |        |
| No migrados       | 0 mm         | N     | 49                 | 24     | 73     |
|                   |              | %     | 92,5%              | 96,0%  | 93,6%  |
|                   | De 0 a 5     | N     | 4                  | 1      | 5      |
|                   |              | %     | 7,5%               | 4,0%   | 6,4%   |
|                   | <b>Total</b> |       | N                  | 53     | 25     |
|                   |              | %     | 100,0%             | 100,0% | 100,0% |
| Migrados          | 0 mm         | N     | 16                 | 6      | 22     |
|                   |              | %     | 32,7%              | 8,0%   | 17,7%  |
|                   | De 0 a 5     | N     | 23                 | 32     | 55     |
|                   |              | %     | 46,9%              | 42,7%  | 44,4%  |
|                   | De 6 a 11    | N     | 7                  | 24     | 31     |
| %                 |              | 14,3% | 32,0%              | 25,0%  |        |
| > 11 mm           | N            | 3     | 13                 | 16     |        |
|                   | %            | 6,1%  | 17,3%              | 12,9%  |        |
| <b>Total</b>      |              | N     | 49                 | 75     | 124    |
|                   |              | %     | 100,0%             | 100,0% | 100,0% |

Tabla 4.33.

Migración del Cotilo final por Modelo de Prótesis y Sexo

| Modelo de prótesis |                  |    |   | Sexo   |        | Total  |
|--------------------|------------------|----|---|--------|--------|--------|
|                    |                  |    |   | Hombre | Mujer  |        |
| CST                | Migración Global | No | N | 27     | 41     | 68     |
|                    |                  |    | % | 81,8%  | 59,4%  | 66,7%  |
|                    |                  | Si | N | 6      | 28     | 34     |
|                    |                  |    | % | 18,2%  | 40,6%  | 33,3%  |
|                    | Total            |    | N | 33     | 69     | 102    |
|                    |                  |    | % | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| CM                 | Migración Global | No | N | 28     | 10     | 38     |
|                    |                  |    | % | 49,1%  | 23,3%  | 38,0%  |
|                    |                  | Si | N | 29     | 33     | 62     |
|                    |                  |    | % | 50,9%  | 76,7%  | 62,0%  |
|                    | Total            |    | N | 57     | 43     | 100    |
|                    |                  |    | % | 100,0% | 100,0% | 100,0% |

Tabla 4.34.

Migración Cotilo final por Modelo de Prótesis y Edad

| Estudio de los casos migrados |                  |   | Modelo de prótesis |        | Total  |
|-------------------------------|------------------|---|--------------------|--------|--------|
|                               |                  |   | CST                | CM     |        |
| Edad al inicio                | Menos de 28 años | N | 2                  | 2      | 4      |
|                               |                  | % | 5,9%               | 3,2%   | 4,2%   |
|                               | De 29 a 42 años  | N | 1                  | 5      | 6      |
|                               |                  | % | 2,9%               | 8,1%   | 6,3%   |
|                               | De 43 a 56 años  | N | 4                  | 36     | 40     |
|                               |                  | % | 11,8%              | 58,1%  | 41,7%  |
|                               | De 57 a 70 años  | N | 17                 | 19     | 36     |
|                               |                  | % | 50,0%              | 30,6%  | 37,5%  |
|                               | Más de 71 años   | N | 10                 |        | 10     |
|                               |                  | % | 29,4%              |        | 10,4%  |
|                               | Total            | N | 34                 | 62     | 96     |
|                               |                  | % | 100,0%             | 100,0% | 100,0% |

Tabla 4.35.

Migración del Cotilo final Modelo de Prótesis y Etiología

| Estudio de los casos migrados |                            | Modelo de prótesis |        | Total  |       |
|-------------------------------|----------------------------|--------------------|--------|--------|-------|
|                               |                            | CST                | CM     |        |       |
| Etiología                     | Coxar. 1era (1)            | N                  | 18     | 33     | 51    |
|                               |                            | %                  | 52,9%  | 53,2%  | 53,1% |
|                               | Coxar. 2da displasica (2)  | N                  | 2      | 6      | 8     |
|                               |                            | %                  | 5,9%   | 9,7%   | 8,3%  |
|                               | Coxar. 2da otra causa (3)  | N                  |        | 3      | 3     |
|                               |                            | %                  |        | 4,8%   | 3,1%  |
|                               | NICF (4)                   | N                  | 2      | 7      | 9     |
|                               |                            | %                  | 5,9%   | 11,3%  | 9,4%  |
|                               | Necrosis postraumatica (5) | N                  |        | 2      | 2     |
|                               |                            | %                  |        | 3,2%   | 2,1%  |
|                               | Artritis inflamatoria (6)  | N                  | 6      | 7      | 13    |
|                               |                            | %                  | 17,6%  | 11,3%  | 13,5% |
|                               | Otras (79)                 | N                  | 6      | 4      | 10    |
|                               |                            | %                  | 17,6%  | 6,5%   | 10,4% |
| <b>Total</b>                  | N                          | 34                 | 62     | 96     |       |
|                               | %                          | 100,0%             | 100,0% | 100,0% |       |

Tabla 4.39.

Radiolucencias evolutivas por Zonas y Modelo de Prótesis

|                             |                    |      | Tiempo (a-os) |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |
|-----------------------------|--------------------|------|---------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|                             |                    |      | 1             | 2      | 3      | 4      | 5      | 6      | 7      | 8      | 9      | 10     | >10    |
| CST                         | Zona I             | N    | 1             | 0      | 3      | 1      | 6      | 6      | 4      | 1      | 1      | 0      | 0      |
|                             |                    | %    | 1,0%          | ,0%    | 3,1%   | 1,1%   | 7,1%   | 7,8%   | 6,3%   | 2,3%   | 3,8%   | ,0%    | ,0%    |
|                             | Zona II            | N    | 2             | 1      | 3      | 1      | 1      | 1      | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      |
|                             |                    | %    | 2,0%          | 1,0%   | 3,1%   | 1,1%   | 1,2%   | 1,3%   | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    |
|                             | Zona III           | N    | 4             | 3      | 4      | 3      | 4      | 0      | 3      | 2      | 2      | 1      | 0      |
|                             |                    | %    | 4,0%          | 3,1%   | 4,2%   | 3,4%   | 4,7%   | ,0%    | 4,7%   | 4,5%   | 7,7%   | 9,1%   | ,0%    |
|                             | Zona I + Zona II   | N    | 0             | 0      | 0      | 0      | 1      | 2      | 2      | 0      | 0      | 0      | 0      |
|                             |                    | %    | ,0%           | ,0%    | ,0%    | ,0%    | 1,2%   | 2,6%   | 3,1%   | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    |
|                             | Zona I + Zona III  | N    | 0             | 0      | 0      | 1      | 1      | 1      | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      |
|                             |                    | %    | ,0%           | ,0%    | ,0%    | 1,1%   | 1,2%   | 1,3%   | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    |
|                             | Zona II + Zona III | N    | 2             | 5      | 4      | 6      | 5      | 10     | 5      | 4      | 8      | 5      | 1      |
|                             |                    | %    | 2,0%          | 5,1%   | 4,2%   | 6,8%   | 5,9%   | 13,0%  | 7,8%   | 9,1%   | 30,8%  | 45,5%  | 50,0%  |
| Zona I + Zona II + Zona III | N                  | 1    | 1             | 1      | 0      | 0      | 0      | 2      | 1      | 0      | 0      | 0      |        |
|                             | %                  | 1,0% | 1,0%          | 1,0%   | ,0%    | ,0%    | ,0%    | 3,1%   | 2,3%   | ,0%    | ,0%    | ,0%    |        |
| Total                       |                    | N    | 101           | 98     | 96     | 88     | 85     | 77     | 64     | 44     | 26     | 11     | 2      |
|                             |                    | %    | 100,0%        | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| CM                          | Zona I             | N    | 0             | 1      | 1      | 1      | 3      | 3      | 1      | 1      | 1      | 1      | 3      |
|                             |                    | %    | ,0%           | 1,0%   | 1,0%   | 1,1%   | 3,3%   | 3,5%   | 1,3%   | 1,3%   | 1,4%   | 1,5%   | 6,3%   |
|                             | Zona II            | N    | 1             | 1      | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      | 1      | 0      | 0      | 0      |
|                             |                    | %    | 1,0%          | 1,0%   | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | 1,3%   | ,0%    | ,0%    | ,0%    |
|                             | Zona III           | N    | 10            | 4      | 7      | 8      | 9      | 5      | 6      | 3      | 4      | 4      | 4      |
|                             |                    | %    | 10,1%         | 4,2%   | 7,3%   | 8,4%   | 10,0%  | 5,9%   | 7,5%   | 3,9%   | 5,4%   | 5,9%   | 8,3%   |
|                             | Zona I + Zona II   | N    | 5             | 2      | 3      | 6      | 6      | 5      | 6      | 7      | 8      | 8      | 7      |
|                             |                    | %    | 5,1%          | 2,1%   | 3,1%   | 6,3%   | 6,7%   | 5,9%   | 7,5%   | 9,2%   | 10,8%  | 11,8%  | 14,6%  |
|                             | Zona I + Zona III  | N    | 1             | 0      | 1      | 1      | 2      | 2      | 1      | 1      | 1      | 1      | 0      |
|                             |                    | %    | 1,0%          | ,0%    | 1,0%   | 1,1%   | 2,2%   | 2,4%   | 1,3%   | 1,3%   | 1,4%   | 1,5%   | ,0%    |
|                             | Zona II + Zona III | N    | 1             | 2      | 2      | 6      | 4      | 5      | 5      | 2      | 2      | 5      | 4      |
|                             |                    | %    | 1,0%          | 2,1%   | 2,1%   | 6,3%   | 4,4%   | 5,9%   | 6,3%   | 2,6%   | 2,7%   | 7,4%   | 8,3%   |
| Zona I + Zona II + Zona III | N                  | 3    | 7             | 3      | 9      | 12     | 9      | 7      | 11     | 13     | 13     | 13     |        |
|                             | %                  | 3,0% | 7,3%          | 3,1%   | 9,5%   | 13,3%  | 10,6%  | 8,8%   | 14,5%  | 17,6%  | 19,1%  | 27,1%  |        |
| Total                       |                    | N    | 99            | 96     | 96     | 95     | 90     | 85     | 80     | 76     | 74     | 68     | 48     |
|                             |                    | %    | 100,0%        | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |

Tabla 4.40.

**Radiolucencias evolutivas en Zona Alta por Modelo de Prótesis**

|              |                  |       | <i>Tiempo (años)</i> |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |
|--------------|------------------|-------|----------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
|              |                  |       | 1                    | 2     | 3     | 4     | 5     | 6     | 7     | 8     | 9     | 10    | >10   |
| CST          | No hay           | N     | 92                   | 64    | 69    | 63    | 61    | 58    | 45    | 34    | 24    | 10    | 2     |
|              |                  | %     | 91,1%                | 65,3% | 71,9% | 71,6% | 71,8% | 75,3% | 70,3% | 77,3% | 92,3% | 90,9% | 00,0% |
|              | < 3 mm - A linea | N     | 1                    |       | 1     | 1     | 4     | 4     | 4     |       |       |       |       |
|              |                  | %     | 1,0%                 |       | 1,0%  | 1,1%  | 4,7%  | 5,2%  | 6,3%  |       |       |       |       |
|              | < 3 mm - B difus | N     | 1                    | 1     | 3     | 1     | 4     | 3     | 2     | 2     | 1     |       |       |
|              |                  | %     | 1,0%                 | 1,0%  | 3,1%  | 1,1%  | 4,7%  | 3,9%  | 3,1%  | 4,5%  | 3,8%  |       |       |
|              | 3-5 mm - B difus | N     |                      |       |       |       |       | 2     | 1     |       |       |       |       |
|              |                  | %     |                      |       |       |       |       | 2,6%  | 1,6%  |       |       |       |       |
|              | > 5 mm - B difus | N     |                      |       |       |       |       |       | 1     |       |       |       |       |
|              |                  | %     |                      |       |       |       |       |       | 1,6%  |       |       |       |       |
| <b>Total</b> | N                | 101   | 98                   | 96    | 88    | 85    | 77    | 64    | 44    | 26    | 11    | 2     |       |
|              | %                | 00,0% | 00,0%                | 00,0% | 00,0% | 00,0% | 00,0% | 00,0% | 00,0% | 00,0% | 00,0% | 00,0% |       |
| CM           | No hay           | N     | 81                   | 51    | 47    | 43    | 38    | 39    | 36    | 26    | 26    | 33    | 25    |
|              |                  | %     | 81,8%                | 53,1% | 49,0% | 45,3% | 42,2% | 45,9% | 45,0% | 34,2% | 35,1% | 48,5% | 52,1% |
|              | < 3 mm - A linea | N     | 9                    | 9     | 8     | 17    | 21    | 19    | 15    | 19    | 21    | 22    | 22    |
|              |                  | %     | 9,1%                 | 9,4%  | 8,3%  | 17,9% | 23,3% | 22,4% | 18,8% | 25,0% | 28,4% | 32,4% | 45,8% |
|              | < 3 mm - B difus | N     |                      | 1     |       |       | 1     |       |       |       | 1     |       |       |
|              |                  | %     |                      | 1,0%  |       |       | 1,1%  |       |       |       | 1,4%  |       |       |
|              | 3-5 mm - B difus | N     |                      |       |       |       | 1     |       |       | 1     | 1     | 1     | 1     |
|              |                  | %     |                      |       |       |       | 1,1%  |       |       | 1,3%  | 1,4%  | 1,5%  | 2,1%  |
|              | <b>Total</b>     | N     | 99                   | 96    | 96    | 95    | 90    | 85    | 80    | 76    | 74    | 68    | 48    |
|              |                  | %     | 00,0%                | 00,0% | 00,0% | 00,0% | 00,0% | 00,0% | 00,0% | 00,0% | 00,0% | 00,0% | 00,0% |

Tabla 4.41.

**Radiolucencias evolutivas en Zona Alta por Modelo de Prótesis**

|     |              |   | <i>Tiempo (años)</i> |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |
|-----|--------------|---|----------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|     |              |   | 1                    | 2      | 3      | 4      | 5      | 6      | 7      | 8      | 9      | 10     | >10    |
| CST | A lineal     | N | 1                    | 0      | 1      | 1      | 4      | 4      | 4      | 0      | 0      | 0      | 0      |
|     |              | % | 1,0%                 | ,0%    | 1,0%   | 1,1%   | 4,7%   | 5,2%   | 6,3%   | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    |
|     | B difusa     | N | 1                    | 1      | 3      | 1      | 4      | 5      | 4      | 2      | 1      | 0      | 0      |
|     |              | % | 1,0%                 | 1,0%   | 3,1%   | 1,1%   | 4,7%   | 6,5%   | 6,3%   | 4,5%   | 3,8%   | ,0%    | ,0%    |
|     | <b>Total</b> | N | 101                  | 98     | 96     | 88     | 85     | 77     | 64     | 44     | 26     | 11     | 2      |
|     |              | % | 100,0%               | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| CM  | A lineal     | N | 9                    | 9      | 8      | 17     | 21     | 19     | 15     | 19     | 21     | 22     | 22     |
|     |              | % | 9,1%                 | 9,4%   | 8,3%   | 17,9%  | 23,3%  | 22,4%  | 18,8%  | 25,0%  | 28,4%  | 32,4%  | 45,8%  |
|     | B difusa     | N | 0                    | 1      | 0      | 0      | 2      | 0      | 0      | 1      | 2      | 1      | 1      |
|     |              | % | ,0%                  | 1,0%   | ,0%    | ,0%    | 2,2%   | ,0%    | ,0%    | 1,3%   | 2,7%   | 1,5%   | 2,1%   |
|     | <b>Total</b> | N | 99                   | 96     | 96     | 95     | 90     | 85     | 80     | 76     | 74     | 68     | 48     |
|     |              | % | 100,0%               | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |

Tabla 4.42.

Radiolucencias evolutivas en Zona Fondo por Modelo de Prótesis

|                   |                   |      | Tiempo (años) |        |        |        |       |        |        |        |        |        |        |
|-------------------|-------------------|------|---------------|--------|--------|--------|-------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|                   |                   |      | 1             | 2      | 3      | 4      | 5     | 6      | 7      | 8      | 9      | 10     | >10    |
| <b>CST</b>        | No hay            | N    | 89            | 58     | 64     | 58     | 62    | 54     | 44     | 31     | 17     | 5      | 1      |
|                   |                   | %    | 88,1%         | 59,2%  | 66,7%  | 65,9%  | 72,9% | 70,1%  | 68,8%  | 70,5%  | 65,4%  | 45,5%  | 50,0%  |
|                   | < 3 mm - A lineal | N    | 1             | 3      | 2      | 3      | 3     | 7      | 3      | 3      | 5      | 4      | 0      |
|                   |                   | %    | 1,0%          | 3,1%   | 2,1%   | 3,4%   | 3,5%  | 9,1%   | 4,7%   | 6,8%   | 19,2%  | 36,4%  | ,0%    |
|                   | < 3 mm - B difusa | N    | 3             | 4      | 6      | 3      | 3     | 5      | 5      | 2      | 2      | 1      | 0      |
|                   |                   | %    | 3,0%          | 4,1%   | 6,3%   | 3,4%   | 3,5%  | 6,5%   | 7,8%   | 4,5%   | 7,7%   | 9,1%   | ,0%    |
| > 5 mm - B difusa | N                 | 1    | 0             | 0      | 1      | 1      | 1     | 1      | 0      | 1      | 0      | 1      |        |
|                   | %                 | 1,0% | ,0%           | ,0%    | 1,1%   | 1,2%   | 1,3%  | 1,6%   | ,0%    | 3,8%   | ,0%    | 50,0%  |        |
| <b>Total</b>      |                   | N    | 101           | 98     | 96     | 88     | 85    | 77     | 64     | 44     | 26     | 11     | 2      |
|                   |                   | %    | 100,0%        | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100%  | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| <b>CM</b>         | No hay            | N    | 80            | 49     | 47     | 39     | 39    | 38     | 32     | 25     | 26     | 30     | 24     |
|                   |                   | %    | 80,8%         | 51,0%  | 49,0%  | 41,1%  | 43,3% | 44,7%  | 40,0%  | 32,9%  | 35,1%  | 44,1%  | 50,0%  |
|                   | < 3 mm - A lineal | N    | 10            | 12     | 7      | 20     | 21    | 19     | 18     | 21     | 21     | 26     | 24     |
|                   |                   | %    | 10,1%         | 12,5%  | 7,3%   | 21,1%  | 23,3% | 22,4%  | 22,5%  | 27,6%  | 28,4%  | 38,2%  | 50,0%  |
|                   | < 3 mm - B difusa | N    | 0             | 0      | 1      | 1      | 1     | 0      | 0      | 0      | 1      | 0      | 0      |
|                   |                   | %    | ,0%           | ,0%    | 1,0%   | 1,1%   | 1,1%  | ,0%    | ,0%    | ,0%    | 1,4%   | ,0%    | ,0%    |
| 3-5 mm - B difuso | N                 | 0    | 0             | 0      | 0      | 0      | 0     | 0      | 0      | 1      | 0      | 0      |        |
|                   | %                 | ,0%  | ,0%           | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%   | ,0%    | ,0%    | 1,4%   | ,0%    | ,0%    |        |
| <b>Total</b>      |                   | N    | 99            | 96     | 96     | 95     | 90    | 85     | 80     | 76     | 74     | 68     | 48     |
|                   |                   | %    | 100,0%        | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100%  | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |

Tabla 4.43.

Radiolucencias evolutivas en Zona Fondo por Modelo de Prótesis

|              |          |   | Tiempo (años) |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |
|--------------|----------|---|---------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|              |          |   | 1             | 2      | 3      | 4      | 5      | 6      | 7      | 8      | 9      | 10     | >10    |
| <b>CST</b>   | A lineal | N | 1             | 3      | 2      | 3      | 3      | 7      | 3      | 3      | 5      | 4      | 0      |
|              |          | % | 1,0%          | 3,1%   | 2,1%   | 3,4%   | 3,5%   | 9,1%   | 4,7%   | 6,8%   | 19,2%  | 36,4%  | ,0%    |
|              | B difusa | N | 4             | 4      | 6      | 4      | 4      | 6      | 6      | 2      | 3      | 1      | 1      |
|              |          | % | 4,0%          | 4,1%   | 6,3%   | 4,5%   | 4,7%   | 7,8%   | 9,4%   | 4,5%   | 11,5%  | 9,1%   | 50,0%  |
| <b>Total</b> |          | N | 101           | 98     | 96     | 88     | 85     | 77     | 64     | 44     | 26     | 11     | 2      |
|              |          | % | 100,0%        | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| <b>CM</b>    | A lineal | N | 10            | 12     | 7      | 20     | 21     | 19     | 18     | 21     | 21     | 26     | 24     |
|              |          | % | 10,1%         | 12,5%  | 7,3%   | 21,1%  | 23,3%  | 22,4%  | 22,5%  | 27,6%  | 28,4%  | 38,2%  | 50,0%  |
|              | B difusa | N | 0             | 0      | 1      | 1      | 1      | 0      | 0      | 0      | 2      | 0      | 0      |
|              |          | % | ,0%           | ,0%    | 1,0%   | 1,1%   | 1,1%   | ,0%    | ,0%    | ,0%    | 2,7%   | ,0%    | ,0%    |
| <b>Total</b> |          | N | 99            | 96     | 96     | 95     | 90     | 85     | 80     | 76     | 74     | 68     | 48     |
|              |          | % | 100,0%        | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |

**Tabla 4.44.**

**Radiolucencias evolutivas en Zona Baja por Modelo de Prótesis**

|                   |                   |     | <i>Tiempo (años)</i> |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |
|-------------------|-------------------|-----|----------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|                   |                   |     | 1                    | 2      | 3      | 4      | 5      | 6      | 7      | 8      | 9      | 10     | >10    |
| <b>CST</b>        | No hay            | N   | 86                   | 56     | 61     | 55     | 59     | 56     | 43     | 29     | 15     | 4      | 1      |
|                   |                   | %   | 85,1%                | 57,1%  | 63,5%  | 62,5%  | 69,4%  | 72,7%  | 67,2%  | 65,9%  | 57,7%  | 36,4%  | 50,0%  |
|                   | < 3 mm - A lineal | N   | 3                    | 4      | 3      | 4      | 3      | 5      | 4      | 3      | 3      | 2      | 0      |
|                   |                   | %   | 3,0%                 | 4,1%   | 3,1%   | 4,5%   | 3,5%   | 6,5%   | 6,3%   | 6,8%   | 11,5%  | 18,2%  | ,0%    |
|                   | < 3 mm - B difusa | N   | 4                    | 4      | 3      | 3      | 3      | 0      | 3      | 2      | 3      | 2      | 0      |
|                   |                   | %   | 4,0%                 | 4,1%   | 3,1%   | 3,4%   | 3,5%   | ,0%    | 4,7%   | 4,5%   | 11,5%  | 18,2%  | ,0%    |
|                   | 3-5 mm - A lineal | N   | 0                    | 0      | 0      | 0      | 1      | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      |
|                   |                   | %   | ,0%                  | ,0%    | ,0%    | ,0%    | 1,2%   | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    |
|                   | 3-5 mm - B difuso | N   | 0                    | 1      | 3      | 3      | 3      | 4      | 2      | 1      | 2      | 1      | 1      |
|                   |                   | %   | ,0%                  | 1,0%   | 3,1%   | 3,4%   | 3,5%   | 5,2%   | 3,1%   | 2,3%   | 7,7%   | 9,1%   | 50,0%  |
| > 5 mm - A lineal | N                 | 0   | 0                    | 0      | 0      | 0      | 1      | 0      | 0      | 1      | 1      | 0      |        |
|                   | %                 | ,0% | ,0%                  | ,0%    | ,0%    | ,0%    | 1,3%   | ,0%    | ,0%    | 3,8%   | 9,1%   | ,0%    |        |
| > 5 mm - B difusa | N                 | 0   | 0                    | 0      | 0      | 0      | 1      | 1      | 1      | 1      | 0      | 0      |        |
|                   | %                 | ,0% | ,0%                  | ,0%    | ,0%    | ,0%    | 1,3%   | 1,6%   | 2,3%   | 3,8%   | ,0%    | ,0%    |        |
| <b>Total</b>      |                   | N   | 101                  | 98     | 96     | 88     | 85     | 77     | 64     | 44     | 26     | 11     | 2      |
|                   |                   | %   | 100,0%               | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| <b>CM</b>         | No hay            | N   | 75                   | 48     | 42     | 36     | 34     | 36     | 31     | 29     | 29     | 33     | 27     |
|                   |                   | %   | 75,8%                | 50,0%  | 43,8%  | 37,9%  | 37,8%  | 42,4%  | 38,8%  | 38,2%  | 39,2%  | 48,5%  | 56,3%  |
|                   | < 3 mm - A lineal | N   | 14                   | 11     | 9      | 15     | 14     | 14     | 14     | 10     | 12     | 14     | 12     |
|                   |                   | %   | 14,1%                | 11,5%  | 9,4%   | 15,8%  | 15,6%  | 16,5%  | 17,5%  | 13,2%  | 16,2%  | 20,6%  | 25,0%  |
|                   | < 3 mm - B difusa | N   | 0                    | 1      | 2      | 3      | 2      | 3      | 1      | 1      | 1      | 0      | 0      |
|                   |                   | %   | ,0%                  | 1,0%   | 2,1%   | 3,2%   | 2,2%   | 3,5%   | 1,3%   | 1,3%   | 1,4%   | ,0%    | ,0%    |
|                   | 3-5 mm - A lineal | N   | 0                    | 0      | 1      | 2      | 3      | 2      | 1      | 1      | 1      | 1      | 2      |
|                   |                   | %   | ,0%                  | ,0%    | 1,0%   | 2,1%   | 3,3%   | 2,4%   | 1,3%   | 1,3%   | 1,4%   | 1,5%   | 4,2%   |
|                   | 3-5 mm - B difuso | N   | 1                    | 1      | 1      | 4      | 6      | 2      | 3      | 3      | 4      | 5      | 5      |
|                   |                   | %   | 1,0%                 | 1,0%   | 1,0%   | 4,2%   | 6,7%   | 2,4%   | 3,8%   | 3,9%   | 5,4%   | 7,4%   | 10,4%  |
| > 5 mm - B difusa | N                 | 0   | 0                    | 0      | 0      | 2      | 0      | 0      | 2      | 2      | 3      | 2      |        |
|                   | %                 | ,0% | ,0%                  | ,0%    | ,0%    | 2,2%   | ,0%    | ,0%    | 2,6%   | 2,7%   | 4,4%   | 4,2%   |        |
| <b>Total</b>      |                   | N   | 99                   | 96     | 96     | 95     | 90     | 85     | 80     | 76     | 74     | 68     | 48     |
|                   |                   | %   | 100,0%               | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |

**Tabla 4.45.**

**Radiolucencias evolutivas en Zona Baja por Modelo de Prótesis**

|            |              |   | <i>Tiempo (años)</i> |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |
|------------|--------------|---|----------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|            |              |   | 1                    | 2      | 3      | 4      | 5      | 6      | 7      | 8      | 9      | 10     | >10    |
| <b>CST</b> | A lineal     | N | 3                    | 4      | 3      | 4      | 4      | 6      | 4      | 3      | 4      | 3      | 0      |
|            |              | % | 3,0%                 | 4,1%   | 3,1%   | 4,5%   | 4,7%   | 7,8%   | 6,3%   | 6,8%   | 15,4%  | 27,3%  | ,0%    |
|            | B difusa     | N | 4                    | 5      | 6      | 6      | 6      | 5      | 6      | 4      | 6      | 3      | 1      |
|            |              | % | 4,0%                 | 5,1%   | 6,3%   | 6,8%   | 7,1%   | 6,5%   | 9,4%   | 9,1%   | 23,1%  | 27,3%  | 50,0%  |
|            | <b>Total</b> |   | N                    | 101    | 98     | 96     | 88     | 85     | 77     | 64     | 44     | 26     | 11     |
|            |              | % | 100,0%               | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| <b>CM</b>  | A lineal     | N | 14                   | 11     | 10     | 17     | 17     | 16     | 15     | 11     | 13     | 15     | 14     |
|            |              | % | 14,1%                | 11,5%  | 10,4%  | 17,9%  | 18,9%  | 18,8%  | 18,8%  | 14,5%  | 17,6%  | 22,1%  | 29,2%  |
|            | B difusa     | N | 1                    | 2      | 3      | 7      | 10     | 5      | 4      | 6      | 7      | 8      | 7      |
|            |              | % | 1,0%                 | 2,1%   | 3,1%   | 7,4%   | 11,1%  | 5,9%   | 5,0%   | 7,9%   | 9,5%   | 11,8%  | 14,6%  |
|            | <b>Total</b> |   | N                    | 99     | 96     | 96     | 95     | 90     | 85     | 80     | 76     | 74     | 68     |
|            |              | % | 100,0%               | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |



Tabla 4.47.

Variación de Densidad evolutiva por Zonas y Modelo de Prótesis

|                             |                             |      | Tiempo (años) |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |
|-----------------------------|-----------------------------|------|---------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|                             |                             |      | 1             | 2      | 3      | 4      | 5      | 6      | 7      | 8      | 9      | 10     | >10    |
| <b>CST</b>                  | Zona I                      | N    | 5             | 4      | 9      | 6      | 6      | 6      | 5      | 4      | 3      | 2      | 0      |
|                             |                             | %    | 5,0%          | 4,1%   | 9,4%   | 6,8%   | 7,1%   | 7,8%   | 7,8%   | 9,1%   | 11,5%  | 18,2%  | ,0%    |
|                             | Zona II                     | N    | 0             | 0      | 2      | 1      | 2      | 2      | 2      | 1      | 0      | 0      | 0      |
|                             |                             | %    | ,0%           | ,0%    | 2,1%   | 1,1%   | 2,4%   | 2,6%   | 3,1%   | 2,3%   | ,0%    | ,0%    | ,0%    |
|                             | Zona I + Zona II            | N    | 1             | 0      | 1      | 2      | 1      | 2      | 0      | 1      | 1      | 1      | 0      |
|                             |                             | %    | 1,0%          | ,0%    | 1,0%   | 2,3%   | 1,2%   | 2,6%   | ,0%    | 2,3%   | 3,8%   | 9,1%   | ,0%    |
|                             | Zona II + Zona III          | N    | 0             | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      | 1      | 0      | 0      |
|                             |                             | %    | ,0%           | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | 3,8%   | ,0%    | ,0%    |
|                             | Zona I + Zona II + Zona III | N    | 0             | 1      | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      |
|                             |                             | %    | ,0%           | 1,0%   | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    |
| <b>Total</b>                |                             | N    | 101           | 98     | 96     | 88     | 85     | 77     | 64     | 44     | 26     | 11     | 2      |
|                             |                             | %    | 100,0%        | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| <b>CM</b>                   | Zona I                      | N    | 9             | 8      | 8      | 11     | 14     | 15     | 11     | 12     | 11     | 10     | 10     |
|                             |                             | %    | 9,1%          | 8,3%   | 8,3%   | 11,6%  | 15,6%  | 17,6%  | 13,8%  | 15,8%  | 14,9%  | 14,7%  | 20,8%  |
|                             | Zona II                     | N    | 3             | 4      | 2      | 3      | 4      | 3      | 3      | 3      | 5      | 6      | 5      |
|                             |                             | %    | 3,0%          | 4,2%   | 2,1%   | 3,2%   | 4,4%   | 3,5%   | 3,8%   | 3,9%   | 6,8%   | 8,8%   | 10,4%  |
|                             | Zona III                    | N    | 3             | 2      | 3      | 2      | 3      | 1      | 1      | 1      | 1      | 1      | 1      |
|                             |                             | %    | 3,0%          | 2,1%   | 3,1%   | 2,1%   | 3,3%   | 1,2%   | 1,3%   | 1,3%   | 1,4%   | 1,5%   | 2,1%   |
|                             | Zona I + Zona II            | N    | 7             | 6      | 10     | 13     | 13     | 10     | 10     | 6      | 8      | 13     | 10     |
|                             |                             | %    | 7,1%          | 6,3%   | 10,4%  | 13,7%  | 14,4%  | 11,8%  | 12,5%  | 7,9%   | 10,8%  | 19,1%  | 20,8%  |
|                             | Zona II + Zona III          | N    | 1             | 2      | 1      | 2      | 3      | 2      | 3      | 2      | 2      | 3      | 3      |
|                             |                             | %    | 1,0%          | 2,1%   | 1,0%   | 2,1%   | 3,3%   | 2,4%   | 3,8%   | 2,6%   | 2,7%   | 4,4%   | 6,3%   |
| Zona I + Zona II + Zona III | N                           | 2    | 1             | 2      | 4      | 3      | 3      | 2      | 2      | 2      | 1      | 1      |        |
|                             | %                           | 2,0% | 1,0%          | 2,1%   | 4,2%   | 3,3%   | 3,5%   | 2,5%   | 2,6%   | 2,7%   | 1,5%   | 2,1%   |        |
| <b>Total</b>                |                             | N    | 99            | 96     | 96     | 95     | 90     | 85     | 80     | 76     | 74     | 68     | 48     |
|                             |                             | %    | 100,0%        | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |

Tabla 4.48.

Variación de Densidad evolutiva en Zona I por Modelo de Prótesis

|              |           |   | Tiempo (años) |        |        |        |       |        |        |        |       |        |       |
|--------------|-----------|---|---------------|--------|--------|--------|-------|--------|--------|--------|-------|--------|-------|
|              |           |   | 1             | 2      | 3      | 4      | 5     | 6      | 7      | 8      | 9     | 10     | >10   |
| <b>CST</b>   | Aumento A | N | 0             | 0      | 0      | 0      | 0     | 1      | 0      | 0      | 0     | 0      | 0     |
|              |           | % | ,0%           | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%   | 1,3%   | ,0%    | ,0%    | ,0%   | ,0%    | ,0%   |
|              | Aumento B | N | 6             | 5      | 10     | 8      | 7     | 7      | 5      | 5      | 4     | 3      | 0     |
|              |           | % | 5,9%          | 5,1%   | 10,4%  | 9,1%   | 8,2%  | 9,1%   | 7,8%   | 11,4%  | 15,4% | 27,3%  | ,0%   |
| <b>Total</b> |           | N | 101           | 98     | 96     | 88     | 85    | 77     | 64     | 44     | 26    | 11     | 2     |
|              |           | % | 100,0%        | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100%  | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100%  | 100,0% | 100%  |
| <b>CM</b>    | Aumento A | N | 2             | 3      | 3      | 4      | 5     | 4      | 4      | 2      | 5     | 6      | 4     |
|              |           | % | 2,0%          | 3,1%   | 3,1%   | 4,2%   | 5,6%  | 4,7%   | 5,0%   | 2,6%   | 6,8%  | 8,8%   | 8,3%  |
|              | Aumento B | N | 16            | 12     | 17     | 24     | 25    | 24     | 19     | 18     | 16    | 18     | 17    |
|              |           | % | 16,2%         | 12,5%  | 17,7%  | 25,3%  | 27,8% | 28,2%  | 23,8%  | 23,7%  | 21,6% | 26,5%  | 35,4% |
| <b>Total</b> |           | N | 99            | 96     | 96     | 95     | 90    | 85     | 80     | 76     | 74    | 68     | 48    |
|              |           | % | 100,0%        | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100%  | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100%  | 100,0% | 100%  |

**Tabla 4.49.**

**Variación Densidad evolutiva en Zona II por Modelo de Prótesis**

|            |              |   | Tiempo (años) |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |
|------------|--------------|---|---------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|            |              |   | 1             | 2      | 3      | 4      | 5      | 6      | 7      | 8      | 9      | 10     | >10    |
| <b>CST</b> | Aumento B    | N | 1             | 1      | 3      | 3      | 3      | 4      | 2      | 2      | 2      | 1      | 0      |
|            |              | % | 1,0%          | 1,0%   | 3,1%   | 3,4%   | 3,5%   | 5,2%   | 3,1%   | 4,5%   | 7,7%   | 9,1%   | ,0%    |
|            | <b>Total</b> | N | 101           | 98     | 96     | 88     | 85     | 77     | 64     | 44     | 26     | 11     | 2      |
|            |              | % | 100,0%        | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |        |
| <b>CM</b>  | Aumento A    | N | 5             | 4      | 5      | 7      | 6      | 4      | 5      | 3      | 6      | 8      | 7      |
|            |              | % | 5,1%          | 4,2%   | 5,2%   | 7,4%   | 6,7%   | 4,7%   | 6,3%   | 3,9%   | 8,1%   | 11,8%  | 14,6%  |
|            | Aumento B    | N | 8             | 9      | 10     | 15     | 17     | 14     | 13     | 10     | 11     | 15     | 12     |
|            |              | % | 8,1%          | 9,4%   | 10,4%  | 15,8%  | 18,9%  | 16,5%  | 16,3%  | 13,2%  | 14,9%  | 22,1%  | 25,0%  |
|            | <b>Total</b> | N | 99            | 96     | 96     | 95     | 90     | 85     | 80     | 76     | 74     | 68     | 48     |
|            |              | % | 100,0%        | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |

**Tabla 4.50.**

**Variación de Densidad evolutiva en Zona III por Modelo de Prótesis**

|            |              |   | Tiempo (años) |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |
|------------|--------------|---|---------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|            |              |   | 1             | 2      | 3      | 4      | 5      | 6      | 7      | 8      | 9      | 10     | >10    |
| <b>CST</b> | Aumento B    | N | 0             | 1      | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      | 1      | 0      | 0      |
|            |              | % | ,0%           | 1,0%   | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | ,0%    | 3,8%   | ,0%    | ,0%    |
|            | <b>Total</b> | N | 101           | 98     | 96     | 88     | 85     | 77     | 64     | 44     | 26     | 11     | 2      |
|            |              | % | 100,0%        | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |        |
| <b>CM</b>  | Aumento A    | N | 5             | 4      | 4      | 5      | 5      | 2      | 3      | 3      | 4      | 4      | 4      |
|            |              | % | 5,1%          | 4,2%   | 4,2%   | 5,3%   | 5,6%   | 2,4%   | 3,8%   | 3,9%   | 5,4%   | 5,9%   | 8,3%   |
|            | Aumento B    | N | 1             | 1      | 2      | 3      | 4      | 4      | 3      | 2      | 1      | 1      | 1      |
|            |              | % | 1,0%          | 1,0%   | 2,1%   | 3,2%   | 4,4%   | 4,7%   | 3,8%   | 2,6%   | 1,4%   | 1,5%   | 2,1%   |
|            | <b>Total</b> | N | 99            | 96     | 96     | 95     | 90     | 85     | 80     | 76     | 74     | 68     | 48     |
|            |              | % | 100,0%        | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |

**Tabla 4.53.**

**Radiolucencias por Zonas en la Coxartrosis primaria por Modelo de Prótesis**

| <b>Etiología</b>    |                             |   | <b>Modelo de prótesis</b> |           | <b>Total</b> |        |
|---------------------|-----------------------------|---|---------------------------|-----------|--------------|--------|
|                     |                             |   | <b>CST</b>                | <b>CM</b> |              |        |
| Coxartrosis<br>1era | Zona I                      | N | 2                         |           | 2            |        |
|                     |                             | % | 3,3%                      |           | 1,8%         |        |
|                     | Zona III                    | N | 4                         | 3         | 7            |        |
|                     |                             | % | 6,7%                      | 6,1%      | 6,4%         |        |
|                     | Zona I + Zona II            | N | 1                         | 8         | 9            |        |
|                     |                             | % | 1,7%                      | 16,3%     | 8,3%         |        |
|                     | Zona II + Zona III          | N | 9                         | 4         | 13           |        |
|                     |                             | % | 15,0%                     | 8,2%      | 11,9%        |        |
|                     | Zona I + Zona II + Zona III | N | 2                         | 13        | 15           |        |
|                     |                             | % | 3,3%                      | 26,5%     | 13,8%        |        |
|                     | <b>Total</b>                |   | N                         | 60        | 49           | 109    |
|                     |                             |   | %                         | 100,0%    | 100,0%       | 100,0% |

**Tabla 4.54.**

**Radiolucencias por Zonas en la NICF por Modelo de Prótesis**

| <i>Etiología</i> |                             | <i>Modelo de prótesis</i> |        | <b>Total</b> |       |
|------------------|-----------------------------|---------------------------|--------|--------------|-------|
|                  |                             | CST                       | CM     |              |       |
| NICF             | Zona I                      | N                         | 1      | 1            | 2     |
|                  |                             | %                         | 9,1%   | 6,3%         | 7,4%  |
|                  | Zona III                    | N                         |        | 1            | 1     |
|                  |                             | %                         |        | 6,3%         | 3,7%  |
|                  | Zona I + Zona II            | N                         |        | 1            | 1     |
|                  |                             | %                         |        | 6,3%         | 3,7%  |
|                  | Zona I + Zona III           | N                         |        | 1            | 1     |
|                  |                             | %                         |        | 6,3%         | 3,7%  |
|                  | Zona II + Zona III          | N                         | 3      |              | 3     |
|                  |                             | %                         | 27,3%  |              | 11,1% |
|                  | Zona I + Zona II + Zona III | N                         |        | 2            | 2     |
|                  |                             | %                         |        | 12,5%        | 7,4%  |
| <b>Total</b>     | N                           | 11                        | 16     | 27           |       |
|                  | %                           | 100,0%                    | 100,0% | 100,0%       |       |

**Tabla 4.55.**

**Radiolucencias por Zonas en las Artropatías inflamatorias por Modelo de Prótesis**

| <i>Etiología</i>      |                             | <i>Modelo de prótesis</i> |        | <b>Total</b> |       |
|-----------------------|-----------------------------|---------------------------|--------|--------------|-------|
|                       |                             | CST                       | CM     |              |       |
| Artritis inflamatoria | Zona I                      | N                         | 2      | 2            | 4     |
|                       |                             | %                         | 11,8%  | 22,2%        | 15,4% |
|                       | Zona II                     | N                         | 1      |              | 1     |
|                       |                             | %                         | 5,9%   |              | 3,8%  |
|                       | Zona III                    | N                         | 1      |              | 1     |
|                       |                             | %                         | 5,9%   |              | 3,8%  |
|                       | Zona I + Zona II            | N                         | 1      | 1            | 2     |
|                       |                             | %                         | 5,9%   | 11,1%        | 7,7%  |
|                       | Zona II + Zona III          | N                         | 2      |              | 2     |
|                       |                             | %                         | 11,8%  |              | 7,7%  |
|                       | Zona I + Zona II + Zona III | N                         |        | 3            | 3     |
|                       |                             | %                         |        | 33,3%        | 11,5% |
| <b>Total</b>          | N                           | 17                        | 9      | 26           |       |
|                       | %                           | 100,0%                    | 100,0% | 100,0%       |       |

Tabla 4.56.

Merle Total final según Radiolucencia y por Modelo de Prótesis

| Merle Total                 |                    |        | Modelo de prótesis |        | Total |
|-----------------------------|--------------------|--------|--------------------|--------|-------|
|                             |                    |        | CST                | CM     |       |
| Excelente-Muy bueno         | Zona I             | N      | 4                  | 3      | 7     |
|                             |                    | %      | 5,9%               | 6,8%   | 6,3%  |
|                             | Zona III           | N      | 5                  | 3      | 8     |
|                             |                    | %      | 7,4%               | 6,8%   | 7,1%  |
|                             | Zona I + Zona II   | N      | 1                  | 4      | 5     |
|                             |                    | %      | 1,5%               | 9,1%   | 4,5%  |
|                             | Zona I + Zona III  | N      |                    | 1      | 1     |
|                             |                    | %      |                    | 2,3%   | ,9%   |
|                             | Zona II + Zona III | N      | 6                  | 3      | 9     |
|                             |                    | %      | 8,8%               | 6,8%   | 8,0%  |
| Zona I + Zona II + Zona III | N                  | 2      | 9                  | 11     |       |
|                             | %                  | 2,9%   | 20,5%              | 9,8%   |       |
| <b>Total</b>                | N                  | 68     | 44                 | 112    |       |
|                             | %                  | 100,0% | 100,0%             | 100,0% |       |
| Bueno                       | Zona I             | N      | 2                  |        | 2     |
|                             |                    | %      | 15,4%              |        | 6,7%  |
|                             | Zona III           | N      | 1                  |        | 1     |
|                             |                    | %      | 7,7%               |        | 3,3%  |
|                             | Zona I + Zona II   | N      |                    | 5      | 5     |
|                             |                    | %      |                    | 29,4%  | 16,7% |
|                             | Zona II + Zona III | N      | 3                  | 2      | 5     |
|                             |                    | %      | 23,1%              | 11,8%  | 16,7% |
| Zona I + Zona II + Zona III | N                  | 1      | 5                  | 6      |       |
|                             | %                  | 7,7%   | 29,4%              | 20,0%  |       |
| <b>Total</b>                | N                  | 13     | 17                 | 30     |       |
|                             | %                  | 100,0% | 100,0%             | 100,0% |       |
| Regular                     | Zona III           | N      | 2                  | 3      | 5     |
|                             |                    | %      | 16,7%              | 11,1%  | 12,8% |
|                             | Zona I + Zona II   | N      | 1                  | 4      | 5     |
|                             |                    | %      | 8,3%               | 14,8%  | 12,8% |
|                             | Zona I + Zona III  | N      |                    | 1      | 1     |
|                             |                    | %      |                    | 3,7%   | 2,6%  |
|                             | Zona II + Zona III | N      | 4                  | 3      | 7     |
|                             | %                  | 33,3%  | 11,1%              | 17,9%  |       |
| Zona I + Zona II + Zona III | N                  | 1      | 6                  | 7      |       |
|                             | %                  | 8,3%   | 22,2%              | 17,9%  |       |
| <b>Total</b>                | N                  | 12     | 27                 | 39     |       |
|                             | %                  | 100,0% | 100,0%             | 100,0% |       |
| Malo                        | Zona II            | N      | 1                  |        | 1     |
|                             |                    | %      | 11,1%              |        | 4,8%  |
|                             | Zona I + Zona II   | N      |                    | 2      | 2     |
|                             |                    | %      |                    | 16,7%  | 9,5%  |
|                             | Zona II + Zona III | N      | 2                  |        | 2     |
|                             |                    | %      | 22,2%              |        | 9,5%  |
| Zona I + Zona II + Zona III | N                  | 1      | 5                  | 6      |       |
|                             | %                  | 11,1%  | 41,7%              | 28,6%  |       |
| <b>Total</b>                | N                  | 9      | 12                 | 21     |       |
|                             | %                  | 100,0% | 100,0%             | 100,0% |       |

Tabla 4.57.

**Merle Dolor final según Radiolucencia y por Modelo de Prótesis**

| <b>Merle Dolor</b>          |                             |   | <b>Modelo de prótesis</b> |           | <b>Total</b> |        |
|-----------------------------|-----------------------------|---|---------------------------|-----------|--------------|--------|
|                             |                             |   | <b>CST</b>                | <b>CM</b> |              |        |
| Muy bueno                   | Zona I                      | N | 3                         | 3         | 6            |        |
|                             |                             | % | 5,9%                      | 6,0%      | 5,9%         |        |
|                             | Zona III                    | N | 4                         | 4         | 8            |        |
|                             |                             | % | 7,8%                      | 8,0%      | 7,9%         |        |
|                             | Zona I + Zona II            | N |                           | 5         | 5            |        |
|                             |                             | % |                           | 10,0%     | 5,0%         |        |
|                             | Zona I + Zona III           | N |                           | 1         | 1            |        |
|                             |                             | % |                           | 2,0%      | 1,0%         |        |
|                             | Zona II + Zona III          | N | 3                         | 3         | 6            |        |
|                             |                             | % | 5,9%                      | 6,0%      | 5,9%         |        |
| Zona I + Zona II + Zona III | N                           |   | 9                         | 9         |              |        |
|                             | %                           |   | 18,0%                     | 8,9%      |              |        |
| <b>Total</b>                |                             | N | 51                        | 50        | 101          |        |
|                             |                             | % | 100,0%                    | 100,0%    | 100,0%       |        |
| Bueno                       | Zona I                      | N | 3                         |           | 3            |        |
|                             |                             | % | 8,6%                      |           | 4,7%         |        |
|                             | Zona III                    | N | 2                         | 1         | 3            |        |
|                             |                             | % | 5,7%                      | 3,4%      | 4,7%         |        |
|                             | Zona I + Zona II            | N | 2                         | 6         | 8            |        |
|                             |                             | % | 5,7%                      | 20,7%     | 12,5%        |        |
|                             | Zona II + Zona III          | N | 7                         | 3         | 10           |        |
|                             |                             | % | 20,0%                     | 10,3%     | 15,6%        |        |
|                             | Zona I + Zona II + Zona III | N | 3                         | 9         | 12           |        |
|                             |                             | % | 8,6%                      | 31,0%     | 18,8%        |        |
| <b>Total</b>                |                             | N | 35                        | 29        | 64           |        |
|                             |                             | % | 100,0%                    | 100,0%    | 100,0%       |        |
| Regular                     | Zona III                    | N | 2                         | 1         | 3            |        |
|                             |                             | % | 28,6%                     | 6,7%      | 13,6%        |        |
|                             | Zona I + Zona II            | N |                           | 3         | 3            |        |
|                             |                             | % |                           | 20,0%     | 13,6%        |        |
|                             | Zona I + Zona III           | N |                           | 1         | 1            |        |
|                             |                             | % |                           | 6,7%      | 4,5%         |        |
|                             | Zona II + Zona III          | N | 3                         | 2         | 5            |        |
|                             |                             | % | 42,9%                     | 13,3%     | 22,7%        |        |
|                             | Zona I + Zona II + Zona III | N | 1                         | 4         | 5            |        |
|                             |                             | % | 14,3%                     | 26,7%     | 22,7%        |        |
| <b>Total</b>                |                             | N | 7                         | 15        | 22           |        |
|                             |                             | % | 100,0%                    | 100,0%    | 100,0%       |        |
| Malo                        | Zona II                     | N | 1                         |           | 1            |        |
|                             |                             | % | 11,1%                     |           | 6,7%         |        |
|                             | Zona I + Zona II            | N |                           | 1         | 1            |        |
|                             |                             | % |                           | 16,7%     | 6,7%         |        |
|                             | Zona II + Zona III          | N | 2                         |           | 2            |        |
|                             |                             | % | 22,2%                     |           | 13,3%        |        |
|                             | Zona I + Zona II + Zona III | N | 1                         | 3         | 4            |        |
|                             |                             | % | 11,1%                     | 50,0%     | 26,7%        |        |
|                             | <b>Total</b>                |   | N                         | 9         | 6            | 15     |
|                             |                             |   | %                         | 100,0%    | 100,0%       | 100,0% |

**Tabla 4.58.****Variación de la Densidad por Zonas en la Coxartrosis primaria por Modelo de Prótesis**

| <b>Etiología</b>            |                   |        | <b>Modelo de prótesis</b> |           | <b>Total</b> |
|-----------------------------|-------------------|--------|---------------------------|-----------|--------------|
|                             |                   |        | <b>CST</b>                | <b>CM</b> |              |
| Coxartrosis<br>1era         | Zona I            | N      | 4                         | 11        | 15           |
|                             |                   | %      | 6,7%                      | 22,4%     | 13,8%        |
|                             | Zona II           | N      | 2                         | 2         | 4            |
|                             |                   | %      | 3,3%                      | 4,1%      | 3,7%         |
|                             | Zona III          | N      |                           | 1         | 1            |
|                             |                   | %      |                           | 2,0%      | ,9%          |
|                             | Zona I + Zona II  | N      | 3                         | 6         | 9            |
|                             |                   | %      | 5,0%                      | 12,2%     | 8,3%         |
|                             | Zona I + Zona III | N      | 1                         |           | 1            |
|                             |                   | %      | 1,7%                      |           | ,9%          |
| Zona II + Zona III          | N                 |        | 3                         | 3         |              |
|                             | %                 |        | 6,1%                      | 2,8%      |              |
| Zona I + Zona II + Zona III | N                 | 1      | 2                         | 3         |              |
|                             | %                 | 1,7%   | 4,1%                      | 2,8%      |              |
| <b>Total</b>                | N                 | 60     | 49                        | 109       |              |
|                             | %                 | 100,0% | 100,0%                    | 100,0%    |              |

**Tabla 4.59.****Variación de la Densidad por Zonas en la NICF por Modelo de Prótesis**

| <b>Etiología</b> |                    |   | <b>Modelo de prótesis</b> |           | <b>Total</b> |
|------------------|--------------------|---|---------------------------|-----------|--------------|
|                  |                    |   | <b>CST</b>                | <b>CM</b> |              |
| NICF             | Zona I             | N | 2                         | 2         | 4            |
|                  |                    | % | 18,2%                     | 12,5%     | 14,8%        |
|                  | Zona II            | N |                           | 3         | 3            |
|                  |                    | % |                           | 18,8%     | 11,1%        |
|                  | Zona I + Zona II   | N |                           | 4         | 4            |
|                  |                    | % |                           | 25,0%     | 14,8%        |
|                  | Zona II + Zona III | N | 1                         |           | 1            |
|                  |                    | % | 9,1%                      |           | 3,7%         |
|                  | <b>Total</b>       | N | 11                        | 16        | 27           |
|                  |                    | % | 100,0%                    | 100,0%    | 100,0%       |

**Tabla 4.60.****Variación de la Densidad por Zonas en las Artropatías inflamatorias por Modelo de Prótesis**

| <b>Etiología</b>         |                  |        | <b>Modelo de prótesis</b> |           | <b>Total</b> |
|--------------------------|------------------|--------|---------------------------|-----------|--------------|
|                          |                  |        | <b>CST</b>                | <b>CM</b> |              |
| Artritis<br>inflamatoria | Zona I           | N      | 3                         | 4         | 7            |
|                          |                  | %      | 17,6%                     | 44,4%     | 26,9%        |
|                          | Zona II          | N      | 1                         |           | 1            |
|                          |                  | %      | 5,9%                      |           | 3,8%         |
|                          | Zona I + Zona II | N      |                           | 2         | 2            |
|                          |                  | %      |                           | 22,2%     | 7,7%         |
| <b>Total</b>             | N                | 17     | 9                         | 26        |              |
|                          | %                | 100,0% | 100,0%                    | 100,0%    |              |

**Anexo**

Tabla 4.61.

Merle Total final según Variación Densidad y por Modelo de Prótesis

| <i>Merle Total</i>  |                             |      | <i>Modelo de prótesis</i> |        | Total  |
|---------------------|-----------------------------|------|---------------------------|--------|--------|
|                     |                             |      | CST                       | CM     |        |
| Excelente-Muy bueno | Zona I                      | N    | 6                         | 13     | 19     |
|                     |                             | %    | 8,8%                      | 29,5%  | 17,0%  |
|                     | Zona II                     | N    | 3                         | 5      | 8      |
|                     |                             | %    | 4,4%                      | 11,4%  | 7,1%   |
|                     | Zona I + Zona II            | N    | 1                         | 5      | 6      |
|                     |                             | %    | 1,5%                      | 11,4%  | 5,4%   |
|                     | Zona I + Zona III           | N    | 1                         |        | 1      |
|                     |                             | %    | 1,5%                      |        | ,9%    |
|                     | Zona II + Zona III          | N    | 1                         | 2      | 3      |
|                     |                             | %    | 1,5%                      | 4,5%   | 2,7%   |
|                     | Zona I + Zona II + Zona III | N    |                           | 1      | 1      |
| %                   |                             |      | 2,3%                      | ,9%    |        |
| <b>Total</b>        |                             | N    | 68                        | 44     | 112    |
|                     |                             | %    | 100,0%                    | 100,0% | 100,0% |
| Bueno               | Zona I                      | N    | 1                         | 3      | 4      |
|                     |                             | %    | 7,7%                      | 17,6%  | 13,3%  |
|                     | Zona II                     | N    |                           | 1      | 1      |
|                     |                             | %    |                           | 5,9%   | 3,3%   |
|                     | Zona I + Zona II            | N    | 2                         | 4      | 6      |
|                     |                             | %    | 15,4%                     | 23,5%  | 20,0%  |
|                     | Zona II + Zona III          | N    |                           | 1      | 1      |
|                     |                             | %    |                           | 5,9%   | 3,3%   |
|                     | Zona I + Zona II + Zona III | N    |                           | 2      | 2      |
|                     |                             | %    |                           | 11,8%  | 6,7%   |
|                     | <b>Total</b>                |      | N                         | 13     | 17     |
|                     |                             | %    | 100,0%                    | 100,0% | 100,0% |
| Regular             | Zona I                      | N    | 3                         | 4      | 7      |
|                     |                             | %    | 25,0%                     | 14,8%  | 17,9%  |
|                     | Zona II                     | N    |                           | 1      | 1      |
|                     |                             | %    |                           | 3,7%   | 2,6%   |
|                     | Zona III                    | N    |                           | 1      | 1      |
|                     |                             | %    |                           | 3,7%   | 2,6%   |
|                     | Zona I + Zona II            | N    | 1                         | 6      | 7      |
|                     |                             | %    | 8,3%                      | 22,2%  | 17,9%  |
|                     | Zona II + Zona III          | N    |                           | 1      | 1      |
|                     |                             | %    |                           | 3,7%   | 2,6%   |
|                     | Zona I + Zona II + Zona III | N    | 1                         | 3      | 4      |
| %                   |                             | 8,3% | 11,1%                     | 10,3%  |        |
| <b>Total</b>        |                             | N    | 12                        | 27     | 39     |
|                     |                             | %    | 100,0%                    | 100,0% | 100,0% |
| Malo                | Zona I                      | N    | 2                         | 3      | 5      |
|                     |                             | %    | 22,2%                     | 25,0%  | 23,8%  |
|                     | Zona I + Zona II            | N    |                           | 2      | 2      |
|                     |                             | %    |                           | 16,7%  | 9,5%   |
|                     | Zona I + Zona II + Zona III | N    |                           | 3      | 3      |
|                     |                             | %    |                           | 25,0%  | 14,3%  |
| <b>Total</b>        |                             | N    | 9                         | 12     | 21     |
|                     |                             | %    | 100,0%                    | 100,0% | 100,0% |

Tabla 4.62.

Merle Dolor final según Variación Densidad y por Modelo de Prótesis

| <i>Merle Dolor</i>          |                             |   | <i>Modelo de prótesis</i> |        | <b>Total</b> |       |
|-----------------------------|-----------------------------|---|---------------------------|--------|--------------|-------|
|                             |                             |   | CST                       | CM     |              |       |
| Muy bueno                   | Zona I                      | N | 5                         | 13     | 18           |       |
|                             |                             | % | 9,8%                      | 26,0%  | 17,8%        |       |
|                             | Zona II                     | N |                           | 4      | 4            |       |
|                             |                             | % |                           | 8,0%   | 4,0%         |       |
|                             | Zona III                    | N |                           | 1      | 1            |       |
|                             |                             | % |                           | 2,0%   | 1,0%         |       |
|                             | Zona I + Zona II            |   | N                         | 1      | 7            | 8     |
|                             |                             |   | %                         | 2,0%   | 14,0%        | 7,9%  |
| Zona II + Zona III          |                             | N |                           | 1      | 1            |       |
|                             |                             | % |                           | 2,0%   | 1,0%         |       |
| Zona I + Zona II + Zona III |                             | N |                           | 2      | 2            |       |
|                             |                             | % |                           | 4,0%   | 2,0%         |       |
| <b>Total</b>                |                             | N | 51                        | 50     | 101          |       |
|                             |                             | % | 100,0%                    | 100,0% | 100,0%       |       |
| Bueno                       | Zona I                      | N | 2                         | 4      | 6            |       |
|                             |                             | % | 5,7%                      | 13,8%  | 9,4%         |       |
|                             | Zona II                     | N | 3                         | 2      | 5            |       |
|                             |                             | % | 8,6%                      | 6,9%   | 7,8%         |       |
|                             | Zona I + Zona II            |   | N                         | 2      | 5            | 7     |
|                             |                             |   | %                         | 5,7%   | 17,2%        | 10,9% |
|                             | Zona I + Zona III           |   | N                         | 1      |              | 1     |
|                             |                             |   | %                         | 2,9%   |              | 1,6%  |
| Zona II + Zona III          |                             | N | 1                         | 3      | 4            |       |
|                             |                             | % | 2,9%                      | 10,3%  | 6,3%         |       |
| Zona I + Zona II + Zona III |                             | N |                           | 4      | 4            |       |
|                             |                             | % |                           | 13,8%  | 6,3%         |       |
| <b>Total</b>                |                             | N | 35                        | 29     | 64           |       |
|                             |                             | % | 100,0%                    | 100,0% | 100,0%       |       |
| Regular                     | Zona I                      | N | 3                         | 4      | 7            |       |
|                             |                             | % | 42,9%                     | 26,7%  | 31,8%        |       |
|                             | Zona II                     | N |                           | 1      | 1            |       |
|                             |                             | % |                           | 6,7%   | 4,5%         |       |
|                             | Zona I + Zona II            |   | N                         | 1      | 5            | 6     |
|                             |                             |   | %                         | 14,3%  | 33,3%        | 27,3% |
|                             | Zona I + Zona II + Zona III |   | N                         | 1      | 1            | 2     |
|                             |                             | % | 14,3%                     | 6,7%   | 9,1%         |       |
| <b>Total</b>                |                             | N | 7                         | 15     | 22           |       |
|                             |                             | % | 100,0%                    | 100,0% | 100,0%       |       |
| Malo                        | Zona I                      | N | 2                         | 2      | 4            |       |
|                             |                             | % | 22,2%                     | 33,3%  | 26,7%        |       |
|                             | Zona I + Zona II + Zona III |   | N                         |        | 2            | 2     |
|                             |                             | % |                           | 33,3%  | 13,3%        |       |
| <b>Total</b>                |                             | N | 9                         | 6      | 15           |       |
|                             |                             | % | 100,0%                    | 100,0% | 100,0%       |       |



Tabla 4.64.

Calcificaciones finales según Merle Dolor y por Modelo de Prótesis

| Calcificaciones |              |   | Merle Dolor |       |         |       | Total  |
|-----------------|--------------|---|-------------|-------|---------|-------|--------|
|                 |              |   | Muy bueno   | Bueno | Regular | Malo  |        |
| 0               | CST          | N | 36          | 28    | 6       | 7     | 77     |
|                 |              | % | 46,8%       | 36,4% | 7,8%    | 9,1%  | 100,0% |
|                 | CM           | N | 32          | 21    | 11      | 5     | 69     |
|                 |              | % | 46,4%       | 30,4% | 15,9%   | 7,2%  | 100,0% |
|                 | <b>Total</b> | N | 68          | 49    | 17      | 12    | 146    |
|                 |              | % | 46,6%       | 33,6% | 11,6%   | 8,2%  | 100,0% |
| 1               | CST          | N | 1           | 3     |         | 1     | 5      |
|                 |              | % | 20,0%       | 60,0% |         | 20,0% | 100,0% |
|                 | CM           | N | 5           | 4     | 1       |       | 10     |
|                 |              | % | 50,0%       | 40,0% | 10,0%   |       | 100,0% |
|                 | <b>Total</b> | N | 6           | 7     | 1       | 1     | 15     |
|                 |              | % | 40,0%       | 46,7% | 6,7%    | 6,7%  | 100,0% |
| 2               | CST          | N | 8           | 3     |         | 1     | 12     |
|                 |              | % | 66,7%       | 25,0% |         | 8,3%  | 100,0% |
|                 | CM           | N | 5           | 1     | 1       |       | 7      |
|                 |              | % | 71,4%       | 14,3% | 14,3%   |       | 100,0% |
|                 | <b>Total</b> | N | 13          | 4     | 1       | 1     | 19     |
|                 |              | % | 68,4%       | 21,1% | 5,3%    | 5,3%  | 100,0% |
| 3               | CST          | N | 6           | 1     | 1       |       | 8      |
|                 |              | % | 75,0%       | 12,5% | 12,5%   |       | 100,0% |
|                 | CM           | N | 8           | 3     | 2       | 1     | 14     |
|                 |              | % | 57,1%       | 21,4% | 14,3%   | 7,1%  | 100,0% |
|                 | <b>Total</b> | N | 14          | 4     | 3       | 1     | 22     |
|                 |              | % | 63,6%       | 18,2% | 13,6%   | 4,5%  | 100,0% |



# 8

## Bibliografía

**Bibliografía**

---

**284** Estudio comparativo de dos tipos de  
cotilos troncocónicos roscados

1. Ollier P. Lateral "U" approach to the hip. In: Campbell's Operative Orthopedics, 4<sup>th</sup> Ed. St Louis, C.V. Mosby Co, 1963; Paris. Traité des resections, 1892.
2. Murphy JB. Ankylosis. Arthroplasty-clinical and experimental. JAMA 1905; 44: 1573-82.
3. Loewe O. Über hautimplanation an stelle der freien faszien-plastik. München. Med. Wschr; 1913; 60: 1320.
4. Willes P. The surgery of the osteoarthritic hip. Br J Surg 1958; 45: 488-97.
5. Smith-Petersen MN. Arthroplasty of the hip. A new method. J Bone Joint Surg 1939; 21: 269-88.
6. Hey-Groves EW. Some contributions to the reconstructive surgery of the hip. Br J Surg 1926; 14: 472-86
7. Shands AR. Historical milestones in the development of modern surgery of the hip joint. En: Tronzo R.G. Ed: Surgery of the hip joint. Philadelphia, Lea and Febiger; 1973. p.9-34
8. Smith-Petersen MN. Evolution of the Mould Arthroplasty of the hip joint. J Bone Joint Surg Br 1948; 30B: 59
9. Venable CS, Stuck WG. Electrolysis controlling factor in the use of metals in treating fractures. JAMA 1938; 111: 1349-52.
10. Aufranc OE. Constructive hip surgery with the vitallium mold. A report on 1000 cases of arthroplasty of the hip over a fifteen-year period. J Bone Joint Surg Am 1957; 39A: 237-48.
11. Adams JC. A reconsideration of cup arthroplasty of the hip. J Bone Joint Surg Br 1953; 35B: 199-208.
12. Urist MR. The principles of Hip-Socket arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 1957; 39A: 786-810.
13. Urist MR. The repair of articular surfaces following arthroplasty of the hip. Clin Orthop 1958; 12: 209-29.
14. McBride ED. The flanged acetabular replacement prosthesis. Arch Surg 1961; 83: 721.
15. Delbet P. Endoprothèse en caoutchouc armé pour pertes de substance du squelette. Bull Acad Méd 1919; Paris, 82: 110-1.
16. Judet J, Judet R. The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. J Bone Joint Surg Br 1950; 32B: 166-73.
17. McBride ED. A femoral head prosthesis for the hip joint. Four year's experience and the results. J Bone Joint Surg Am 1952: 34A: 989-96.
18. Thompson FR. Experiences with a vitallium intramedullary hip prosthesis. Texas State J Med 1953; 749-56.
19. D' Aubigné RM, Postel M. Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. J Bone Joint Surg Am 1954; 36A: 451-75.
20. Lipman RK. The transfixion hip prosthesis. J Bone Joint Surg Am 1957; 39A: 759-85.
21. Moore AT. The self-locking metal hip prosthesis. J Bone Joint Surg Am 1957; 39A: 811-27.
22. Moore AT. Metal hip joint. A new self-locking vitallium prosthesis. Shouthern Med J 1952; 1015-9.
23. Heywood Waddington MB. Use of the Austin Moore prosthesis for advanced osteoarthritis of the hip. J Bone Joint Surg Br 1966; 48B: 236-44.
24. Guck T. Autoplastik-transplantation implantation von fremdkörpern. Klin. Wschr 1890; 27: 421-7.
25. McKee GK. Artificial hip joint (proceedings of the East Anglian Orthopaedic Club). J Bone Joint Surg Br 1951; 33B: 465.
26. McKee GK, Farrar JW. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. J Bone Joint Surg Br 1966; 48B: 245-59.
27. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. Lancet 1961; 1: 1129-32.
28. Charnley J. Long-term radiological results. En: Charnley J., Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. Berlin, Heidelberg, New York, Springer-Verlag; 1979. p.66-91.
29. Charnley J. The bonding of prostheses to bone by cement. J Bone Joint Surg Br 1964; 46B: 518-29.
30. Habousch EJ. A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic and other considerations. Bull Hosp Joint Dis 1953; 14: 242-77.
31. Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. J Bone Joint Surg Br 1960; 42B: 28-30.
32. Wiltse LL, Hall RH, Stenehjem JC. Experimental studies regarding the possible use of self-curing acrylic in orthopaedic surgery. J Bone Joint Surg Am 1957; 39A: 961-72.
33. Dobbs HS. Survivorship of total hip replacements. J Bone Joint Surg Br 1980; 62B: 168-73.
34. Müller ME. Total hip prostheses. Clin Orthop 1970; 72: 46-68.
35. Aufranc OE, Turner RH. Total replacement of the arthritic hip. Hospital Practice 1971; 10: 66-77.
36. Ring PA. Complete replacement arthroplasty of the hip by Ring prosthesis. J Bone Joint Surg Br 1968; 50B: 720-31.
37. Ring PA. Ring UPM total hip arthroplasty. Clin Orthop 1983; 176: 115-23.
38. Ring PA. Complete replacement arthroplasty of the hip by the Ring prosthesis. Clin Orthop 1988; 235: 3-11.

#### Bibliografía

39. Gilmer WS, Tooms RE, Salvatore JE. An experimental study of the influence of implanted polyurethane sponges upon bone formation. *Surg Gynec and Obst* 1961; 113: 143-8.
40. Smith L. Ceramic-plastic material as a bone substitute. *Arch Surg* 1963; 87: 653-61.
41. Petersen CD, Miles JS, Solomons C, Predecki PK, Stephens JS. Union between bone and implants of open pore ceramic and stainless steel (Proceeding of the Orthopaedic Research Society ). *J Bone Joint Surg Am* 1969; 51A: 805-11
42. Galante J, Rostoker W, Lueck R, Day RD. Sintered fiber metal composites as a basis for attachment of implants to bone. *J Bone Joint Surg Am* 1971; 53A: 101-14.
43. Welsh RP, Pilliar RM, Macnab I. The role of surface porosity in fixation to bone and acrylic. *J Bone Joint Surg Am* 1977; 53A: 963-77.
44. Wilson JN, Scales JT. Loosening of total hip replacements with cement fixation. Clinical findings and laboratory studies. *Clin Orthop* 1970; 72: 145-60.
45. Willert HG, Ludwig J, Semlitsch M. Reaction of bone to methacrylate after hip arthroplasty. A long-term gross, electron microscopic and scanning electron microscopic study. *J Bone Joint Surg Am* 1974; 56A: 1368-82.
46. Charnley J. The reaction of bone to self-curing acrylic cement. A long term histological study in man. *J Bone Joint Surg Br* 1970; 52B: 340-53.
47. Harris WH, Schiller AL, Scholler JM, Freiberg RA, Scott R. Extensive localized bone resorption in the femur following total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1976; 58A: 612-8.
48. Coventry MB, Beckenbaugh RD, Nolan DR, Ilstrup DM. 2012 total hip arthroplasties: a study of postoperative course and early complications. *J Bone Joint Surg Am* 1974; 56A: 273-84.
49. Nolan DR, Fitzgerald RH, Beckenbaugh RD, Coventry MB. Complications of total hip arthroplasty treated by reoperation. *J Bone Joint Surg Am* 1975; 57A: 977-81.
50. Mittelmeier H. Anchoring hip endoprostheses without bone cement. En: Schaldach M.: *Artificial hip and knee joint technology*, Ed.: Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg, New York; 1976. p. 387-402
51. Judet R. Prothèse totale de hanche en "poro-metal". En: *Actualités de Chirurgie Orthopédique de L'Hopital Raymond-Poincaré et de L'Institut de recherches orthopédiques*. Masson & Cie Editeurs, Paris, 1975.
52. Lord G, Marotte JH, Blanchard JP, Guillamon JL, Gory M. Étude expérimentale de l'ancrage des arthroplasties totales madréporiques de hanche. *Rev Chir Orthop* 1978; 64: 459-70.
53. Lord G, Marotte JH, Blanchard JP, Guillamon JL, Bancel PH. Valeur de l'assise horizontale et de l'apui diaphysaire dans la repartition des contraintes du femur prothésé. *Rev Chir Orthop* 1980; 66: 141-56.
54. Lord G, Marotte JH, Blanchard JP, Guillamon JL, Gory M. Pour un ancrage biologique sans ciment des arthroplasties totales de hanche. Premier bilan de 200 prothèses madreporiques. *Rev Chir Orthop* 1978; 64: 5-13.
55. Lord G, Marotte JH, Guillamon JL, Blanchard JP. Cementless total hip arthroplasties: 284 cases. *Clin Orthop* 1988; 235: 67-74.
56. Morscher E, Mathys R, Henche HR. Isoelastic endoprosthesis. A new conception artificial joint replacement. En: Schaldach M. Ed., *Artificial hip and knee joint technology*. Berlin, Heidelberg, New York, Springer-Verlag; 1976. p. 403-21.
57. Bombelli R. Cementless, isoelastic total hip replacements: preliminary report on the firsts 215 consecutive cases. En: Morscher E. Ed., *Cementless fixation of hip endoprostheses*. Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo. Springer-Verlag; 1984. p. 211-9.
58. Bombelli R, Gerundini M, Aronson S. Early results of the RM-isoelastic cementless total hip prosthesis: 300 consecutive cases with 2-year follow-up. In: Welch RB, Ed. *The Hip. Proceedings of the Twelfth Open Scientific Meeting of the Hip Society*. St. Louis, CV Mosby; 1984. p. 133-45.
59. Andrew TA, Flanagan JP, Gerundini M, Bombelli R. The isoelastic, noncemented total hip arthroplasty: Preliminary experience with 400 cases. *Clin Orthop* 1986; 206: 127-38.
60. Magee FP, Weintein AM, Longo JA. A canine composite femoral stem. An in vivo study. *Clin Orthop* 1988; 235 : 237-52.
61. Skineer HB. Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1988; 235: 225-36.
62. Tullos HS, McCashill BL, Dickey R, Davidson J. Total hip arthroplasty with a low-modulus porous-coated femoral replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1984; 66A: 888-96.
63. Ritter MA, Keating EM, Faris PM, Campbell ED. A porous polyethylene-coated femoral component of a total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1990; 5: 83-8.
64. Engelhardt A. Uncemented, ceramic-coated, electrically-nonconductive implants with physiologic stress transfer. En: Morscher E. Ed., *The cementless fixation of hip endoprostheses*. Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo, Springer-Verlag 1984; p. 133-138.
65. Thomas BJ, Salvati EA, Small RD. The CAD hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1986; 68A: 640-6.
66. Goodman SB, Schatzker J. Intermediate results of a straight stem prosthesis in primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1987; 218: 111-2.

## Bibliografía

- 286 Estudio comparativo de dos tipos de cotilos troncocónicos roscados

67. Beckenbaugh RD, Ilstrup DM. Total hip arthroplasty. A review of three hundred and thirty-three cases with long follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 1978; 60A: 306-13.
68. Carlsson AS, Gentz CF. Mechanical loosening of the femoral head prosthesis in the Charnley total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1980; 147: 262-70.
69. Jones LC, Hungerford DS. Cement disease. *Clin Orthop* 1987; 225: 192-206.
70. Ling RSM. Cementing technique in the femur. *Techniques in Orthopaedics* 1991; 6 : 34-9.
71. Lee AJC, Ling RSM. A device to improve the extrusion of bone cement into the bone of the acetabulum in the replacement of the hip joint. *Biomedical engineering* 1974; Nov 1-3.
72. Harris WH, McCarthy JC, O'Neill DA. Femoral component loosening using contemporary techniques of femoral cement fixation. *J Bone Joint Surg Am* 1982, 64A: 1063-7.
73. Bourne RB, Oh I, Harris WH. Femoral cement pressurization during total hip arthroplasty: the role of different femoral stems with reference to the stem size and shape. *Clin Orthop* 1984; 183: 12-6.
74. Harris WH, McGann WA. Loosening of the femoral component after use of the medullary-plug cementing technique. Follow-up note with a minimum five-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 1986; 68A: 1064-6.
75. Weber BG. Pressurized cement fixation in total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1988; 232: 87-95.
76. Russotti GM, Coventry MB, Stauffer RN. Cemented total hip arthroplasty with contemporary techniques: a five year minimum follow-up study. *Clin Orthop* 1988; 235: 141-7.
77. Harris WH. A new total hip implant. *Clin Orthop* 1971; 81: 105-13.
78. Harris WH, White RE. Socket fixation using a metal bucket acetabular component for total hip replacement; a minimum five year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 1982; 64A: 745-8.
79. Harris WH, Penenberg BL. Further follow-up on socket fixation using a metal-bucket acetabular component for total hip replacement. A minimum ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1987; 69A: 1140-3.
80. Ritter MA, Keating M, Faris P, Brugo G. Metal-backed acetabular cups in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1990; 72A : 672-7.
81. Freeman MAR, McLeod HC, Levai JP. Cementless fixation of prosthetic components in total arthroplasty of knee and hip. *Clin Orthop* 1983; 176: 88-94.
82. Morscher EW. Cementless fixation of "Isoelastic" hip endoprostheses manufactured from plastic materials. *Clin Orthop* 1983; 176: 77-86.
83. Patel A, Guillemin G, Patat JL. Résultats des test mécaniques après implantation de métaux poreux à surface irrégulière. *Rev Chir Orthop* 1977; 63 (Supl II): 116-9.
84. Chen PQ, Turner TM, Ronnigen H, Galante G, Urban R, Rostoker W. A canine cementless total hip prosthesis model. *Clin Orthop* 1983; 176: 24-33.
85. Spector M, Davis RJ, Lunceford EM, Harmon SL. Porous polysulfone coatings for fixation of femoral stems by bony ingrowth. *Clin Orthop* 1983; 176: 34-41.
86. Hedley AK, Kabo M, Kim W, Coster I, Amstutz HC. Bony ingrowth fixation of newly designed acetabular components in a canine model. *Clin Orthop* 1983; 176: 12-23.
87. Brooker AF, Collier JP. Evidence of bone ingrowth into a porous-coated prosthesis. A case report. *J Bone Joint Surg Am* 1984; 66A: 619-21.
88. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement. The factors governing hip ingrowth, stress shielding and clinical results. *J Bone Joint Surg Br* 1987; 69B: 45-55.
89. Collier JP, Mayor MB, Chae JC, Surprenat VA, Surprenant HP, Dauphinais LA. Macroscopic and microscopic evidence of prosthetic fixation with porous coated materials. *Clin Orthop* 1988; 235: 173-180.
90. Epinette JA. HA : The third track. En: Epinette, Geesink (ed). *Hydroxyapatite coated hip and knee arthroplasty. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Paris: Expansion Scientifique française* 1995; 51: IX-X
91. Geesink RGT, De Groot K, Klein CPAT. Chemical implant fixation using hydroxyapatite coatings. *Clin Orthop* 1987; 225: 147-170.
92. Furlong R, Osborn JF. Fixation of the hip femoral prostheses by hydroxyapatite ceramic coating. *J Bone Joint Surg Br* 1991; 73B: 741-5.
93. Nourissat C, Adrey J, Berteaux D. The ABG standard hip prosthesis: Fiveyear results. En: Epinette, Geesink (Ed). *Hydroxyapatite coated hip and knee arthroplasty. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expression Scientifique Française* 1995; p. 227-238.
94. Vidalain JP, ARTRO GROUP. The Corail THR System in primary hip arthroplasty, Seven year experience of the ARTRO group. En : Epinette, Geesink (Ed). *Hydroxyapatite coated hip and knee arthroplasty. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Paris: Expansion Scientifique française* 1995; p. 193-203.
95. Geesink RG. Hydroxyapatite-coated total hip replacement; Seven-year Omnifit results. En: Epinette, Geesink (Ed). *Hydroxyapatite coated hip and knee arthroplasty. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française* 1995; p. 204-214.
96. Furlong R. A new concept of prosthetic fixation. En: RGT Geesink, MT Manley (Eds). *Hydroxyapatite coatings in orthopaedic surgery. Nueva York: Raven*

#### Bibliografía

Press Ltd 1993; p. 25-31.

97. Willert HG, Köster G, Köhler. The elongated revision cup for extensive defects in the osseous acetabulum. En: Ramanzadehund, EE Scheller (Eds). All oplastische verfahren und mikrochirurgische massnahmen, Einhorn Presseverlag, Reinbeck 1994; p. 317-24.
98. Wilson-McDonald J, Morscher E, Masar Z. Cementless uncoated polyethylene acetabular components in total hip replacement. A review of five-to 10-year results. J Bone and Joint Surg Br 1990; 72B: 423-30.
99. Bonnomet F, Kempf J.F. Technique de mise en place des protheses totales de hanche sans ciment. Editions Techniques. Encycl Med Chir Paris. Techniques Chirurgicales Orthopedie-Traumatologie 1993; p. 44-67.
100. Engh CA, Griffin WL, Marx CL. Cementless acetabular components. J Bone Joint Surg Br 1990; 72B: 53-9.
101. Schmitt D, Bigard O, Bressler F, Mole D, Bernard P. Resultats a long terme de deux composants cotyloidiens non cimentés dans les protheses totales de hanche. In Orthop 1993; 17: 357-64.
102. Witvoet J, Darman Z, Christel P, Fumery F. Arthroplastie totale de hanche avec anneau cotyloïdien en titane vissé. Devenir de 446 protheses avec un recul moyen de 4 ans. Rev Chir Orthop 1993; 79: 542-52.
103. Geesink RG. Hydroxyapatite coated total hip prostheses. Two year clinical and roentgenographic results of 100 cases. Clin Orthop 1990; 261: 39-58.
104. Cartillier JC. Prothèse totale de hanche sans ciment a revêtement d'hydroxyapatite de calcium, Corail: un implant biodynamisé. Rev Chir Orthop 1991; 77(Suppl I): 194
105. Arias J, Resines C, Ramos J, García-Rayó R, García J, Checa A. Revisión de 50 casos de prótesis de cadera recubiertas de hidroxiapatita. Rev Ortop Traumatol 1993; 37: 339-42.
106. Bobyn JD, Engh CH. Radiography and histology of a threaded acetabular implant. J Bone Joint Surg Br 1988; 70B: 302-4.
107. Fox GM, Mcbeath AA, Heiner JP. Hip replacement with a threaded acetabular cup. A follow-up study. J Bone Joint Surg Am 1994; 76A: 195-201.
108. Snorrason F, Kärholm J. Primary migration of fully-threaded acetabular prostheses. J Bone Joint Surg Br 1990; 72B: 647-52.
109. Baldurson H, Hansson LL, Olsson TH, Selvik A. Migration of the acetabular socket after total hip replacement determined by roentgen stereophotogrammetry. Acta Orthop Scand 1980; 51: 535-40.
110. Oettmeier R, Babisch J. Osteologic standarization of human coxarthrosis using histomorphometry and its relevance for hip arthroplasty. Pathol Rs Pract 1992; 188: 620-4.
111. Hernández Vaquero D, Suárez-Vázquez A, Fernández-Corona C, Menéndez Viñuela G, Alegre Mateo R, García Sandoval MA. Loosening of threaded acetabular cups in arthroplasty of the hip. The association with different types of coxarthrosis. Int Orthop 1996; 20: 70-3.
112. Engh CA, Hooten JP, Zettl-Schaffer KF, Ghaffarpour M, McGovern TF, Bobyn JD. Evaluation of bone ingrowth in proximally and extensively porous-coated anatomic medullary locking prostheses retrieved at autopsy. J Bone Joint Surg Am 1995; 77A: 903-10.
113. Engh CA, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH. A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 1992; 74A: 1009-20.
114. Maloney WJ, Sychterz C, Bragdon C, McGovern T, Jasty M, Engh CA, Harris WH. Skeletal response to well fixed femoral components inserted with and without cement. Clin Orthop 1996; 333: 15-26.
115. Sychterz CJ, Engh CA. The influence of clinical factors on periprosthetic bone remodeling. Clin Orthop 1996; 322: 285-92.
116. Nishii T, Sugano N, Masuhara K, Shibuya T, Ochi T, Tamura S. Longitudinal evaluation of time related bone remodeling after cementless total hip arthroplasty. Clin Orthop 1997; 339: 121-31.
117. Panisello Sebastián JJ, Herrera Rodríguez A, Peguero Bona A, Martínez Martín A, Calvo Díaz D, Domingo Cebollada J. El estado biológico del fémur como factor predictivo de la remodelación ósea. Estudio densitométrico. Rev Ortop Traumatol 1998; 42: 125-30.
118. Ostlere S, Gold R. Osteoporosis and bone density measurement methods. Clin Orthop 1991; 271: 149-62.
119. Peguero Bona A. Osteoporosis y fracturas dependientes. Tesis Doctoral. Universidad de Zaragoza, 1991.
120. McGovern T, Engh C, Zettl-Schaffer K, Hooten J. Cortical bone density of the proximal femur following cementless total hip arthroplasty. Clin Orthop 1994; 306: 145-54.
121. Roberson J. Proximal femoral bone loss after total hip arthroplasty. Orthop Clin North Am 1992; 23: 291-302.
122. D'Antonio J, Capello W, Manley M. Remodeling around hydroxyapatite-coated femoral stems. J Bone Joint Surg Am 1996; 78A: 1226-33.
123. Morscher EW. Current status of acetabular fixation in primary total hip arthroplasty. Clin Orthop 1992; 274: 172-193.
124. De Lee J, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. Clin Orthop 1976; 121: 20-32.
125. Bancel Ph. Un composant acétabulaire sans ciment d'arthroplastie totale de hanche: l'anneau vissé. Tesis Doctoral. Université de Sant Antoine. Paris, 1982.

## Bibliografía

- 288 Estudio comparativo de dos tipos de cotilos troncocónicos roscados



126. Alossa E, Brach del Prever EM., Massé A, Gallinaro P. Cotili protesici avivati: analisi della sopravvivenza ad otto ani. *Giorn Ital Ortop Traum* 1993; XIX: 13-8.
127. Kody MH, Kabo JM, Markolf KL, Dorey FJ, Amstutz HC. Strength of initial mechanical fixation of screw ring acetabular components. *Clin Orthop* 1990; 257: 146-53.
128. Puparo F, Engh CA. Comparison of porous threaded and smooth-threaded acetabular components of identical desing. Two-to four years results. *Clin Orthop* 1991; 271: 201-6.
129. Delanuy CP, Kapandjy AI. Acetabular screw rings and surface treatment. *Clin Orthop* 1997; 340: 130-41.
130. Havelin LI, Vollset SE, Engesaeter LB. Revision for aseptic loosening of uncemented cups in 4352 primary total hip prostheses. *Acta Orthop Scand* 1995; 66 : 494-500.
131. Murcia A, Paz J, Acebal G. Microdiseño de superficie. Su influencia en las prótesis no cementadas. En: *Artroplastias no cementadas de cadera. Servicio de Publicaciones de la Universidad de Oviedo.* 1997.
132. Kavanagh BF, Ilstrup D. Uncemented porous coated anatomic total hip arthroplasty: five year follow-up. Presented at the AAOS 58<sup>th</sup> Annual Meeting. Anaheim, California, 1991.
133. Martell JM, Galante J, Pierson R. Results of primary total hip reconstruction with de cementless Harris-Galante prosthesis: minimum five years results. Presented at the AAOS 58<sup>th</sup> Annual Meeting. Anaheim, California, 1991.
134. Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations of the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop* 1986; 208: 108-13.
135. Albrektsson T, Albrektsson B. Osteointegration of bone implants: a review of an alternative mode of fixation. *Acta Orthop Scand* 1987; 58: 567-77.
136. Engh CA, Bobyn JD. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1988; 231: 7-28.
137. Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, Brooks CE. Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1992; 274: 79-96.
138. Huiskes R. Finite element analysis of acetabular reconstruction. Non cemented threaded cups. *Acta Orthop Scand* 1987; 58: 620-5.
139. Massin P, Landjerit B, Roy-Camille R, Thourot M, Jacquard-Simon N. Les déformations du cotyle en charge avant et après l'implantation prothétique. Étude experimental. *Rev Chir Orthop* 1993; 58: 620-5.
140. Charnley J. Fracture of femoral prostheses in total hip replacement: A clinical study. *Clin Orthop* 1975; 111: 105-20
141. Ranawat CS, Dorr LD, Inglis AE. Total hip arthroplasty in protussio acetabuli and reumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 1980; 62A: 1059-65
142. Yoder SA, Brand R, Pedersen DR, O'Gorman TW. Total hip acetabular component position affects component loosening rates. *Clin Orthop* 1988; 228: 79-87.
143. Jonhston RC, Brand RA, Crowminhield RD. Reconstruction of the hip: a matematical approach to determine optimum geometric relationships. *J Bone Joint Surg Am* 1979; 61A: 639-52
144. Callaghan JJ, Salvati EA, Pellici PM, Wilson PD, Ranawat CS. Results of revision for mechanical failure after cemented total hip replacement: Analysis of recent cases with two to five year follow-up. *J. Bone Joint Surg Am* 1985; 67A: 1074-85
145. Lachiewicz PF, McCaskill B, Inglis A, Ranawat CS, Rosentein BD. Total hip arthroplasty in juvenile rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 1986; 68A: 502-8
146. More RC, Amstutz HC, Kabo JM, Dorey FJ. Acetabular reconstruction with threaded prosthesis for failed total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1992; 282: 114-22.
147. Schimmel JW, Huiskes R. Primary fit of the Lord cementless total hip. A geometric study in cadavers. *Acta Orthop Scand* 1988; 59: 638-42.
148. Duparc J, Massin P. Prothèses totales de hanche avec des anneaux vissés. Résultats à 2 ans et plus d'une série de 198 prothèses consécutives. *Rev Chir Orthop* 1991; 77: 221-31.
149. Eskola A, Santavirta S, Konttinen A. Cementless revision of aggressive granulomatous lesions in hip replacements. *J Bone Joint Surg Br* 1990; 72B: 212-6.
150. Horowitz SM, Doty SB, Lane JM, Burnstein AH. Studies of the mechanism by which the mechanical failure of polymethylmetracylate leads to bone resorption. *J Bone Joint Surg Am* 1993; 75A: 802-13.
151. Evans EM, Freeman MR, Miller AJ, Vernon-Roberts B. Metal sensitivity as a cause of bone necrosis and loosening of the prosthesis in total joint replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1974; 56B: 626-42.
152. Benson MKD, Goodwin PG, Brostoff J. Metal sensitivity in patients with joint replacement arthroplasties. *Br Med Journal* 1975; 4: 374-5.
153. Lalor PA, Revell PA, Gray AB. Sensitivity to titanium: a cause of implant failure? *J Bone Joint Surg Br* 1991; 73B: 25-8.
154. Blaine T, Rosier R, Puzas E, Looney H, Reynolds P, Reynolds S, O'Keefe J. Increased levels of tumor factor- $\alpha$  and interleukin-6-protein messenger RNA in human peripheral blood monocytes due to titanium particles. *J Bone Joint Surg Am*

#### Bibliografía

- 1996; 78A: 1181-92
155. Buly R, Huo MH, Salvatti E, Brien W, Bansal M. Titanium wear debris in failed cemented total hip arthroplasty. An analysis of 71 cases. *J Arthroplasty* 1992; 7: 315-23.
  156. Margevicius KJ, Bauer TW, McMahon JT, Brown SA, Merritt K. Isolation and characterization of debris in membranes around total joint prostheses. *J Bone Joint Surg Am* 1994; 76-A, 1664-75.
  157. Fuchs S, Linnenbecker S, Langenbrinck A, Chylarecki Ch. Oxidation du polyéthylène de très haut poids moléculaire lors de la stérilisation. *Rev Chir Orthop* 2000, 86:15-9
  158. Bartel DL, Burnstein AH, Toda MD, Edwards DL. The effect of conformity and plastic thickness on contact stresses in metal-backed plastic implants. *J Biomech Eng* 1985; 107; 193-9.
  159. Bartel DL, Bicjnell VL, Wright T.M. The effect of conformity, thickness, and material on stresses in ultra-high molecular weight component for total joint replacement. *J Bone Joint Surg* 1986; 68A: 1041-1051.
  160. Charnley J. Wear of hip sockets. En: Charnley J., Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. Berlin, Heidelberg, New York, Springer-Verlag 1979; p. 320-31
  161. Weightman BO, Paul IL, Rose R. A comparative study of total replacement prostheses. *J Biomech* 1973; 6: 299-311
  162. McKellop H, Clarke I, Markolf K, Amstutz H. Friction and wear properties of polymer, metal and ceramic joint materials evaluated on a multichannel screening device. *J. Biomed Mat Res* 1981;15: 619-53.
  163. Vessa O Saikko. Wear of the polyethylene acetabular cup. The effect of head material, head diameter, and cup thickness studied with a hip simulator. *Acta Orthop Scand* 1995; 66: 501-6
  164. Stuart B. Goodman, MD, PhD; Martin Lind, MD, PhD; Young Song, MD y R. Lane Smith, PhD. In vitro, in vivo, and tissue retrieval studies on particulate debris. *Clin Orthop* 1998;352: 25-34
  165. Vernon-Roberts B, Freeman MAR. The Tissue response to total joint replacement prostheses. The Scientific basis of joint replacement. Tunbridge Wells, Kent, Reino Unido: Pitman Medical Publishing 1977; 86-9
  166. Willert Hg, Semlitsch M. Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses. *J Biomed Mat Res* 1977; 11: 157-64
  167. Murray DW, Rushton N. Macrophages stimulate bone resorption when they phagocytose particles. *J Bone Joint Surg Br* 1990; 72 B: 988-92
  168. Goodman SB, Chin RC, Magee FP. Prostaglandin E2 production by the membrane surrounding loose and fixated cemented tibial hemiarthroplasties in the rabbit knee. *Clin Orthop* 1992; 284: 283-7
  169. Goodman SB, Magee FP, Fornasier VL. A radiological and histological study of aseptic loosening using a cemented tibial hemiarthroplasty in the rabbit knee. *Biomaterials* 1993; 14: 522-8
  170. Howie DW, Vernon-Roberts B, Oakeshott R, Mantney B. A rat model as resorption of bone at the cemented bone interface in the presence of polyethylene wear particles. *J Bone Joint Surg Am* 1988; 70A: 257-63
  171. Mohanty M. Cellular basis for failure of joint prosthesis. *Biomed Mater Eng* 1996; 6:165-72
  172. Horowitz SM, Purdon MAI. Mechanisms of cellular recruitment in aseptic loosening of prosthetic joint implants. *Calcif Tissue Int* 1995; 57: 301-5
  173. Saginario C, Qian HY, Vignery AI. Identification of an inducible surface molecule specific to fusing macrophages. *Proc Natl Acad Sci USA* 1995; 92: 12210-4
  174. Santavirta S, Konttinen YT, Bergroth V. Aggressive granulomatous lesions associated with hip arthroplasty. Immunopathological studies. *J Bone Joint Surg Am* 1990; 72A: 252-8
  175. Kane KR, DeHeer DH, Owens SR, Beebe JD, Swanson AB. Adsorption of collagenase to particulate titanium: A possible mechanism for collagenase localization in periprosthetic tissue. *J Appl Biomater* 1994; 5: 353-60
  176. Schmalried TP, Jasty M, Harris WH. Periprosthetic bone loose in total hip arthroplasty: Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *J Bone Joint Surg Am* 1992; 74A: 849-63
  177. Schmalried TP, Kwong LM, Jasty M. The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty. Analysis of specimens retrieved at autopsy. *Clin Orthop* 1992; 274: 60-78
  178. Anthony P, Gie G, Howie C, Ling R. Localized endosteal bone in lysis in relation to the femoral components of cemented total hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg Br* 1990; 72B: 971-9
  179. Kodaya Y, Revell PA, Al-Saffar N. Bone formation and bone resorption in failed total joint replacement arthroplasties: Histomorphometric analysis with histochemical technique. *J Orthop Res* 1996; 14: 473-82
  180. Santavirta S, Sorsa T, Konttinen YT. Role of mesenchymal collagenase in the loosening of total hip prosthesis. *Clin Orthop* 1993; 290: 206-15
  181. Takagi M, Konttinen YT, Santavirta S. Extracellular matrix metalloproteinases around loose total hip prostheses. *Acta Orthop Scand* 1994; 65: 281-6
  182. Takagi M, Konttinen YT, Santavirta S. Elastase activity, uninhibited by  $\alpha$ 1-antitrypsin in the periprosthetic connective matrix around loose total hip prostheses. *J Orthop Res* 1995; 13: 296-304
  183. Takagi M, Konttinen YT, Santavirta S.

## Bibliografía

- 290 Estudio comparativo de dos tipos de cotilos troncocónicos roscados

- Cathepsin G and  $\alpha 1$  - antichymotrypsin in the local host reaction to loosening of total hip prostheses. *J Bone Joint Surg* 1995; 77A: 16-25
184. Horowitz SM, Rapuano BP, Lane JM, Burnstein AH. The interaction of the macrophage and the osteoblast in the pathophysiology of aseptic loosening of joint replacements. *Calcif Tissue Int* 1994; 54: 320-4.
  185. David R. Haynes, Sarah J. Boyle, Susan D. Rogers, Donald W. Howie, Barrie Vernon-Roberts. Variation in cytokines induced by particles from different prosthetic materials. *Clin Orthop* 1998; 352: 223-30.
  186. Aspenberg P, Anttila A, Konttinen YT. Bony response to particles of diamond and SiC: Bone chamber studies of new joint replacement coating materials in rabbits. *Biomaterials* 1996; 17: 807-12
  187. Nordsletten L, Hogasen AKM, Konttinen YT. Human monocytes are stimulated by particles of hydroxyapatite and silicon carbide, but not diamond. In vitro studies of new prosthesis coatings. *Biomaterials* 1996; 17:1521-7
  188. Frith JC, Mönkkönen J, Blackburn GM, Russell RGG, Rogers MJ. Clodronate and liposome-encapsulated clodronate are metabolized to a toxic ATP analogue, adenosine 5'-(beta, gamma-dichloromethylene triphosphate), by mammalian cells in vitro. *J Bone Miner Res* 1997; 12: 1538-67
  189. Teronen O, Konttinen YT, Lindqvist C. Human neutrophil collagenase MMP-8 in peri-implant sulcus fluid and its inhibition by clodronate. *J Dent Res* 1997; 61: 59-61
  190. Teronen O, Konttinen YT, Lindqvist C. Inhibition of matrix metalloproteinase-1 by dichloromethylene bisphosphonate (clodronate) *Calcif Tissue Int* 1997, 61: 59-61
  191. Sato M, Grasse W, Endo N. Bisphosphonate action: Aledronate localization in rat bone and effects on osteoclast ultrastructure. *J Clin Invest* 1991; 88: 2095-105
  192. Robertsson O, Wingstrand H, Kesteris U, Jonsson K, Önnarfalt R. Intracapsular pressure and loosening of hip prostheses. Preoperative measurements in 18 hips. *Acta Orthop Scand* 1997; 68: 231-4
  193. Liebs T, Noble P, Alexander J, Monroe W. Interface pressures during cyclic loading of cemented femoral stems. *Trans Orthop Res Soc* 1997; 22: 228.
  194. Van de Vis H. Wear, particles and physical factors in loosening of the hip prostheses. PhD Thesis. University of Amsterdam. Amsterdam, Thesis Publishers; 1997
  195. Van de Vis H, Aspenberg P, Marti R, Tigchelaar W, Van Noorden C. Fluid pressure causes bone resorption in a rabbit model of prosthetic loosening. *Clin Orthop* 1998; 350: 201-8.
  196. Van de Vis H, Aspenberg P, De Kleine R, Tigchelaar W, Van Noorden C. Short periods of oscillating fluid pressure directed at titanium bone interface in rabbits leads to bone lysis. *Acta Orthop Scand* 1998; 69: 5-10
  197. Qui S, Hoshaw S, Gibson G, Lundin-Cannon K, Schaffer M. Osteocyte apoptosis after acute matrix injury in compact bone. *Trans Orthop Res Soc* 1997; 43: 89
  198. Duncan RL, Turner CH. Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain. *Calc Tissue Int* 1995; 57: 344-58
  199. Lee AJC, Ling RMS, Vangala SS. Some clinically relevant variables affecting the mechanical behaviour of bone cement. *Arch Orthop Tram Surg* 1978; 92: 1-8.
  200. Jasty MJ, Floyd WE, Schiller AL, Goldring SR, Harrisw H. Localized osteolysis in stable non septic total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1986; 68A: 912-9.
  201. Charnley J. Systemic effects of monomer. En: Charnley J., *Acrylic cement in Orthopaedic Surgery*. Edinburg, London, E & S Livingstone 1970; p. 72-8
  202. Ellis RH, Mulvein J. The cardiovascular effects of methylmethacrylate. *J Bone Joint Surg Br* 1974; 56B: 59-61
  203. Weissmann BN, Sosman JL, Braunstein EM, Dadkhalipoor H, Kandarpa K. Intravenous methylmethacrylate after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1984; 66A: 443-50
  204. Tera G, Lajara A, Muñoz A, Baselga J, Vaquero FJ, Fernández Quero L. Problemática anestésica en las artroplastias de cadera con prótesis universal madreplástica tipo Lord no cementada y su comparación con las cementadas. *Rev. Esp An Rean* 1984; 31: 9-11
  205. Charnley J. Sensitivity to acrylic resins. En: Charnley J., *Acrylic cement in Orthopaedic Surgery*. Edinburg, London, E & S Livingstone 1970; p. 79-85
  206. Goldring SR, Shiller Al, Roelke M. The synovial-like membrane at the bone-cement interface in loose total hip replacements and its proposed role in bone lysis. *J Bone Joint Surg Am* 1983; 65A: 575-84
  207. Goldring SR, Jasty M, Roelke MS. Formation of a synovial-like membrane at the bone-cement interface: it a role in bone resorption and implant loosening after total hip replacement. *Arthritis Rheum* 1986; 29: 836-42
  208. Maguire JK Jr, Coscia MF, Lynch MH. Foreign body reaction to polymeric debris following total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1987; 216: 213-23
  209. Goodman SB, Chin RC, Chiou SS. A clinical-pathologic-biochemical study of the membrane surrounding loosened and non loosened total hip arthroplasties. *Clin Orthop* 1989; 244: 182-7.
  210. Wilert Hg, Bertram H, Buchhorn GH. Osteolysis in alloarthroplasty of the hip: the role of bone cement fragmentation. *Clin Orthop* 1990; 258: 108-21
  211. Amstutz HC, Campbell P, Kossovsky N,

#### Bibliografía

- Clarke IC. Mechanism and clinical significance of wear debris-induced osteolysis. *Clin Orthop* 1992; 276: 7-18
212. Jiranek WA, Machado M, Jasty M. Production of cytokines around loosened cemented acetabular components: analysis with immunohistochemical techniques and in situ hybridization. *J Bone Joint Surg Am* 1993; 75A: 863-79
213. Chiba J, Rubash HE, Kim KJ, Iwald Y. The characterisation of cytokines in the interface tissue obtained from failed cementless total hip arthroplasty with and without femoral osteolysis. *Clin Orthop* 1994; 300: 304-12
214. Harris WH. Osteolysis and particle disease in hip replacement: a review. *Acta Orthop Scand* 1994; 65: 113-23
215. Imsac GH, Atkinson Jr, Dowson D. The causes of femoral head roughening in explanted Charnley hip prostheses. *Eng Med* 1987; 16: 167-73
216. Caravis L, Dowson D, Fisher J, Jobbins B. The influence of bone and bone cement debris on counterface roughness in sliding wear tests of ultra-high molecular weight polyethylene on stainless steel. *Proc Inst Mech Eng* 1990; 204: 65-70
217. Adams DO. The granulomatous inflammatory response: a review. *Am J Pathol* 1976; 84: 164-9
218. Lazarus MD, Cuckler Jm, Schumacher HR, Ducheyne P, Baker DG. Comparison of the inflammatory response to particulate polymethylmethacrylate debris with and without barium sulfate. *J Orthop Res* 1994; 12: 532-41.
219. Sabokbar A, Fukikawa Y, Murray DW, Athanasou NA. Radio-opaque agents in bone cement increase bone resorption. *J Bone Joint Surg Br* 1997; 79 B: 129-34.
220. Haddad FS, Cobb AG, Bentley G, Levell NJ, Dowd PM. Hipersensitivity in aseptic loosening of total hip replacements. The role of constituents of bone cement. *J Bone Joint Surg Br* 1996; 78B: 546-9.
221. Kaaber S, Thulin H, Nielsen E. Skin sensitivity to denture base materials in the burning mouth syndrome. *Contact Dermatitis* 1979; 5: 90-6
222. Tosti A, Bardazzi F, Piancastelli E, Brasile GP. Contact stomatitis due to N,N-dimethyl-para-toluidine. *Contact Dermatitis* 1990; 3: 51-7
223. Bielh GM, Harms J, Mäusle E. Tierexperimentelle und histopathologische untersuchungen über die anpassungsvorgänge des knochens nach der implantation von Tragrippen-endoprothesen *Arch Orthop Unfallchir* 1975; 81: 105-14
224. Mittelmeier. Total hip replacement with the autophor cement free ceramic prosthesis. En Morscher E. Ed., *The cementless fixation of hip endoprotheses*. Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo, Springer-Verlag 1984; p. 225-41
225. Hulbert SF, Klawitter JJ, Bowman LS. History of ceramic orthopedic implants. *Mat Res Bull* 1972; 7: 1239-46
226. Boutin P. Arthroplastie totale de la hanche par prothèses en alumine frittée. Étude expérimentale et premières applications cliniques. *Rev Chir Orthop* 1972; 58: 229-46
227. Dawihl W, Mittelmeier H, Dörre E, Altmeyer G, Hanser U. Zur tribologie von hftgelenk-endoprothesen aus aluminiumoxidkeramik. *Medizinisch-Orthopdische Technik* 1979; 99: 114-8
228. Dörre E, Dawihl W, Altmeyer G. Dauerfestigkeit keramischer hüftendoprothese. Sonderdruck aus *Biomedizinische Technik* 1977; 22: 1-5
229. Harms J, Mäusle E. Tissue reaction to ceramic implants material. *J Biom Mat Res* 1979; 13: 67-87
230. Dörre E, Dawihl W, Krohn U, Altmeyer G, Semlitsch M. Do ceramic components of hip joints maintain their strength in human bodies? En: Vincenzini P. Ed., *Ceramics in surgery*, Amsterdam, Elsevier Scientific Publishing Company, 1983.
231. Dörre E., Dawihl W., Krohn U, Altmeyer G, Semlitsch M. Behalten keraikkomponentenkunstlicher hüftgelenke ihre festigkeit im menschlichen körper. Sonderdruck aus *Biomedizinische Technik* 1982; 27: 303-308
232. Dörre E, Dawihl W. Mechanisme und tribologische eigenhafte keramischer endoprothesen. *Biomedizinische Technik* 1978; 23: 305-10
233. Mittelmeier H. Derzeitiger stand der alloarthroplastik des hüftgelenks. *Der Krakenhausarzt* 1983; 56: 481-96
234. Mittelmeier H. New development of wear resistant ceramic and metal composite prostheses with ribbed support shats for cement-free implantation. *Hefte Unfallheilkd* 1976; 126 : 333-6
235. Mittelmeier H, Brill W. Experiencia clínica de la prótesis total de cadera no cementada de Mittelmeier en la clínica ortopédica universitaria de Homburg. En: Bastos-Mora F., *Coor. Prótesis sin cementar de la cadera*. Barcelona, Ed. Jims 1988; p. 141-6
236. Fernández Sabaté A, Cabo J. Estudio del dolor crural (Simposio Prótesis Total de Cadera no cementada de cerámica). *Rev Ortop Traumatol* 1985; 29 (IB): 746-9
237. Szulc W. Autophor experience. En libro de resúmenes de: "International AFOR course on osteosynthesis and hip reconstruction". Valbella-Lenzerheide Switzerland, Marzo 1989.
238. Coscujuela A. Primeros resultados con el nuevo vástago autophor 900S (microestructurado). En libro de resúmenes de: "Curso AFOR hispano sobre Traumatología y Ortopedia". Las Palmas de Gran Canaria, 1990.
239. Stauffer RN. Ten-year follow-up study of total hip replacement. With particular reference to roentgenographic loosening of the components. *J Bone Joint Surg Am* 1982; 64A: 983-90
240. Sutherland CJ, Wilde AH, Borden LS,

## Bibliografía

- 292 Estudio comparativo de dos tipos de cotilos troncocónicos roscados

- Marks KE. A ten-year follow-up of one hundred consecutive Müller curved-stem total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am* 1982; 64A: 970-82
241. Dunn AW, Hamilton CR Müller curved stem total hip arthroplasty: long-term follow-up of 185 consecutive cases. *South Med J* 1986; 79: 168-73
242. Shaw JA, Baylei JH, Bruno A, Greer RB III. Threaded acetabular components for primary and revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1990; 5: 201-15
243. Delanuy C, Kapandji AI. Prothese totale de hanche sans ciment a ancrage geometrique de Karl Zweymüller; a resultats de nos cent premières implantations primaires. *Rev Chir Orthop* 1991; 77( Suppl I), 195
244. Lord G, Bancel P. The madreporic cementless total hip arthroplasty; new experimental data and seven year clinical follow-up study. *Clin Orthop* 1983; 176: 67-76
245. Gibson A. Vitallium-cup arthroplasty of the hip joint. Review of approximately one hundred cases. *J Bone Joint Surg Am* 1949; 31A: 861-8
246. Coventry MB. Salvage of painful hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 1964; 46A: 200-12
247. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. Modes of failure of cemented stem-type femoral components. A radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop* 1979; 141: 17-21
248. Harris WH. Revision surgery for failed, nonseptic total hip arthroplasty. The femoral side. *Clin Orthop* 1982; 170: 8-20
249. Johnston RC, Crowninshield RD. Roentgenologic results of total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1983; 181: 92-98
250. Carlsson AS, Gentz CF. Radiographic versus clinical loosening of the acetabular component in noninfected total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1984; 185: 145-50
251. O' Neill DA, Harris WH. Failed total hip replacement: assesment by plain radiographs, arthrograms and aspiration of hip joint. *J Bone Joint Surg Am* 1984; 66A: 540-6
252. Hoy ALS, Hedley AK, Clarke IC, Gruen TAW, Amstutz HC, Coster I, Moreland JR. The acetabular cement-bone interface in the experimental arthroplasties in dogs. *Clin Orthop* 1981; 155: 231-43
253. Tallroth K, Eskola A, Santavirta S, Konttinen YT, Lindholm TS. Aggressive granulomatous lesions after arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1989; 71B: 571-5
254. Bell RS, Haeri GB, Goodman SB, Fornasier VL. Case report 246 :osteolysis of the ilium associated a loose acetabular cup following total hip arthroplasty, secondary to foreign body reaction to polyethylene and methyl methacrylate. *Skeletal Radiol* 1983; 10: 201-3
255. Scott WW, Riley LH, Dorfman HD. Focal lytic lesions associated with femoral stem loosening in total hip prosthesis. *A J R* 1985; 144: 977-82
256. Murray WR, Rodrigo JJ. Arthrography for the assesment of pain after total hip replacement. A comparison of arthrographic findings in patients with and without pain. *J Bone Joint Surg Am* 1975; 57A: 1060-5
257. Gelman MI, Coleman RE, Stevens PM, Davey BW. Radiography, radionuclide imaging and arthrography in the evaluation of total hip and knee replacement. *Radiology* 1978; 128: 677-82
258. Tebranzadeh J, Schneider R, Freiberg RH. Radiological evaluation of painful total hip replacement. *Radiology* 1981; 141 : 355-62
259. Griffiths HJ, Lovelock JE, Evarts CM. The radiology of total hip replacement. *Skeletal Radiol* 1984; 12: 1-11
260. Rosenthal L, Aldis AE, Hill RO. Combined radionuclide and radiocontrast arthrography for evaluating hip arthroplasty. *Eur J Nucl Med* 1985; 10: 531-4
261. Engh C.A, Massin P, Suthers KW. Roentgenographic assesment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop* 1990; 257: 107-28
262. D' Aubigné RM, Cauchoix J, Ramadier JV. Evaluation chiffré de la fonction de la hanche. Application a l'étude des resultats des operations mobilisatrices de la hanche. *Rev. Chir Orthop* 1949; 35:541-8
263. Gord R. Traitment préventif des complications septiques postopératoires locales en chirurgie orthopédique. Tesis Doctoral, Lyon 1962
264. Johnston R.C, Moines D, Fitzgerald RH Jr, Harris WH, Poss R, Müller ME., Sledge CB. Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1990; 72A: 161-8
265. Callaghan JJ, Heekin RD, Savory CG. Evaluation of the learning curve associated with uncemented primary porous-coated anatomic total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1992; 282: 132-44
266. Collis DK. Long-term radiographic follow-up of total hip replacement. En: *The Hip. Proceedings of the tenth open scientific meeting of The Hip Society* 1982: The C.V.Mosby Co., St. Louis, 1982; p. 1-26
267. Brown IW, Ring PA. Osteolytic changes in te upper femoral shaft following porous.coated hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1985; 67B: 218-21
268. Brooker AF, Bowrman JW, Robinson RA, Riley LH. Ectopic osification following total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1973; 55A: 1629-32
269. Goetz DD, Smith EJ, Harris WH. The prevalence of femoral osteolysis associated with components inserted with or without cement in total hip replacements: a retrospective matched-pair series. *J Bone Joint Surg Am* 1994,

#### Bibliografía

- 76A: 1121-9
270. D'Aubigné R. Cotation chiffrée de la fonction de la hanche. *Rev Chir Orthop* 1990; 76, 371-4
271. Harris WH. Traumatic arthritis on the hip after dislocation and acetabular fractures. Treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 1965; 51A: 737-55
272. Larson CB. Rating Scale for Hip Disabilities. *Clin Orthop* 1963; 31: 85-93
273. Kavanagh B.F, Fitzgerald RH. Jr. Clinical and Roentgenographic assessment on Total Hip Arthroplasty. A New Hip Score. *Clin. Orthop* 1985; 193; 133-140.
274. Padgett DE, Kull L, Rosemberg A, Summer DR, Galante JO. Revision of the acetabular component without cement after total hip arthroplasty. Three to six year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 1993; 75A: 663-73.
275. Albareda Albareda J, Lasiera Sanromán JM, Seral Iñigo.F. El cótilo roscado en la artroplastia total de cadera no cementada. Estudio a 5 años. *Cadera* 1995; 2,2, 111-30
276. Harris WH, OH I. Total hip replacement and femoral head bone grafting for severe acetabular deficiency in adults. *J Bone Joint Surg Am* 1977; 59A: 752-9
277. Fernández Sabaté A, Coscujuela A, Cabo J, Ordóñez H. Evolución de las acetabuloplastias con injerto óseo atornillado en la prótesis total de caderas displásicas. En libro de resúmenes de: XXV Congreso de la SECOT, Barcelona 1988. p.137
278. Fernández Sabaté A, Coscujuela A, Cabo J, De La Torre M. Reconstrucción del cótilo con osteotomía del fondo, penetración pélvica, injerto óseo y prótesis enroscada troncocónica. En libro de resúmenes de: XXVI Congreso de la SECOT, Madrid 1989. p 222
279. Jasty M, Harris WH. Porous canine total hip replacement. En: Titzgerald RH. Ed., Non-cemented total hip arthroplasty. New York, Raven Press 1988. p. 175.-90
280. Boos B, Krushell R, Ganz R, Müller M. Total hip arthroplasty after previous proximal femoral osteotomy. *J Bone Joint Surg Br* 1997; 79B: 247-53.
281. Nich C, Angotti P, Bizot P, Van Gaver E, Witvöet J, Sedel L, Nizard R. Arthroplastie totale de hanche après ostéotomie fémorale. 78 réunion annuelle de la Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologie. Paris 2003. *Rev Chir Orthop* 2003; 89(Suppl 6): 113
282. Kessler S, Kinkel S, Kafer W, Puhl W, Schochat T. Influence of operation duration on perioperative morbidity in revision total arthroplasty. *Acta Orthop Belg.* 2003; 69:328-33
283. Cabo Cabo, F.J. Aspectos radiográficos y gammagráficos de la reacción ósea a la prótesis no cementada de cadera. Tesis Doctoral. Universidad de Barcelona, 1990
284. Albassir A, Van Dooren J. Le cotyle vissé de weill. Résultats de 356 avec un recul moyen de 4 ans. *Acta Orthop Belg* 1993; 59 (Suppl I): 310-5
285. Bruijn JD, Seelen JL, Feenstra RM, Hansen BE, Bernoski FP. Failure of the Meering screw-ring acetabular component in total hip arthroplasty. A three to seven year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1995; 77A, 5: 760-6
286. Xenakis TA, Gelais J, Koukoubis TA, Zaharis KC, Soucacos PN. Cementless hip arthroplasty in the treatment of patients with femoral head necrosis. *Clin Orthop* 2001; 386: 93-9
287. Lord G, Marotte JH, Blanchard JP, Guillamon JL, Servant J, Samuel P, Gentaz R. Arthroplasties totales de hanche madreporiques et polarisées. A propos de 2688 observations. *Rev Chir Orthop* 1988; 74; 3-14
288. Zweymüller K, Litner F, Semlisch M. Biologic fixation of press-fit titanium hip joint endoprosthesis. *Clin Orthop* 1988; 235: 195-206
289. Snorrason F, Kärrholm J, Löwenhielm G. Poor fixation of the Mittelmeier hip prosthesis. A clinical, radiographic and scintimetric evaluation. *Acta Orthop Scand* 1989; 60: 81-5
290. Huo MH, Martin RP, Zatorski LE, Keggi KJ. Total hip replacements using the ceramic Mittelmeier prosthesis. *Clin Orthop* 1996; 332: 143-50
291. Malchau H, Herbert P, Wang P, Kärrholm YX, Romanus B. Long-term clinical and radiological results of Lord total hip prosthesis. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br* 1996; 78B: 884-91
292. Delanuy C, Kapandji AI. Survie à 10 ans des prothèses totales de Zweymüller en arthroplastie primaire non cimentée de hanche. *Rev Chir Orthop* 1998; 84: 421-32
293. Vaquero Martín J, Vidal Fernández C, Roca Vicente-Franquerira J, Quemada Salsamendi F, Escudero Bayón N. Resultados a largo plazo de la prótesis porosa AML como artroplastia total de cadera primaria. *Rev Ortop Traumatol* 2002; 1: 20-5
294. Khan MA, O'Driscoll M. Fractures of the femur during total hip replacement and their management. *J Bone Joint Surg Br* 1977; 59B: 36-41
295. Marston RA, Cobb AG, Bentley G. Stanmore compared with Charnley hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1996;.78B:178-84
296. Oosterbos CJM, Tonino AJ. Prognosis of the Müller straight stem. *Hip International* 1997; 7: 101-9
297. Delbarre JC, Hulet C, Schiltz D, Aubroit JH, Vielpeau C. Prothèses totales de hanche après ostéotomies proximales du fémur. *Rev Chir Orthop* 2002, 88: 245-56
298. Stromboni M, Menguy F, Hardy P, Leparo JM, Lotart-Jacob A, Benoit J. Prothèse totale de hanche pour ostéonécrose de la tête fémorale chez le transplanté rénal. *Rev Chir Orthop* 2002, 88: 474-6
299. Mahoney OM, Dimon JH. Unsatisfactory results with a ceramic total hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*

## Bibliografía

- 294 Estudio comparativo de dos tipos de cotilos troncocónicos roscados

300. Journeau P, Mabesoone F, Touzet Ph, Prieur AM, Rigault P. Arthroplastie totale de hanche dans l'arthrite chronique juvénile. Revue d'une série de 34 prothèses. Rev Chir Orthop 1996; 82: 508-21
301. Peiró González A, Aroca Navarro JE, Salom Taverner M, Martos González F. Resultados a medio plazo de la prótesis total de cadera tipo PM. Rev Ortop Traumatol 1997; 41: 569-72
302. Almenara Martínez M, Navarro García R. Artroplastia total primaria de cadera con acetábulo roscado CST-2. Resultados radiográficos a 7 años. Rev Ortop Traumatol 1999; 2: 93-8
303. Toshikazu kubo, Shigehiro Inoue, Toshihide Maeda, Yuji Arai, Kazuo Hirakawa, Yaoping Wu, Hiroshi Suehara, Taku Ogura, Yasusuke Jirasawa. Cementless Lord total hip arthroplasty. Cup loosening common after minimum 10-year follow-up of 103 hips. Acta Orthop Scand 2001; 72: 585-90
304. Mittelmeier H, Heisel J. Sixteen-years' experience with ceramic hip prostheses. Clin Orthop 1992; 282: 64-72
305. Berry DJ, Barnes CL, Scott RD, Cabanela ME, Poss R. Catastrophic failure of the polyethylene liner of uncemented acetabular components. J Bone Joint Surg Br 1994;76B: 575-8
306. Gross AE, Dust WN. Acute polyethylene fracture in an uncemented acetabular cup. Can J Surg 1997; 40: 310-2
307. Patel J, Scott JE, Radford WJ. Severe polyethylene wear in uncemented acetabular cup system components: a report of 5 cases. J Arthroplasty 1999; 14: 635-6
308. Valverde García JA, Ganso Pérez A, Álvarez Ramos A, Barco Berzosa A, Useros Milano G. Rotura del núcleo de polietileno en cótilo no cementado. Rev Esp Cir Osteoart 2000; 35: 348-50
309. Burckhardt A, Berberat C. How safe are ceramic heads as hip endoprotheses? Arch Orthop Trauma Surg 1993; 112: 215-9
310. Holmer P, Nielsen PT. Fracture of ceramic femoral heads in total hip arthroplasty. J Arthroplasty 1993; 8:567-71
311. Otsuka NY, Schatzker J. A case of fracture of a ceramic head in total hip arthroplasty. Arch Orthop Trauma Surg 1994;113: 81-2
312. Mangione P, Pascarel X, Vinciguerra V, Honton JL. Fracture des tetes en ceramique dans les protheses totales de hanche (a propos de deux cas. Int Orthop (SICOT) 1994; 18:359-62
313. Higuchi F, Inoue A. Fractures of an alumina ceramic head in total hip arthroplasty. J Arthroplasty 1995; 10: 851-4
314. Callaway GH, Glynn W, Ranawat AS, Sculco TP. Fracture of the femoral head after ceramic on polyethylene total hip arthroplasty. J Arthroplasty 1995; 10: 855-9
315. Krikler S, Schatzker J. Ceramic head failure. J Arthroplasty 1995; 10: 860-2
316. Michaud RI, Rashad SY. Spontaneous fracture of the ceramic ball in a ceramic-polyethylene total hip arthroplasty. J. Arthroplasty 1995;10: 863-7
317. Pérez Cid C, Villar JL, Montero O, Fernández HR, Caeiro JR. Estallido de la cabeza de cerámica en 1 prótesis total de cadera cementada. Rev Esp Cir Osteoart 1997; 32: 106-8
318. Toni A, Terzi S, Sudaneses A, Bianchi G. Fracture of ceramic components in total hip arthroplasty. Hip International 2000; 10: 49-56
319. McLean CR, Dabis H, Mok D. Delayed fracture of the ceramic femoral head after trauma. J Arthroplasty 2002; 17: 503-4
320. Djian P, Glorion CH, Goutalier D. Devenir des cotyles vissés dans les hanches arthroscopiques. Acta Orthop Belgica 1993, 59( Suppl I): 316-22
321. Vaquero Martín J, Muñoz Jiménez I, Guisasola Gorrochategui I, Alvarez Gonzalez C. Prótesis madreporica. Diez años después. Rev Ortop Traumatol 1994; 38: 377-82
322. Hidalgo Ovejero AM, Berrozpe Beriain I, García Mata S, González Arteaga J, Martínez Grande M. Valoración a medio-largo plazo de los cótilos de Mittelmeier. Rev Esp Cir Osteoart 1996; 31: 67-72
323. Delanuy C. Couple de friction métallique de seconde génération en arthroplastie totale primaire non cimentée de hanche. Rev Chir Orthop 2000; 86: 809-24
324. Epinette JA. Résultats à long term de la cupule vissée acétabulaire Arc2f: à propos d'une série de 275 cas revus à 10 ans de recul minimum.75<sup>e</sup> réunion annuelle de la Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologie. Rev Chir Orthop 2000; 86: 103
325. Mann CJ, McNally S, Taylor E, Shepperd JAN. A retrospective clinical and radiographic review of 173 hydroxiapatite-coated screw cups with 5 to 10 year follow-up, showing low revision rates for fixation failure. J Arthroplasty 2002; 17: 851-5
326. Seral Iñigo F, Seral García B, Lasierra Sanromán JM, Albareda Albareda J. Artroplastia total de cadera metal-metal. Resultados a distancia de 5 a 7 años Rev Esp Cir Osteoart 2002; 37: 114-9
327. Sochart DH, Porter ML. The long-term results of Charnley low-friction arthroplasty in young patients who have congenital dislocation, degenerative osteoarthritis or rheumatoid arthritis. J Bone Joint Surg Am 1997; 79A: 1599-617
328. Peraldi P, Vanden Bussche E, Augereau B. Mauvais résultats cliniques des cupules cimentées avec metal-back. Rev Chir Orthop 1997; 83: 561-5
329. Massoud S, Hunter JB, Holdworth BJ, Wallace WA, Juliusson R. Early femoral loosening in one design of cemented hip

- replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1997; .79B : 603-8
330. Schöll E, Eggli S, Ganz R. Osteolysis in cemented titanium alloy hip prosthesis. *J Arthroplasty* 2000; 15: 570-5
331. Pandit HG, Hand CJ, Ramos JL, Pradhan NS, Hobbs NJ. Early aseptic loosening in one design (3M-Capital) of cemented total hip replacement. *Hip International* 2000; 1: 38-42
332. Bonnomet F, Vanhille W, Lefebvre Y, Clavert P, Gicquel P, Kempf JF. Echec d'une armature métallique grillagée pour le scellement acétabulaire. *Rev Chir Orthop* 2001; 87:544-55
333. Rousseau MA, Le Mouel A, Goutallier D, Van Driessche S. Analyse de survie à 20 ans d'une cohorte de 104 prothèses totales de hanche cimentées à couple de frottement alumine/alumine. 78 réunion annuelle de la Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologie. Paris 2003. *Rev Chir Orthop* 2003; 89 (Suppl 6)
334. Boisgard S, Fure P, Etienne Moreau P, Levai JP. Résultats de la prothèse totale de hanche cimentée autobloquante de Müller avec tête de 28 mm au recul moyen de 10 ans (9-12). 78 réunion annuelle de la Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologie. Paris 2003. *Rev Chir Orthop* 2003; 89 (Suppl 6)
335. Hungerford DS, Krackow KA, Lennox DW. The PCA primary and revision hip systems. En: Fitzgerald R.H. Ed., Non-cemented total hip arthroplasty. New York, Raven Press 1988. p. 433-50
336. De Palacios y Carvajal J, Villar González JL. La prótesis Poropalcar: Revisión de 880 casos. *Rev Ortop Traumatol* 1995; 39: 199-203
337. Clohisy JC, Harris WH. The Harris-Galante porous-coated acetabular component with screw fixation. An average ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1999; 81A :66-73
338. Mont MA, Yoon TR, Krackow KA, Hungerford DS. Clinical experience with a proximally porous-coated second-generation cementless total hip prosthesis: minimum 5-year follow-up. *J Arthroplasty* 1999;14: 930-9
339. Weber D, Schaper LA, Pomeroy DL, Badenhauen WE, Curry JI. Cementless hemispheric acetabular component in total hip replacement. *Int Orthop* 2000;24(3):130-3
340. D'Lima DD, Yashar AA, Venn-Watson EJ, Colwell CW, Walker RH. The Harris-Galante porous acetabular component at intermediate follow-up. *Orthopedics* 2001; 24:747-51
341. Spicer DD, Schaper LA, Pomeroy DL, Badenhauen WE, Curry JI, Suthers KE. Cementless cup fixation in total hip arthroplasty after 5-8 years. *Int Orthop* 2001; 25: 286-9
342. Giannikas KA, Din R, Sadiq S, Dunningham TH. Medium-term results of the ABG total hip arthroplasty in young patients. *J Arthroplasty* 2002; 17:184-8
343. Brinker MR, Rosenberg AG, Kull L. Primary total hip arthroplasty using non cemented porous coated femoral components in patients with osteonecrosis of the femoral head. *J Arthroplasty* 1994; 5: 457-68
344. Murzic WJ, Mc Collum DE: Hip arthroplasty for osteonecrosis after renal transplantation *Clin Orthop* 1994; 299: 212-9,
345. Muschler GF, Lane JM, Martin RB. Bone ingrowth fixation in abnormal bone. En : Fitzgerald R.H. Ed., Non-cemented total hip arthroplasty. New York, Raven Press 1988. p. 119-34
346. Ivory JP, Kershaw CJ, Choudhry R, Parmar H, Stoyle TF. Autophor cementless total hip arthroplasty for osteoarthritis secondary to congenital hip dysplasia. *J Arthroplasty* 1994; 9: 427-33
347. Vaquero Martín J. Aflojamiento de los cótilos roscados en las prótesis de cadera. *Rev Esp Cir Osteoart* 2000; .35: 273-9,
348. Eyb R, Kutschera P, Schartelmueller T, Toma C, Zweymüller. Midterm experience with the cementless zweymüller system results of a minimum five-year follow-up study. *Acta Orthop Belg* 1993; 59: 138-43
349. Lang G, Callea C. Résultats à moyen terme de la prothèses sans ciment vissée SCL. Expérience internationale à propos de 5341 cas depuis 1982. *Acta Orthop Belg* 1993; .59: 202-6
350. Orozco R, Koch PF, Girós J, Sales JM. Provisional results of CLS cup using IDES. *Int Orthop (SICOT)* 1994; 18: 363-7
351. Claus B, Van Innis B, De Witte E, Van Overschelde J, Magotteaux B, Fatemi F, Vandepaer F. The Harris-Galante cementless acetabular component: results in 190 cases with at least 3 years follow-up. *Acta Orthop Belg* 1993; 59: 307-9
352. Wroblewski BM, Fleming PA, Siney PD. Charnley low-frictional torque arthroplasty of the hip. 20 to 30 year results. *J Bone Joint Surg Br* 1999; 81B: 427-30
353. Joshi AB, Markovic L, Hardinge K, Murphy JC. Total hip arthroplasty in ankylosing spondylitis. *J Arthroplasty* 2002; 17 : 427-33
354. Dominkus M, Wanivenhaus AH, Morscher M, Powell G, Krismer M, Wöllfl G. Different cup migration in rheumatoid arthritis and arthrosis. *Acta Orthop. Scand* 1998: 69: 455-62
355. Endler M, Endler F, Plenck H. Experimental and early clinical experience with un cemented UHMW polyethylene acetabular prosthesis. En Morscher E. Ed., The cementless fixation of hip endoprostheses. Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo, Springer-Verlag 1984. p. 91-9
356. Schmalzried TP, Guttman D, Grecula M. The relationship between the desing, position and articular wear of acetabular components inserted without cement and the development of pelvic osteolysis. *J Bone Joint Surg Am* 1994; 76A: 677-88

## Bibliografía

- 296 Estudio comparativo de dos tipos de cótilos troncocónicos roscados



357. Seral F, Villar JM, Esteller A, Gonzalo F, Abad I, Martínez M, Jordá E, Espinar E. Five-year follow-up evaluation of the noncemented press-fit titanium hip-joint endoprosthesis. *Clin Orthop* 1992; 283: 49-56
358. Litner F, Zweymüller K, Brand G. Tissue reactions to titanium endoprostheses, autopsy studies in four cases. *J Arthroplasty* 1986;1: 183-95
359. Heekin RD, Callaghan JJ, Hopkinson WJ, Savory CG, Xenos JS. The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. *J Bone Joint Surg Am* 1993; 75A :77-91
360. Dorr LD, Lewonowski K, Lucero M, Harris M, Wan Z. Failure mechanisms of anatomic porous replacement in cementless total hip replacement. *Clin Orthop* 1997; 334: 157-67
361. Tompkins GS, Jacobs JJ, Kull LR, Roseberg AG, Galante JO. Primary total hip arthroplasty with a porous-coated acetabular component. *J Bone Joint Surg Am* 1997; 79A:169-75
362. Tanzer M, Maloney W, Jasty M. The progression of femoral cortical osteolysis in association with total hip arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg Am* 1992; 74A: 404-10.
363. Petrea F, Rubash H.E. Fixing the cup; Instructional Course Lectures, Academy of Orthopedics surgeons, 1994; 43: 393-407
364. López-Sastre Núñez A, González Robledo J, Ortiz Gómez JA, De La Sierra Setién LM, De La Sierra Setién JA. Prótesis de cadera tipo PCA sin cementar. Resultados tras 5 años de seguimiento. *Rev Ort Traumatol* 1995; 40: 420-5
365. Vicent Carsi V, Pardo Montaner J, Magraner Pons JV. Seguimiento a largo plazo de un cótilo roscado troncocónico sin cementar. *Rev Ortop Traumatol* 1996; 40: 426-30
366. Apel DM, Smith DG, Schwartz CHM, Praposky WG. Threaded cup acetabuloplasty. *Clin Orthop* 1989; 241: 183-9
367. Schmalzried TP, Wessinger SJ, Hill GE, Harris WH. The Harris-Galante porous acetabular component press-fit without screw fixation. Five year radiographic analysis of primary cases. *J Arthroplasty* 1994; 9: 235-42
368. Önste I, Carlsson AS, Ohlin A, Nilsson JA. Migration of acetabular components, insert with and without cement, in one-stage bilateral hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1994; 76A: 185-94
369. Weill D. Qualités et défauts des cotyles vissés. A propos d'une série homogène de 1400 implantations de cotyle CLW avec un recul moyen de 7 ans. *Rev Chir Orthop* 1991; 77( Suppl. I): 145
370. Nilsson LT, Franzén H, Carlsson AS, Önnarfält R. Early radiographic loosening impairs the function of a total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1994; 76B: 235-44
371. Ring PA. Total replacement of the hip joint. A review of a thousand operations. *J Bone Joint Surg Br* 1974; 56B: 44-58
372. Morscher E, Dick W. Cementless fixation of a polyethylene acetabular component. En : Morscher E. Ed., *The cementless fixation of hip endoprostheses*. Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo. Springer-Verlag 1984. p. 200-4
373. Stampfel O, Pommer W, Trauner R, Satner V. 3,5 year's results of Lord primary total hip arthroplasties and 1,5 year's experience with revision arthroplasties for loose cemented prostheses. En: Morscher E. Ed., *The cementless fixation of hip endoprostheses*. Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo. Springer-Verlag 1984. p. 265-74
374. Kwong LM, Jasty M, Mulroy RD, Maloney WJ, Bragdon C, Harris W.H. The histology of the radiolucent line. *J Bone Joint Surg Br* 1992; 74B: 67-73
375. Naraghi FF, DeCoster TA, Moneim MS, Miler RA, Rivero D. Heterotopic ossification. *Orthop Int* 1996; 4: 131-8
376. Riegler HF, Harris CM. Heterotopic bone formation after total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1976; 117: 209-16
377. Soballe K, Christensen F, Kristensen SS. Ectopic bone formation after total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1988; 228: 57-62
378. Kjaersgaard-Andersen P, Pedersen P, Kristense SS, Schmidt SA, Pedersen NW. Serum alkaline phosphatase as an indicator of heterotopic bone formation following total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1988; 234: 102-9
379. Hernández Vaquero D, Murcia Mazón A, Paz Jiménez , Amigo Fernández A. Artroplastia total de cadera Mittelmeier. *Rev Esp Cir Osteoart* 1995; 30: 138-41
380. Pajares López M, Hernández Cortés M, Peregrina Palomares M, Hernández Hernández MA. Vástagos cementados y no cementados en artroplastias totales de cadera por coxopatías mecánicas. *Rev Esp Cir Osteoart* 1998; 33: 59-65
381. Montero Furelos LA, Galdo Pérez M, Yubero Pascual J, Sánchez Mozo A. Calcificaciones heterotópicas en cirugía protésica de cadera. *Rev Esp Cir Osteoart* 1999; 34(198) : 70-4
382. Ravikumar J, Shetty A, Rnad C. Heterotopic ossification after uncemented hydroxyapatite-coated oprimary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2001;16: 1038-42
383. Kim Young-Hoo. Bilateral cemented and cementless total hip arthroplasty. *J.Arthroplasty* 2002;17: 434-40
384. Ilyas I, Mareau P. Simultaneous bilateral total hip arthroplasty in sickle cell disease. *J Arthroplasty* 2002; 17: 441-5
385. Badhe N, Quinnell RC, Howard PW. The uncemented Bi-contact total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2002; 17: 896-901
386. Chalmers J, Gray DH, Rush J. Observation on the induction of bone in soft tissues. *J Bone Joint Surg Br* 1975; 57B: 36-45

#### Bibliografía

- 1991; 73A: 924-9
387. Ekelund A, Brosjö O, Nilsson OS. Experimental induction of heterotopic bone. *Clin Orthop* 1991; 263: 102-12
388. Shaffer B. A critical review. Heterotopic ossification in total hip replacement. *Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst* 1989; 49: 55-74
389. Ritter MA, Vaughan RB. Ectopic ossification after total hip arthroplasty. Predisposing factors, frequency and effect on results. *J Bone Joint Surg Am* 1977; 59A: 346-51
390. Pedersen NW, Kristensen SS, Schmidt SA, Pedersen P, Kjaersgaard P. Factors associated with heterotopic bone formation following total hip replacement. *Arch Orthop Trauma Surg* 1989; 108: 92-5
391. Pitenger D.E. Heterotopic ossification. *Orthop Rev* 1991; 20: 33-9
392. Ahrengart L. Periarticular heterotopic ossification after total hip arthroplasty; risk factors and consequences. *Clin Orthop* 1991; 263: 49-58.
393. Errico TJ, Fetto JF, Waugh TR. Heterotopic ossification: incidence and relation to trochanteric osteotomy in 100 total hip arthroplasties. *Clin. Orthop* 1984; 190: 138-41
394. Kjaersgaard-Andersen P, Streinke MS, Hougaard K, Sojbjerg JO, Jensen J. Heterotopic bone formation following hip arthroplasty. A retrospective study of 65 bilateral cases. *Acta Orthop Scand* 1991; 62: 223-5
395. Morrey BF, Adams RA, Cabanella ME. Comparison of heterotopic bone after anterolateral transtrochanteric, and posterior approaches for total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1984; 188: 160-7
396. Warren SB, Brooker AF. Excision of heterotopic bone followed by irradiation after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1992; 74A: 201-20
397. Garland DE. A clinical perspective on common forms of acquired heterotopic ossification. *Clin Orthop* 1991; 263: 13-29
398. Freiberg AA, Canto R, Freiberg RA. The use of aspirin to prevent ossification after total hip arthroplasty. A preliminary report. *Clin Orthop* 1991; 267: 93-6
399. Kjaersgaard-Andersen P, Smith SA. Total hip arthroplasty. The role of antiinflammatory medications in the prevention of heterotopic ossification. *Clin Orthop* 1991; 263: 78-86
400. Wurning C, Eyb R, Auesperg V. Indomethacin for prevention ectopic ossification in cementless hip arthroplasties. A prospective 1 year study of 100 cases. *Acta Orthop Scand* 1992; 63: 628-30
401. Pagnani MJ, Pellici PM, Salvati EA. Effect of aspirin on heterotopic ossification after total hip arthroplasty in men who have osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am*; 1991; 73A: 924-9
402. Lo TC, Healey WL, Covall DJ. Heterotopic bone formation after hip surgery; prevention with single-dose postoperative hip irradiation. *Radiology* 1988; 168: 851-4
403. Hedley AK, Mead LP, Hendren DH. The prevention of heterotopic bone formation following total hip arthroplasty using 600 rad in a single dose. *J Arthroplasty* 1989; 4: 319-25
404. Ayers DC, Pellegrini VD, Mc Collister E. Prevention of heterotopic ossification in high risk patients by radiation therapy. *Clin Orthop* 1991; 263: 87-93.
405. Maloney WJ, Jasty M, Willet C, Mulroy RD, Harris WH. Prophylaxis for heterotopic bone formation after total hip arthroplasty using low-dose radiation in high risk patients. *Clin Orthop* 1991; 263: 87-93
406. Healy WL, Lo TC, De Simone AA, Rask B, Pfeifer BA. Single-dose radiation for the prevention ossification after total hip arthroplasty. A comparison of doses of five hundred and fifty and seven hundred centigray. *J Bone Joint Surg Am* 1995; 77A: 590-5
407. Knelles D, Barthel D. Prevention of heterotopic ossification after total hip replacement: a prospective randomized study using acetylsalicylic acid, indomethacin and fractionall or single dose irradiation. *J Bone Joint Surg Br* 1997; 79: 596-602
408. Orzel J, Rudd T. Heterotopic bone formation: clinical laboratory and imaging correlation. *J Nucl Med* 1985; 26: 125-32
409. Schmalzried TP, Guttman D, Grecula M. The relationship between the desing, position and articular wear of acetabular components inserted without cement and the development of pelvic osteolysis. *J Bone Joint Surg Am* 1994; 76A: 677-88
410. García Cimbrello E, Martínez Sayanes JM, Minuesa A, Munuera L. Mittelmeier ceramic-ceramic after 10 years. *J Arthroplasty* 1996; 11: 773-81
411. Passuti N, Feczroz F, Manselle JC, Bertrand O, Bainvel JV. Résultats et analyse des échecs d'implants cotyloïdiens vissés; à propos de 107 cas. *Rev.Chir. Orthop* 1991;77(Suppl I) : 144
412. Riska EB. Ceramic endoprosthesis in total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1993; 297: 87-94
413. Muller W, Friederich NF, Chaefer N, Laubert P. Five to ten year follow-up results of non-cemented total hip replacement. *Acta Orthop Belg* 1993; 59 (Suppl I): 297-303
414. Marotte JH, Lord G. L'anneau vissé de Lord: contraintes et résultats tardifs. *Acta Orthop Belg* 1993; 59 (Suppl I): 254-5
415. Decoulx J, Kapandji T, Laffargue P. Influence de l'état de surface sur la stabilité des implants cotyloïdiens sans ciment de type Weill. *Rev.Chir.Orthop.*1995; 81 (Suppl 2): 141

## Bibliografía

- 298 Estudio comparativo de dos tipos de cotilos troncocónicos roscados

416. Weill D, Scarlat M. Nôtre expérience des cotyles vissés. A propôs d'une série personnelle de 556 anneaux CLW avec un récul de 7 à 10,6 ans. Rev. Chir.Orthop 1995; 81(Suppl 2): 138-9.
417. Jazrawi LM, Bogner E, Della Valle DJ, Chen FS, Pak KI, Stuchin SA, Frankel VH, Di Cesare PE. Wear rates of ceramic on ceramic bearing surfaces in total hip implants. J Arthroplasty 1999; 14: 781-7
418. García-Cimbreló E, Munuera L. Early and late loosening of the acetabular cup after low-friction arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 1992; 74A: 1119-29
419. Lewallen DG, Cabanela ME. Hybrid primary total hip arthroplasty: A 5 to 9 year follow-up study. Clin Orthop 1996; 333: 126-133
420. Ali MS, Kumar A. Hydroxiapatite-coated RM cup in primary arthroplasty. Int Orthop. 2003; 27(2):90-3.
421. Blacha J. High osteolysis and revision rate with the hydroxiapatite coated ABG prostheses: 65 hips in 56 young patients followed for 5-9 years. Acta Orthop Scand. 2004; 75: 276-82
422. Callaghan JJ, Templeton JE, Liu SS, Pedersen DR, Goetz DD, Sullivan PM, Johnston RC. Results of Charnley total hip arthroplasty at a minimum of thirty years. A concise follow-up of a previous report. J Bone Joint Surg Am 2004; 86A: 690-5
423. Carlsson AS, Gentz CF. Radiographic versus clinical loosening of the acetabular component in noninfected total hip arthroplasty. Clin Orthop 1984; 185: 145-50
424. Aamodt A, Nordsletten L, Havelin LI, Indrekvam K, Utvag SE, Hviding K. Documentation of hip prostheses used in Norway : a critical review of the literature from 1996-2000. Acta Orthop Scand 2004; 75: 663-76
425. Engh CA, Hopper RH Jr, Engh CA Jr. Long-term porous-coated cup survivorship using spikes, ecews, and press-fitting for initial fixation. J Arthroplasty 2004; 19( Suppl 2): 54-60
426. Aldinger PR, Thomsen M, Lukoschek M, Mau H, Ewerbeck V, Breusch SJ. Long-term fate of uncemented, threaded acetabular components with smooth surface treatment: minimum 10-year follow-up of two diferent designs. Arch Orthop Trauma Surg. 2004; 124: 469-75
427. Kerboull L, Hamadouche M, Courpied JP, Kerboull M. Long-term results of Charnley-Kerboull hip arthroplasty in patients younger than 50 years. Clin Orthop Relat Res. 2004; 418: 112-8
428. Halley DK, Glassman AH. Twenty-to twenty-six-year radiographic rewiew in patients 50 years of age or younger with cemented Charnley, low-friction arthroplasty. J Arthroplasty 2003;18 (7 Suppl 1): 79-85
429. Kavanagh BF, Wallrichs S, Dewitz M, Berry DJ, Currier B, Ilstrup D, Coventry MB. Charnley low friction arthroplasty of the hip: Twenty year results with cement. J Arthroplasty 1994; 9 :299-304