



Síntesis de radio distal con placa volar. Influencia del bloqueo en el ángulo de los tornillos

Álvaro Toro Aguilera



Aquesta tesi doctoral està subjecta a la llicència **Reconeixement- Compartiqual 3.0. Espanya de Creative Commons.**

Esta tesis doctoral está sujeta a la licencia **Reconocimiento - Compartiqual 3.0. España de Creative Commons.**

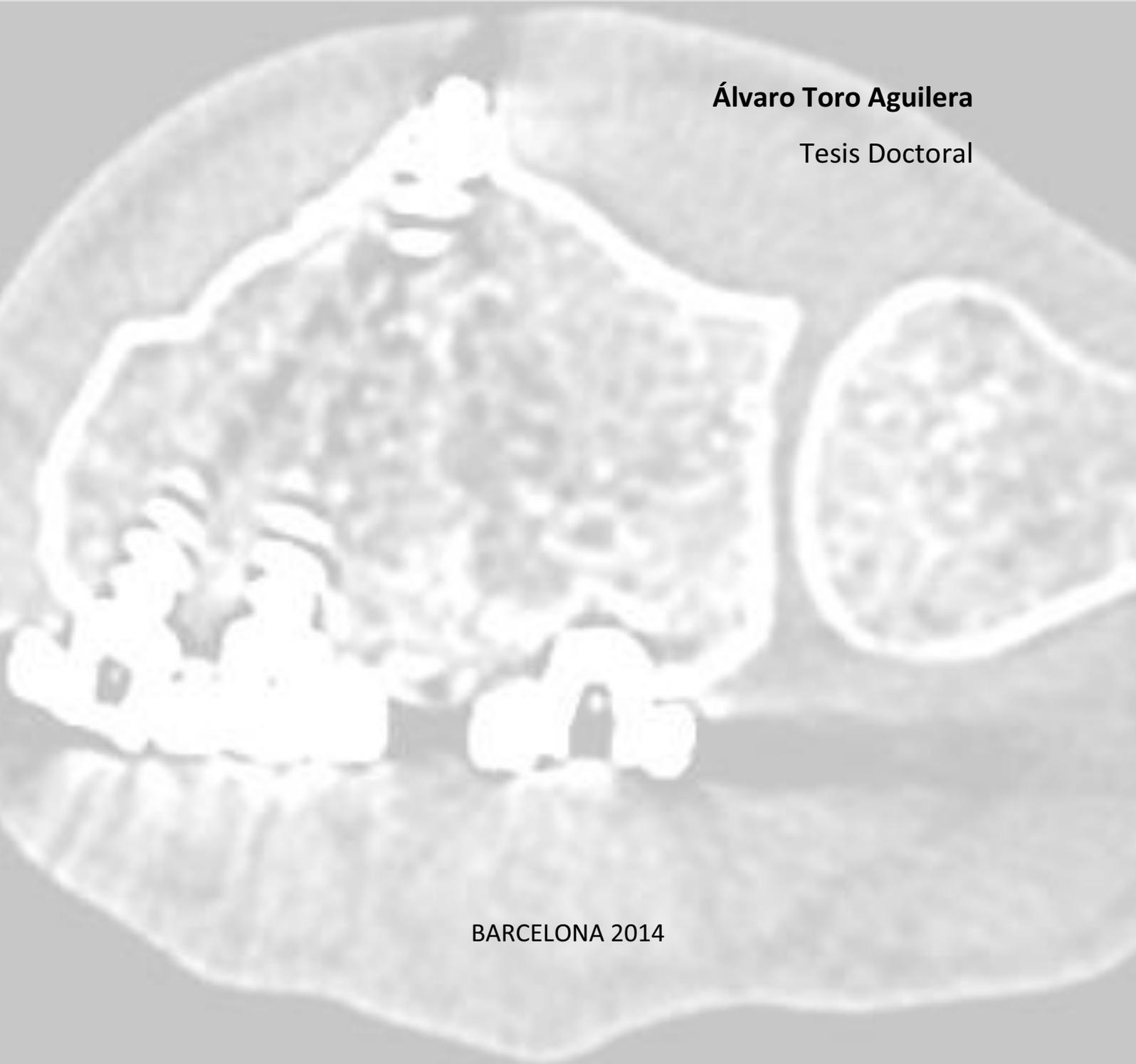
This doctoral thesis is licensed under the **Creative Commons Attribution-ShareAlike 3.0. Spain License.**

**SÍNTESIS DE RADIO DISTAL CON PLACA VOLAR.
INFLUENCIA DEL BLOQUEO EN EL ÁNGULO DE LOS
TORNILLOS.**

Álvaro Toro Aguilera

Tesis Doctoral

BARCELONA 2014





FACULTAD DE MEDICINA

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN AGRESIÓN BIOLÓGICA Y MECANISMOS DE RESPUESTA

PROGRAMA DE DOCTORADO: GRUPO DE REPARACIÓN Y PLASTICIDAD

MUSCULOESQUELÉTICA (IDIBAPS)

**SÍNTESIS DE RADIO DISTAL CON PLACA VOLAR.
INFLUENCIA DEL BLOQUEO EN EL ÁNGULO DE LOS
TORNILLOS.**

Tesis Doctoral presentada por Álvaro Toro Aguilera
para optar al grado de Doctor en Medicina por la Universidad de
Barcelona.

Directores: Dr. Josep M. Segur Vilalta

Dra. M. Pilar Camacho Carrasco

BARCELONA 2014

“Try not. Do or do not. There is no try”

Anónimo.

A Laura y a mis padres, Juliana e Isidoro.

AGRADECIMIENTOS

Toda mente de las llamadas “de ciencias” se encuentra con el problema de redactar este apartado. Sin duda, yo no soy una excepción. Me resulta difícil resumir el apoyo personal y profesional recibido de estos años y, en un intento de no olvidarme de nadie, quisiera dar las gracias en primer lugar a los Doctores Pablo Martínez Galarza, Marc Garcia-Elias i Cos y a la memoria del Doctor Josep Ramos Escalona, pues sin ellos, este trabajo no hubiera sido posible.

Al Profesor Santiago Suso Vergara, Profesor Titular de Cirugía Ortopédica y Traumatología de la Universidad de Barcelona, por animarme en esta iniciativa y orientarme a convertirla en una tesis doctoral.

Al Doctor Josep M. Segur Vilalta, Director de esta tesis doctoral, Profesor Asociado de la Facultad de Medicina y miembro del Grupo de Reparación y Plasticidad Musculo-esquelética de la Universidad de Barcelona. Gracias por sus consejos y su meticulosidad a la hora de hacer las cosas.

A la Doctora M. Pilar Camacho Carrasco, co-Directora de esta tesis doctoral, Profesora Asociada de la Facultad de Medicina de la Universidad de Barcelona y miembro del servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Clínico de Barcelona, por su crítica constructiva y por ser un estímulo constante además de una fuente de ánimo.

Al Doctor Miguel Caballero, Profesor Asociado de la Facultad de Medicina de la Universidad de Barcelona y miembro del Instituto de Investigaciones Biomédicas August Pi i Sunyer (IDIBAPS), por su ayuda en el asesoramiento estadístico.

A la Universidad de Barcelona, la Facultad de Medicina y sus dos Campus, por participar en la formación de mi carrera en diferentes momentos.

A todo el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital General de Granollers. A los adjuntos, mis residentes mayores y los menores. Gracias por acogerme los 5 años de formación de la especialidad. Agradecer especialmente al Doctor Alejandro Yunta Gallo el apoyo en este proyecto como Jefe de Servicio.

Al Servicio de Diagnóstico por la Imagen del Hospital General de Granollers. A los técnicos por su paciencia infinita y a los médicos, en especial al equipo de Patología del Aparato Locomotor, las Doctoras Carme Blancas y Sonia Carbó. ¡Gracias! por vuestra colaboración e implicación desinteresada.

Al Hospital General de Granollers, centro donde se desarrolló esta tesis doctoral y a la región sanitaria que acoge. A la Doctora Diana Navarro y a todo el Comité de Ética e Investigación Clínica por su aval y sus consideraciones a fin de mejorar el proyecto.

Al Doctor Borja Suárez Fernández por ser mi hermano mayor en muchos aspectos, especialmente en el último año.

Al Doctor Pablo Martínez Galarza, mi maestro y compañero de unidad en el Hospital de Mollet. Por enseñarme esta profesión y tu manera de hacer las cosas. Es un verdadero privilegio aprender de ti.

A mis amigos y compañeros los Doctores Cristian Carrasco, Daniel Lorenzo y Manuel Gutiérrez, por ser un ejemplo de motivación y sencillez.

A mis padres Júlia e Isidoro por regarme todos los días y a mi hermana Irene.

A Laura por quererme, soportarme y entender mi profesión.

Índice

1. INTRODUCCIÓN	13
1.1. Biomecánica de la muñeca	15
1.1.1. Consideraciones anatómicas	15
1.1.2. Cinemática y cinética carpiana	18
1.2. Clasificación y patrones de fractura del extremo distal del radio	21
1.3. Tratamiento	24
1.3.1. Criterios de reducción aceptable, inestabilidad e indicación quirúrgica	24
1.3.2. Tratamientos: incruento y quirúrgico	27
1.4. Placas	32
1.4.1. Síntesis con placa dorsal	32
1.4.2. Síntesis con placa volar	33
1.4.3. Sistemas de fragmentos específicos	35
1.5. Fijación Volar	37
1.5.1. Consideraciones mecánicas	37
1.5.2. Placas con tornillos de ángulo variable	43
1.5.3. Placas con tornillos de ángulo fijo	44
1.5.4. Complicaciones	45
2. JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN	51
3. HIPÓTESIS DE TRABAJO	55
4. OBJETIVOS	59
4.1. Objetivo principal	61
4.2. Objetivos secundarios	61
5. MATERIAL Y MÉTODOS	63
5.1. Diseño del estudio	65
5.1.1. Plan de trabajo	66
5.1.2. Criterios de selección	68
5.1.3. Descripción de la muestra	69
5.1.4. Técnica quirúrgica empleada	70
5.1.5. Materiales empleados	77
5.1.6. Parámetros evaluados y recogida de datos	80

5.2. Método estadístico	84
5.3. Consideraciones éticas	84
5.4. Conflicto de intereses	84
6. RESULTADOS	85
6.1. Estadística descriptiva, placa de ángulo variable	88
6.2. Estadística descriptiva, placa de ángulo fijo	89
6.3. Contraste de Hipótesis: complicaciones y resultados funcionales	90
6.3.1. OBJETIVO PRINCIPAL	90
6.3.2. OBJETIVOS SECUNDARIOS	92
6.4. Registro de Pacientes	106
7. DISCUSIÓN	109
7.1. Material y métodos	111
7.1.1. Diseño del estudio	111
7.1.2. Limitaciones del estudio	111
7.2. Análisis de resultados	115
7.2.1. Placa de ángulo variable	115
7.2.2. Placa de ángulo fijo	116
7.2.3. Complicaciones y resultados funcionales	117
7.3. Consideraciones sobre la protrusión de los tornillos	129
7.3.1. Radiología simple	129
7.3.2. Ecografía	129
7.3.3. Tomografía Computarizada	130
7.4. Medidas propuestas por los autores para reducir complicaciones	131
7.4.1. Alcanzar la cortical dorsal no es necesario en las placas bloqueadas	131
7.4.2. Ampliar el uso de la escopia intraoperatoria	132
7.4.3. No todos los tornillos son necesarios: Minimizar el riesgo	135
7.4.4. Uso de la artroscopia de muñeca para fracturas con gran conminución	139
8. CONCLUSIONES	141
9. BIBLIOGRAFÍA	145

Índice de Figuras

Figura 1. Colapso e impactación del semilunar con el borde distal de la placa.	16
Figura 2. Ejemplo de tipos de tornillos, sistema DVR®.	40
Figura 3. Técnica Quirúrgica: Abordaje volar en Z.	70
Figura 4. Técnica Quirúrgica: Exposición del FCR.	70
Figura 5. Técnica Quirúrgica: Disección radial y desplazamiento cubital del FCR.	71
Figura 6. Técnica Quirúrgica: Espacio de Parona y PQ.	71
Figura 7. Técnica Quirúrgica: Incisión del PQ en forma de “L”.	72
Figura 8. Técnica Quirúrgica: Músculo <i>brachioradialis</i> .	72
Figura 9. Técnica Quirúrgica: Reducción del foco de fractura.	73
Figura 10. Técnica Quirúrgica: Implante de la placa.	73
Figura 11. Imágenes de escopia intraoperatoria.	74
Figura 12. Técnica Quirúrgica: Placa implantada y cierre del PQ.	75
Figura 13. Imagen de escopia intraoperatoria final.	76
Figura 14. Técnica Quirúrgica: Férula doble o en “sugar tongue”.	76
Figura 15. Materiales empleados: Placa para radio distal I.T.S®.	77
Figura 16. Materiales empleados: Tornillos de la placa I.T.S®.	78
Figura 17. Materiales empleados: Placa para radio distal DVR®.	79
Figura 18. Materiales empleados: Tornillos de la placa DVR®.	80
Figura 19. Box-Plot de la distribución por edad según sexo.	87
Figura 20. Histograma de la distribución de complejidad según escala Frykman.	88
Figura 21. Box-Plot diferencias en el mantenimiento de la altura radial.	95
Figura 22. Sistema ITS®. Protrusiones dorsales.	100
Figura 23. Sistema DVR®. Protrusiones dorsales.	101
Figura 24. Distribución de los tornillos protruyentes a dorsal según el orificio.	104
Figura 25. Complicaciones menores.	123
Figura 26. Agresión de la segunda corredera extensora.	127
Figura 27. Protrusión dorsal ecográfica de un tornillo sobre el EPL.	130

Figura 28. Diferencias entre proyección estándar e inclinada.	133
Figura 29. Representación gráfica de la configuración óptima de los tornillos.	138
Figura 30. Representación gráfica de las protrusiones dorsales más frecuentes.	139
Figura 31. Artroscopia de muñeca.	140

Índice de Tablas

Tabla 1. Ejemplo de algunas de las placas volares presentes en el mercado.	34
Tabla 2. Longitudes de la placa DVR®.	79
Tabla 3. Registro de complicaciones e incidencias.	82
Tabla 4. Valores de pérdida de reducción, sistema de ángulo variable.	93
Tabla 5. Valores de pérdida de reducción, sistema de ángulo fijo.	94
Tabla 6. Valores diferenciales para cada una de las 4 referencias radiográficas.	94
Tabla 7. Distribución protrusión dorsal en la cohorte de ángulo variable.	99
Tabla 8. Distribución protrusión dorsal en la cohorte de ángulo fijo.	99
Tabla 9. Descripción del fracaso asociado a las dimensiones del radio distal.	102
Tabla 10. Valores de posición de ambas placas respecto al radio distal.	103
Tabla 11. Valores de correlación pérdida de reducción – resultado funcional.	105

Índice de Abreviaturas (ordenado alfabéticamente)

AAOS	“American Academy of Orthopaedic Surgeons”. Abreviatura inglesa de la academia americana de cirujanos ortopédicos.
APL	<i>Abductor pollicis longus</i> .
AP	Proyección radiográfica antero-posterior.
ARCD	Articulación radio cubital distal.
Art.	Articulación.
CRP	“Central Reference Point”. Abreviatura inglesa de punto central de referencia radio-cubital distal.
DASH	“Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand”. Abreviatura inglesa de discapacidad del brazo, hombro y codo. Escala de resultados funcionales.
DE	Desviación Estándar o “ σ ”.
DVR®	Anatomic Volar Plating System. Placa bloqueada de ángulo fijo.
ECU	<i>Extensor carpi ulnaris</i> .
EPI	<i>Extensor propius indicis</i> .
EPL	<i>Extensor pollicis longus</i> .
FCR	<i>Flexor carpi radialis</i> .
FCT	Fibrocartílago Triangular.
FDP / FDS	<i>Flexor digitorum profundus / Flexor digitorum superficialis</i> .
FPL	<i>Flexor pollicis longus</i> .
HGG	Hospital General de Granollers.
ITS®	Placa bloqueada de ángulo variable.
MIR	Médico Interno Residente.
mSv	miliSievert: unidad de radiación en SI.
PQ	<i>Pronator quadratus</i> .
RNM	Resonancia Magnética Nuclear.
SDRC	Síndrome de Dolor Regional Complejo o Sudeck.
STC	Síndrome del Túnel Carpiano.
TC	Tomografía Computarizada.

1. INTRODUCCIÓN

Introducción

Toda fractura de radio distal plantea el reto de elegir el tratamiento con el mejor resultado funcional y el menor número de complicaciones para el paciente. El tratamiento con placa volar es uno de los más empleados en la actualidad. Un mejor conocimiento de la técnica y de los implantes elegidos minimizará el riesgo de complicaciones (1,2).

1.1. BIOMECÁNICA DE LA MUÑECA

En el siguiente apartado, se enuncian algunos de los conceptos teóricos considerados útiles a la hora de elegir un implante, reducir una fractura o valorar su grado de movilidad resultante.

1.1.1. CONSIDERACIONES ANATÓMICAS

La muñeca presenta una movilidad multiplanar: flexo-extensión, desviación radio-cubital y traslación del carpo. Su estabilidad depende de la congruencia articular radiocarpiana y de la integridad de las estructuras capsulo-ligamentosas.

La articulación radiocarpiana está formada por tres elementos: la superficie articular del radio, el *fibrocartílago triangular* (FCT) y la convexidad que forman los huesos de la primera hilera del carpo. El radio distal posee dos carillas articulares biconcavas llamadas fosita escafoidea y fosita semilunar, ambas están separadas por una prominencia sagital.

La fosa escafoidea tiene un menor radio de curvatura pero una mayor profundidad y desviación cubital que la fosa semilunar (3). La fosa semilunar posee una extensión volar de aproximadamente 3 mm de alto por 19 mm de ancho. Esta extensión es vulnerable a las fuerzas de cizallamiento y puede

comprometer la capacidad de obtener una síntesis fiable si no se reduce correctamente (figura 1).

Las corticales volares de ambas facetas presentan diferentes inclinaciones en el plano sagital con una diferencia media de 10 grados (155° columna lateral, 145° columna medial) (4). La diferencia entre columnas puede suponer un problema a la hora de implantar las llamadas placas anatómicas que no tengan en cuenta esta doble pendiente (5)

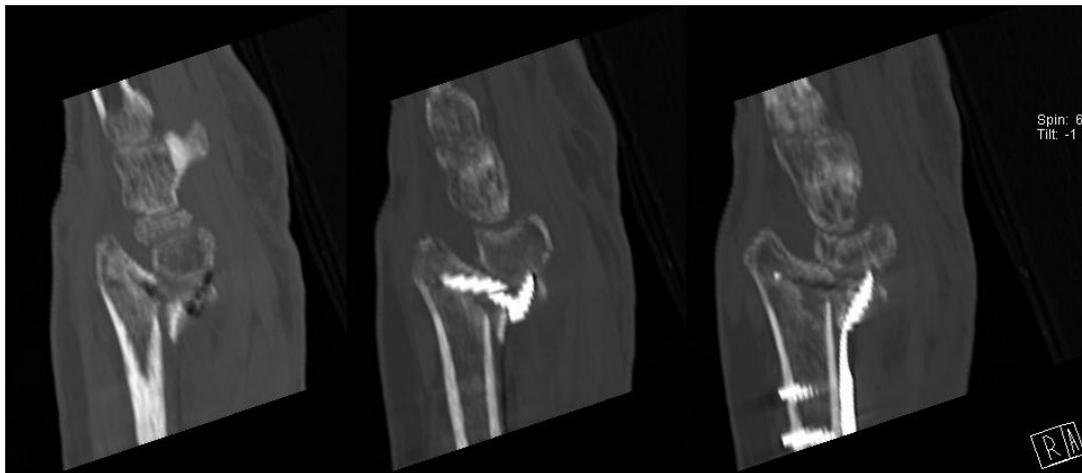


Figura 1. Colapso e impactación del semilunar con el borde distal de la placa.

En ambas facetas, el hueso subcondral es el de mayor resistencia de toda la metáfisis y se ve menos alterado por la presencia de osteopenia. Este fenómeno, permite un mayor agarre de los tornillos distales a los fragmentos fracturados sin importar la edad del paciente (6).

La línea de “watershed” es el límite distal teórico para un implante. Se trata de una impronta rugosa en la cortical volar que recibe las inserciones proximales de la cápsula articular de la muñeca y los ligamentos volares. Está situada a 2 mm de la articulación en el borde cubital del radio y a 10-15 mm en el borde radial. Una placa muy distal puede entrar en contacto con los tendones flexores y actuar como estímulo irritativo (7).

Elegir pues, un implante con un buen anclaje en ambas facetas y un perfil que tenga en cuenta la extensión volar de la fosa semilunar, es vital a la hora de evitar una protrusión articular de los tornillos en una síntesis de radio con placa, particularmente en las placas de ángulo fijo (8).

La superficie articular radial está inclinada en dos planos, no obstante, los valores promedio de la anatomía convencional presentan márgenes de variabilidad en relación a diferencias de medición entre autores (9).

El plano sagital, presenta una inclinación media de unos 10° y el plano frontal una inclinación cubital de 24°. En el plano horizontal, los huesos del carpo presentan una disposición arciforme con concavidad palmar y cerrada palmarmente por el ligamento transversal o retináculo flexor.

Como resultado de esta caprichosa anatomía, una estrategia válida a la hora de reducir una gran conminución articular es usar el carpo proximal como molde en su reducción según la técnica del Abordaje Extendido de Orbay (2).

La articulación radiocubital distal o ARCD también forma parte de este complejo, principalmente en los movimientos de pronosupinación. El mayor estabilizador de esta articulación es el FCT, seguido del *extensor carpi ulnaris* (ECU), el *pronator quadratus* (PQ) y la membrana interósea (10).

Se estima que en las fracturas de radio distal, la lesión asociada más frecuentemente es la del FCT en un 80% de los casos (11) y es una de las causas demostradas de dolor cubital persistente después de una fractura de radio distal (12). Pese a las recomendaciones de su revisión y sutura artroscópica (13), faltan estudios aleatorizados, dado que también existen estudios que reflejan buenos resultados atribuidos a la curación espontánea (14).

Las estructuras ligamentosas presentan una gran complejidad. A modo de resumen se pueden diferenciar los ligamentos intracapsulares (incluidos en

las vainas capsulares del tejido conectivo), y los intraarticulares divididos, a su vez, en extrínsecos e intrínsecos (15).

Los ligamentos extrínsecos son más rígidos, conectan los huesos del antebrazo con el carpo y presentan un menor rendimiento ante vectores de fuerza que los intrínsecos tendiendo a sufrir roturas en su porción central. Los intrínsecos, con origen e inserción en el carpo son más resistentes pero menos elásticos por lo que tienden a sufrir más avulsiones que roturas.

1.1.2. CINEMÁTICA Y CINÉTICA CARPIANA

1.1.2.1. CINEMÁTICA CARPIANA

La cinemática carpiana trata del estudio de cómo se mueve la muñeca. Debido a la complejidad del movimiento, se han propuesto diferentes teorías para explicarlo:

- La **teoría columnar**: el carpo se componen de tres columnas y cada una reproduce un movimiento concreto.
- La **teoría de las filas**: la hilera proximal se mueve de manera independiente de la distal.
- La **teoría del anillo oval de Lichtman** y cols. (16): una de las más extendidas, donde existen cuatro elementos independientes (fila distal del carpo, escafoides, semilunar y piramidal) se conectan por uniones ligamentosas adyacentes. Salvo el pisiforme, la fila proximal del carpo no presenta inserciones tendinosas directas y por eso se conoce como segmento intercalado.

Dada una contracción muscular, la fila distal es la primera que se moviliza y una vez la tensión atraviesa la articulación mediocarpiana, los huesos de la fila proximal inician el movimiento.

Para la mayoría de movimientos de la muñeca, se considera la zona proximal del hueso grande como el centro de rotación. Concretamente, durante la flexo-extensión de la muñeca, la articulación radio-lunar contribuye en mayor medida a la flexión, mientras que en la extensión la articulación hueso grande-lunar es la de mayor importancia (17).

En la desviación radiocubital de la muñeca se producen mayor variabilidad de movimientos. Los tres huesos proximales del carpo actúan de manera sinérgica y dependiendo de su centro de rotación, se generan principalmente dos tipos de patrones: las muñecas en columna y las muñecas en hilera (18).

1.1.2.2. CINÉTICA CARPIANA

La cinética carpiana estudia cómo se transmiten las fuerzas a través de la muñeca y es determinante a la hora de mantener una reducción conseguida en quirófano hasta la consolidación.

Estudios teóricos demuestran que la carga fisiológica que atraviesa la muñeca durante las actividades de la vida diaria es de unos 100 Newtons (19-24).

Esta carga, se ve modificada por la flexión activa de los dedos, oscilando de 39 a 196 Newtons para el *flexor digitorum profundus* (FDP) y de 12 a 147 Newtons para el *flexor digitorum superficialis* (FDS) (25). De la suma de las fuerzas mínimas de ambos grupos musculares obtenemos que, 51 Newtons es la fuerza mínima que soporta la muñeca en caso de la flexión de todos los dedos (puño cerrado). El valor de 250 Newtons reflejaría la fuerza fisiológica en una muñeca en carga (26).

Según los estudios de Viegas et cols. el 60% de estas fuerzas pasan por la articulación hueso grande-escafoides-semilunar, mientras que a nivel

radiocarpiano, la carga se distribuye sobre un 50-56% en la articulación radioescafoidea, un 29-35% en la radiolunar y del 10 al 21% sobre la cúbitolunar (27,21). Dependiendo de la posición de la muñeca esta distribución puede variar. Por ejemplo, la carga que recibe la fosa semilunar del radio aumenta en desviación cubital mientras disminuye la que recibe la fosa escafoidea (28).

Es difícil definir un balance articular correcto después de una fractura de radio. Los estudios respecto a este tema definen que un 70% del balance articular previo es suficiente para desempeñar la mayoría de actividades de la vida diaria y, en todos ellos, un déficit de flexión es mejor tolerado que un déficit de extensión (29,30).

1.2. CLASIFICACIÓN Y PATRONES DE FRACTURA DEL EXTREMO DISTAL DEL RADIO.

Este apartado no pretende enumerar los sistemas de clasificación de una fractura de radio distal, sino definir los principales patrones de fractura que posteriormente generan dichas clasificaciones. El apartado 5.1.3 *Descripción de la muestra* explica las principales diferencias de las escalas más usadas y el porqué de la elección de una en particular.

No podemos hablar de una fractura estándar, pues dependiendo de la posición de la fila proximal del carpo en el momento del impacto, las presiones transmitidas sobre la superficie articular del radio serán las que generarán el espectro de fracturas y lesiones acompañantes (5). El sistema de clasificación por fragmentos específicos es un intento de simplificar los cinco principales elementos corticales implicados en una fractura, individualmente o en combinación: columna radial, borde cubital, muro dorsal, borde volar y los fragmentos intraarticulares (9)

Las fracturas extraarticulares (Colles, Smith) suelen ser resultado de caídas de propia altura con contusión directa sobre el radio distal. Dado el mecanismo lesional deben de ser diferenciadas de las fracturas con afectación articular (31). Dentro de las fracturas articulares podemos diferenciar las fracturas según si la fuerza es por cizallamiento o por compresión (tipo B y C respectivamente según la clasificación AO).

En las fracturas por cizallamiento, el mecanismo lesional radica en cómo se comportan los ligamentos intracapsulares respecto al semilunar en el momento del impacto. Mientras que los ligamentos extrínsecos no se alteran (principal diferencia con las luxaciones perilunares), los ligamentos intrínsecos permiten una migración del semilunar lo suficientemente importante como para que contacte con el radio distal.

Estas lesiones se asocian a traumatismos de alta energía y/o accidentes de tráfico y su trazo de fractura está condicionado por la posición de la muñeca en el momento del impacto. Así, una muñeca bloqueada en flexión (un motorista apretando el manillar) o una muñeca bloqueada en extensión (un conductor de vehículo agarrando el volante) permite que la fuerza transmitida provoque fracturas por cizallamiento volar y dorsal respectivamente. Fractura de Barton, Barton invertido y Chauffer son epónimos habituales de este tipo de fracturas (32,33).

En las fracturas por compresión, la práctica totalidad de la fuerza se transmite en el eje longitudinal del radio (34,35). El semilunar impacta directamente sobre el “complejo medial” definido por Melone (36) conocido como la fosa semilunar, las inserciones ligamentosas de la primera hilera del radio y la estiloides cubital. El epónimo “die punch” define la afectación volar de la fosa semilunar del radio. La afectación dorsal de la fosa semilunar es más frecuente que la volar.

La presencia de lesiones acompañantes limitadas a la muñeca, depende del paso de fuerzas a través de ésta en el momento del traumatismo. Según el traumatismo, la radiografía simple tiene un potencial diagnóstico limitado por lo que se recomienda ampliar el estudio con TC (37).

Las lesiones acompañantes pueden ser la explicación de malos resultados pese una reducción correcta (38). El retraso en su diagnóstico y tratamiento puede provocar lesiones irreversibles o de difícil solución una vez el dolor y/o la rigidez están instaurados (39).

La lesión de partes blandas es las más frecuentemente asociada a fracturas articulares de radio distal. Según los autores, del 68 al 83% de las fracturas de radio distal articulares presentan alguna (40,41).

Por orden de afectación decreciente, el fibrocartilago triangular se afecta en el 43-59% de los casos, el ligamento escafosemilunar en un 31,6-54,5% y el ligamento lunopiramidal del 15 al 34,5% de los casos.

La afectación de los ligamentos intrínsecos se asocia a fracturas de la fosa semilunar. Asimismo, pueden darse síntomas relacionados con compresión del nervio mediano aunque normalmente se autolimitan a las 24-48 horas de la reducción.

A nivel óseo, el escafoides es el hueso del carpo más frecuentemente implicado en las fracturas de radio distal (42,43).

1.3. TRATAMIENTO

1.3.1. CRITERIOS DE REDUCCIÓN ACEPTABLE, INESTABILIDAD E INDICACIÓN QUIRÚRGICA.

Las fracturas de radio distal, salvo las no desplazadas y sin afectación articular, precisan en una primera fase de reducción cerrada para su posterior valoración. Esto responde a la existencia, por lo general, de una correlación entre una reducción correcta y resultados funcionales más satisfactorios (44,45).

Tras la reducción cerrada inicial, el principal parámetro para decidir un tratamiento conservador es que la fractura sea reductible y estable (46). Se deben de tener en cuenta factores tales como la calidad ósea, el estado general o la experiencia del equipo quirúrgico de cara a poder realizar un pronóstico acertado.

1.3.1.1. CRITERIOS DE REDUCCIÓN ACEPTABLE

Existen variaciones entre diferentes autores en los valores de los parámetros para considerar una reducción aceptable (47,48). A modo de síntesis:

- Inclinación radial en AP mayor de 15 – 20°.
- Acortamiento radial menor de 5 mm.
- Desviación sagital dorsal menor de 10 – 15° y/o volar menor de 20°.
- Incongruencia articular menor de 2 mm.
- Varianza de la ARCD menor de 2 mm.

Una vez obtenida una correcta reducción, se ha de valorar si ésta se mantendrá en el tiempo pues el periodo de consolidación oscila entre los 28 y los 50 días según las series (49,50).

1.3.1.2. CRITERIOS DE INESTABILIDAD

La bibliografía es extensa a fin de definir dichos criterios y poder establecer factores predictivos de desplazamiento. Del mismo modo, nos permiten indicar mejor la necesidad de cirugía (51). En 1983 Cooney WP. (52) enunció los parámetros suficientes para definir una fractura de radio distal como inestable:

- Conminución dorsal, volar y/o articular.
- Desplazamiento interfragmentario ≥ 5 mm.
- Angulación dorsal y/o volar de $\geq 10^\circ$.
- Impactación del radio distal ≥ 5 mm.
- Diástasis de la ARCD.
- Fractura metafisaria del cúbito.
- Fractura asociada de escafoides y/o disociación escafolunar.
- Desplazamiento de la fractura posterior a un tratamiento conservador.

No obstante, estos criterios pueden resultar demasiado genéricos. Un procedimiento equivocado en el tratamiento de una fractura inestable puede provocar una mala reducción y/o consolidación, prolongando el tratamiento y sus posibles complicaciones. Dichos factores no siempre son evidentes en el momento de la valoración, por lo que revisiones posteriores han definido criterios de inestabilidad absoluta y relativa:

Criterios de inestabilidad absoluta, donde la cirugía es mandatoria (53):

- Fracturas abiertas.
- Fracturas por cizallamiento, compresión con impactación de la superficie articular o de alta energía con conminución metafisodiafisaria.
- Fractura-luxación radiocarpiana.
- Lesiones asociadas: compresión nerviosa, síndrome compartimental u otras lesiones asociadas.

Criterios de inestabilidad relativa: En 1989 Lafontaine et al. (54) demostró la relación directa entre el número de factores de inestabilidad y el colapso de una fractura tratada con yeso. Estableció que los pacientes con tres o más de estos cinco parámetros deberían ser considerados como quirúrgicos.

- Edad de ≥ 60 años.
- Angulación dorsal $> 20^\circ$ pre-reducción o $> 10^\circ$ post-reducción.
- Conminución dorsal.
- Trazo de fractura intraarticular > 2 mm.
- Fractura de cúbito asociada.

La edad por encima de 60 años y la pérdida de longitud radial > 5 mm son los mayores factores predictivos de colapso (55). No obstante, la no restitución del alineamiento del carpo respecto al radio es el mayor factor pronóstico de mala evolución al año de la cirugía (56). Otros factores menos importantes son la angulación dorsal (de difícil valoración si existe gran conminución de la cortical dorsal) y el incremento de la varianza cubital por encima de los 3 mm.

1.3.1.3. INDICACIÓN QUIRÚRGICA

La Asociación Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS) sostiene que la cirugía debería ser considerada cuando no podamos obtener una correcta alineación mediante la reducción cerrada convencional presentando uno o más de los siguientes criterios (57):

- Fracturas con pérdida ≥ 2 mm de altura radial.
- Pérdida de inclinación radial $\geq 5^\circ$.
- Pérdida de inclinación volar $\geq 10^\circ$.
- Pérdida de reducción de la varianza anatómica.
- Escalón articular $> 1-2$ mm.

La indicación quirúrgica no vendrá dada únicamente por el cumplimiento de un conjunto de criterios de inestabilidad en una lista (salvo los absolutos), sino por la asociación de éstos a la edad del paciente y sus expectativas funcionales.

Habrà de considerarse “la personalidad” de la fractura. Así, en fracturas con criterios de inestabilidad relativa en las que se opte por un tratamiento no quirúrgico, se deberá realizar un seguimiento radiográfico más frecuente.

Las principales complicaciones a detectar son la consolidación viciosa y la mala alineación del carpo, pues son dos de los principales motivos de pérdida de fuerza y movilidad en este tipo de lesiones y deben de ser diagnosticados a tiempo para corregirlos cuanto antes.

1.3.2. TRATAMIENTOS: INCRUENTO Y QUIRÚRGICO

Pese a la incidencia de estas lesiones, todavía no se dispone de un tratamiento óptimo para los diferentes patrones de fractura. Biomecánicamente existen ciertas ventajas de unos sistemas respecto a otros, pero todavía faltan estudios que demuestren esta superioridad a nivel clínico.

Por otra parte, una reducción anatómica no siempre es un factor predictivo del resultado funcional final y viceversa, pues depende de múltiples factores como la edad o el tipo de tratamiento (58,59,60). La asociación significativa mala reducción-pobres resultados funcionales muchas veces sólo se da en valores extremos (61).

En la reducción cerrada e inmovilización con yeso las variables a definir son la posición de la inmovilización, la longitud y la duración del tratamiento. En la bibliografía no hay todavía un consenso claro sobre la inmovilización y la longitud del yeso (62,63). No obstante, comúnmente se acepta una duración

de 6 semanas con una revisión radiológica dentro de las tres primera semanas.

Del tratamiento conservador, se han descrito todo tipo de complicaciones. Dentro de las más frecuentes encontramos la pérdida de reducción, el síndrome compartimental, lesiones cutáneas durante la reducción, síndrome del túnel carpiano (STC) agudo, rigidez, inestabilidad radiocarpiana distal y síndrome de dolor regional complejo (SDRC).

La tasa de pérdida de reducción oscila del 35 al 5% pero podría deberse a una mala clasificación inicial a la hora de definir la fractura como estable (64). Inmovilizaciones con más de 15° de flexión volar o en hiperextensión aumentan el riesgo de STC, rigidez de los dedos y distrofias.

Otra complicación posterior al yeso son las tendinopatías principalmente del primer compartimento extensor y del *extensor carpi ulnaris* (ECU) que se debe diferenciar de la lesión del FCT. La rotura tendinosa tiene una incidencia del 0,3 al 3% (65,66) y suele darse a las 7 semanas de la fractura debido a fenómenos isquémicos (67).

Si finalmente se ha optado por la fijación interna o externa, debemos valorar que existe un menor riesgo de consolidación viciosa, artritis o STC que con el tratamiento conservador a expensas de las complicaciones típicamente quirúrgicas (1). El cirujano podrá optar por uno y/o combinación de los siguientes tratamientos (68):

1.3.2.1. REDUCCIÓN CERRADA Y ESTABILIZACIÓN CON AGUJAS PERCUTÁNEAS

Técnica popularizada por Kapandji. Este tratamiento se prefiere en las fracturas no articulares y poco conminutas así como pacientes con buena calidad ósea (69).

El tiempo hasta la retirada de las agujas es de unos 30 días y el de inmovilización de unas 6 semanas (70). La tasa de pérdida de reducción oscila del 0 al 13% dependiendo de los estudios (71) pero puede alcanzar valores superiores a mayor edad y conminución.

Junto con la fijación externa, aumentan el riesgo de lesiones neurológicas por punción de hasta un 20% (72), irritación o rotura tendinosa sobre un 15% (73,74) y de infección. La tasa de infección varía atendiendo a si las agujas protruyen fuera de la piel (de hasta el 34%) o no (del 2 al 7%) (75).

Otra alternativa son las técnicas de enclavado intramedular anterógrado con menores tasas de complicación a expensas de pacientes muy seleccionados (76).

1.3.2.2. FIJACIÓN EXTERNA

La excesiva tracción y los periodos prolongados de inmovilización son sus dos principales inconvenientes. Útil en las fracturas abiertas, la ligamentotaxis difícilmente consigue reducir las fracturas muy desplazadas o muy conminutas, por lo que es un tratamiento que frecuentemente se combina con otro sistema.

Aplicado en solitario tiene una demostrada pérdida de reducción a la retirada del fijador (77). El tiempo de inmovilización es de 3 a 5 semanas.

La principal diferencia funcional entre fijadores radica en si el fijador puentea la articulación de la muñeca, o si el anclaje distal se da a nivel subcondral (estos últimos presentan mejores arcos de movilidad).

1.3.2.3. FIJACIÓN EXTERNA ASOCIADA A AGUJAS PERCUTÁNEAS

La asociación de la fijación externa a las agujas reduce la incidencia de pérdida de reducción, pero añade las complicaciones típicas del fijador como fractura en la inserción de los pines, lesión de la rama sensitiva dorsal del nervio radial, STC, distrofias, lesiones intracarpianas y rigidez de los dedos (78).

1.3.2.4. REDUCCIÓN ABIERTA Y FIJACIÓN INTERNA

La fijación interna parece el sistema que mejor evita la pérdida de reducción y permite una movilización precoz (79,80,81). Su espectro de complicaciones varía según la síntesis elegida: fijación de fragmentos específicos, placas dorsales y placas volares. Las características se describen de manera más extensa en el apartado 1.4

La fijación interna, permite el uso de injertos óseos que, pese a que pueden mejorar los resultados radiológicos (prevención del colapso) y los resultados a corto plazo, no han demostrado ser influyentes en el resultado final (82). Dada su morbilidad, debería reservarse para pacientes tributarios de osteotomías correctivas o aquellas cirugías tratadas quirúrgicamente a las 3-6 semanas de la lesión.

El uso de sustitutos óseos y su reposición por hueso sano es controvertido. Dada la gran oferta del mercado actual, las indicaciones deberían regirse por las necesidades concretas de cada caso: soporte estructural, defecto cavitario o estimulación de la consolidación (83).

1.3.2.5. REDUCCIÓN ABIERTA Y FIJACIÓN INTERNA ASOCIADA A FIJACIÓN EXTERNA

La idoneidad de este tratamiento, aumenta a mayor complejidad de la fractura. Su principal indicación son las fracturas con gran conminución metafisoepifisaria (tipo AO C2 y 3) (84).

La fijación externa ayuda en la reducción intraoperatoria, ya sea artroscópica, percutánea y/o abierta, mientras que, en el postoperatorio, el fijador actúa como sistema neutralizador, previniendo el colapso y reduciendo las necesidades biomecánicas del fijador interno (85).

La combinación de ambos sistemas, permite la retirada precoz del fijador con buenos resultados finales (86,87). El uso de esta técnica tiene grandes seguidores y detractores pudiendo depender simplemente de la filosofía donde se haya formado el cirujano.

1.3.2.6. REDUCCIÓN ABIERTA Y FIJACIÓN INTERNA ASISTIDA POR ARTROSCOPIA

El uso reciente de la artroscopia aporta mayor precisión para restaurar la anatomía articular que la escopia intraoperatoria. Se mejora así, la manipulación de los fragmentos distales y disminuye la irradiación al paciente y al equipo quirúrgico (88,89). No obstante, añade complejidad a la intervención y podría ser uno de los motivos de su uso no generalizado.

1.4. PLACAS

1.4.1. SÍNTESIS CON PLACA DORSAL

Hasta finales de los 80, la síntesis con placa dorsal fue la técnica de elección para las fracturas de radio distal (7,90,91). Este abordaje permite una excelente visualización de la superficie articular y de la cortical dorsal (92). Sus principales inconvenientes son el lugar de implantación de la placa y la necesidad de extracción posterior.

El acceso quirúrgico necesario es agresivo con la vascularización y el lugar donde se aloja el implante puede interferir con el aparato tendinoso extensor (92-94). Se recomienda el uso de placas dorsales de ángulo libre, pues en las placas de ángulo fijo suele ser necesaria una implantación más distal con el consiguiente riesgo de tendinopatía.

La evolución de estas placas viene dada por perfiles más finos (de 2,5 mm de grosor a las actuales de 1,2 – 1,5 mm), bordes redondeados y tornillos con cabezas que no sobresalen. Para evitar tendinopatías, el diseño de una única placa estrictamente dorsal se está reemplazando por dos placas ortogonales a cada lado del tubérculo de Lister.

Con la nueva generación de placas dorsales, existen estudios que sostienen la equivalencia con las placas volares en cuanto a complicaciones tendinosas e incluso, menores tasas de complicaciones neuropáticas (95).

Los últimos estudios defienden la idoneidad de estas placas en fracturas por cizallamiento dorsal como las de Barton invertido, “*die punch*” o donde la reducción del fragmento dorsal no se puede reducir de manera indirecta. Las fracturas asociadas a lesiones del ligamento escafosemilunar es otro de las indicaciones pues comparten abordaje (96).

Las principales contraindicaciones son las fracturas por cizallamiento volar tipo Barton, lesión marginal de la faceta volar o de la fosita semilunar así como las fracturas con angulación volar (Smith) (97).

1.4.2. SÍNTESIS CON PLACA VOLAR

Inicialmente diseñada para prevenir el conflicto con el aparato extensor de las placas dorsales, la síntesis con placa volar ha experimentado un gran auge en las últimas dos décadas (tabla 1).

La síntesis volar se presenta como alternativa a la dorsal por varios motivos: existe un mayor espacio disponible para el implante, los tendones flexores están lejos de la cortical y el implante por la interposición del pronador cuadrado y la forma cóncava del radio distal, el abordaje quirúrgico es menos agresivo con la irrigación, la cortical volar suele ser menos conminuta cosa que facilita la síntesis y, finalmente, porque las cicatrices volares son mejor toleradas que las dorsales (98,99).

El estudio biomecánico de Osada et al. (100) sugiere que en una síntesis dorsal sometida a una carga axial progresiva, la cortical dorsal claudica antes que el propio implante. La cortical volar, en cambio, es más resistente que la dorsal. La reducción anatómica de la cortical volar añade estabilidad al implante volar en sí mismo.

Esto se debe a que el radio distal presenta una ligera desviación u “*offset*” de pocos milímetros hacia el lado volar del radio. Ante una contracción de la muñeca, se genera una fuerza reactiva en sentido contrario induciendo un momento de flexión sobre el implante y la cortical. Por su distribución de fuerzas, los implantes volares disminuyen este momento de flexión (101).

Las complicaciones de este sistema suelen estar relacionadas con la técnica quirúrgica, ya sea por una exposición insuficiente, tornillos distales muy largos o demasiado próximos a la interlínea, implantes mal dimensionados, estabilizaciones precarias o disecciones agresivas con la vascularización. En el apartado 1.5.4 se describen de manera extensa.

Este sistema tiene unas tasas de resultados buenos y/o excelentes superiores al 80-90% de los casos y precisa una menor necesidad de injerto óseo según los diferente autores (102,80,103).

Nombre	Ángulo	Bloqueo	Fabricante y características
LCP 2.4mm® Two column	Variable	Sí	DePuy Synthes 2h, S y Ti
LCP 2.4mm® Volar column	Fijo	Sí	DePuy Synthes 2h, S y Ti
LCP 2.4mm® Extraarticular	Fijo	Sí	DePuy Synthes 1h, S y Ti
Richards® T-plate	Variable	No	Smith & Nephew, TN. USA 1h, S
Peri-Loc®	Fijo	Opcional	Smith & Nephew, TN. USA 2h, S
LOCON VLS®	Fijo	Sí	Wright Medical Technology 1h, S
Avanta plate® SCS/Vplate	Variable	No	Avanta Com, San Diego, CA 2h, S
Precise SD™	Variable	Sí	Small Bone Innovations, Inc 2h, Ti
DVR®	Fijo	Sí	Biomet Trauma / J&J 2h, Ti
Hofer Green®	Variable	SÍ	Hofer GmbH. Austria 3h, -
Hofer Red®	Variable	Sí	Hofer GmbH. Austria 3h, -
PROLock®	Variable	Sí	ITS GmbH. Austria 2h, Ti

Nombre	Ángulo	Bloqueo	Fabricante y características
Symmetry plate®	Variable	No	DePuy ACE Co., USA. 2h, Ti
STR, Variax™	Variable	Opcional	StrykerTrauma, Switzerland 2h, Ti
Acu-Loc 1 y 2® VDR	Fijo	Sí	Acumed, USA 2h, Ti
Acu-Loc Ex® Extraarticular	Fijo	Sí	Acumed, USA 1h, Ti
DRV Locking plate	Opcional	Opcional	Mizuho Ikkogyo Co. Japan 2h, Ti
Integra®Viper™	Variable	Sí	LifeSciences Corp., USA 2h, -
Aptus®2.5mm	Variable	Sí	Medartis, Schweiz 2h, Ti
IXOS®P4	Variable	Sí	Martin Tuttlingen, Germany 2h, Ti
Trimmed plate	Fijo	Sí	Trimed Inc., Valencia,CA. 2h, -
Zimmer® periarticular	Fijo	Sí	Zimmer, Warsaw, IN 1h, -

Tabla 1. Ejemplo de algunas de las placas volares presentes en el mercado según están descritas en la bibliografía o en el catálogo comercial. Debido a las fusiones entre casas comerciales de los últimos años se ha intentado dar toda la información posible sobre el fabricante. Referencia h= hilera de tornillos distales, Ti = titanio, S = acero inoxidable.

1.4.3. SISTEMAS DE FRAGMENTOS ESPECÍFICOS

Una filosofía distinta a la disyuntiva entre placa dorsal o volar son los implantes para fragmentos específicos. Estos implantes aparecieron en la década de los años 90 presentando un enfoque diferente.

Su principal indicación son fracturas con gran conminución donde las placas convencionales no pueden asegurar todos los fragmentos implicados. Suelen ser necesarios al menos dos implantes distribuidos de manera ortogonal para una fijación óptima (104).

Este sistema permite individualizar cada síntesis. Los implantes utilizados son las placas-pin de bajo perfil (cubitales, radiales, volares y dorsales), clips simples o combinados, agujas y tornillos que actúan como contrafuerte de fragmentos específicos. Todos ellos, pueden ser empleados en combinación con las placas convencionales anteriormente descritas.

En la mayoría de los casos 2 incisiones suelen ser suficientes para exponer el radio distal 270°. Se suele realizar un abordaje modificado de Henry de 6 cm asociado a uno estándar sobre el tercer compartimento dorsal (105).

La principal complicación de este sistema es la interferencia del material con el aparato tendinoso. La falta de experiencia en el sistema y las agujas protruidas (por un curvado insuficiente) o migradas (por consolidación del foco) son sus dos principales causas. Dado su bajo perfil, las placas no suelen ser motivo de complicación (106).

Si la síntesis se considera estable, permite iniciar la movilización de la muñeca en 7-10 días. La necesidad de retirada de material no es superior al 10%. La comparación de resultados con otro sistema es difícil. No obstante, existen estudios que defienden la superioridad de las placas volares por sus mejores resultados funcionales a corto plazo y un menor índice de reintervención por complicaciones (107).

1.5. FIJACIÓN VOLAR

1.5.1. CONSIDERACIONES MECÁNICAS

El implante volar teórico ideal es aquel que cumple tres criterios (108): una placa lo suficientemente fuerte para sostener el fragmento distal desde el lado volar, un sistema de tornillos bloqueados resistentes como para permanecer bloqueado durante el proceso de curación y un diseño distal que no afecte al hueso de manera adversa.

Toda fijación es una carrera entre la consolidación ósea y la fatiga del implante, sobre todo, en fracturas complejas y conminutas. La evolución de las placas a lo largo del tiempo depende principalmente del material del implante, del tipo de tornillos usados, de su posición y bloqueo a la placa, así como la libertad de movimientos a la hora de implantarlos.

1.5.1.1. MATERIALES

En la actualidad, el material usado en una síntesis ósea sigue siendo un metal. Los metales ofrecen una buena relación rigidez-resistencia, son maleables y tienen buena tolerancia biológica. La mayoría de implantes actuales son de acero inoxidable (ISO 5832-1), Titanio comercial puro (cpTi) (ISO 5832-2) o aleaciones de titanio como Titanio-aluminio-Niobio (Ti-6Al-7Nb) o Titanio-Molibdeno (Ti-15Mo) (109).

El principal fallo mecánico de una placa volar es su combado o doblado. Esta complicación se debe a la rigidez del material que está definida por el material de la placa y su grosor.

Ante una misma carga y una misma sección longitudinal, el titanio comercial puro (cpTi) se deforma prácticamente el doble que el acero. Esto se debe a

que el titanio posee un menor módulo de elasticidad. Una placa fina de titanio será menos rígida, menos resistente y tolerará menos carga antes de fatigarse en comparación con la mayoría de placas de acero inoxidable. Para dotar de mayor resistencia y rigidez a las placas de titanio, se tendrá que optar por aumentar su grosor (108). Del mismo modo que en las placas, existen estudios que sugieren que un menor diámetro de los tornillos distales puede provocar una menor estabilidad entre tornillo y placa independientemente de su bloqueo.

1.5.1.1.1. *Acero inoxidable (“stainless steel”)*

Material de referencia durante años por su precio. Presenta mejores cualidades mecánicas que el titanio a igual sección transversal. Es más duro, más maleable y alrededor de un 10% más resistente que el titanio. No obstante, en estudios de fatiga del material en altos ciclos se muestra inferior.

Se trata de un material con menor biocompatibilidad, mayor corrosión y toxicidad local que el titanio y sus distintas aleaciones. Su composición suele contener de un 16% a un 0,03% de Níquel (Ni), cosa que lo convierte en más alergénico que el titanio y provoca mayores artefactos en los estudios de RMN. Debido a su menor capacidad de adhesión tisular, tiene una resistencia local a la infección inferior a la del titanio según los estudios *in vivo* (110).

Pese a todo, existen estudios clínicos comparativos donde no se obtuvieron diferencias significativas en el índice de complicaciones de la misma placa entre titanio y acero inoxidable (111).

1.5.1.1.2. *Titanio comercial puro (“unalloyed commercially pure titanium”)*

El principal inconveniente de este material es su precio pues el resto de sus cualidades mecánicas pueden homologarse a las del acero incrementando el tamaño del implante. Presenta menor corrosión debido a las películas que se forman alrededor de él, y menor adhesión a las partes blandas adyacentes debido a la microestructura de la superficie del material.

Uno de sus principales problemas es la fusión fría que se genera en los tornillos bloqueados a un implante y que puede dificultar su retirada (112). Debido a su menor ductilidad, exige a los fabricantes a optimizar los diseños y al cirujano a ser conocedor de esta realidad.

1.5.1.1.3. *Otros materiales*

La existencia de una inflamación de las partes blandas adyacentes a cualquier implante puede estar ocasionada por dos motivos: conflicto físico, y/o interacción química. Pese a que la interacción física es algo evidente, la interacción química, podría ser una explicación del porqué una placa bien implantada genera una tendinopatía. Los últimos estudios reflejan que las partículas de titanio (material de ambas placas del estudio), en contacto con la sangre, estimulan la producción de factores inflamatorios por parte de los monocitos, como el factor de necrosis tumoral alfa (TNF- α) y la interleucina 6 (IL-6) (113).

Se están desarrollando placas de materiales distintos a las aleaciones metálicas convencionales como, por ejemplo, la fibra de carbono reforzada por compuestos poliméricos o “*composites*” CFR-PEEK con resultados clínicos y mecánicos similares, así como ser transparentes a los rayos x (114).

1.5.1.2. TIPOS DE TORNILLOS

La principal disyuntiva que se nos presenta en el uso de tornillos distales es la elección entre bulón o tornillo roscado (figura 2).

Las pruebas de estrés demuestran que, pese que ambos tornillos son igual de resistentes a las fuerzas de torsión y rigidez axial en un inicio, al final, los bulones suelen ser mecánicamente inferiores rompiéndose o aflojándose por la interfaz bulón-placa. Los montajes con tornillos roscados suelen ser estructuras más estables (115).

La mayoría de los implantes actuales presentan dos hileras distales de tornillos. Los estudios biomecánicos que comparan hileras con tornillo roscado o bulón, demuestran que los montajes de una sola hilera con tornillos roscados tienen una rigidez media superior a cualquier otra disposición con bulones.

Del mismo modo, el sistema que tolera la mayor la carga máxima antes de claudicar es la doble hilera con tornillo roscado pese a no existir grandes diferencias con el resto de configuraciones (108).



Figura 2. Ejemplos de tornillos sistema DVR®. De izquierda a derecha: 1. Tornillo distal roscado y bloqueado a placa de ángulo fijo. 2. Tornillo de esponjosa roscado y bloqueado de ángulo variable. 3. Bulón bloqueado a placa de ángulo fijo. 4. Tornillo cortical no roscado a placa de ángulo variable.

1.5.1.3. POSICIÓN DE LOS TORNILLOS

Según el fabricante, el implante tendrá mayor o menor número de orificios distales dispuestos en hileras. A día de hoy, no hay evidencia ni consenso sobre cuál es la configuración óptima de los tornillos.

Los estudios mecánicos en hueso sintético, sugieren que la estabilidad de la fijación no depende tanto del número de hileras o tornillos distales usado, sino del área de proyección que abarcan los tornillos (≥ 12 mm). Es decir, existe una correlación positiva y significativa entre estabilidad y área de proyección, pero no se ha podido demostrar la misma correlación entre número de hileras y estabilidad (116).

Uno de los modelos más aceptados es la disposición en doble hilera. Esta estrategia intenta generar un modelo tridimensional que sirve de andamio a toda la superficie articular y, en especial, la fosa semilunar.

Bajo una carga determinada, el semilunar se impacta contra la fosa semilunar generando un efecto de dispersión de los fragmentos articulares. El uso de una segunda hilera busca contener este colapso articular mediante tornillos con inclinaciones opuestas sobre el hueso subcondral. Esta estructura traslada el estrés mecánico del foco de fractura al implante, de ahí la importancia de la interfaz tornillo-placa para resistir las fuerzas generadas durante el tratamiento rehabilitador hasta la consolidación de la fractura (101).

La apófisis estiloides del radio suele tener su/s propio/s tornillo/s específico/s de cara a evitar una pérdida de reducción de esta zona tan sensible al colapso. Esta estrategia evita tener que implantar la placa más distal de la línea de “*watershed*” para preservar los orígenes de los ligamentos volares (117).

Otra consideración importante a la hora del diseño y/o elección de un implante es la demostrada relación entre la posición de los orificios y sus

posibles puntos débiles. La fatiga del implante por combado parece estar asociada a los orificios de la placa que se asientan sobre zonas conminutas no ocupados por tornillos. Dichos orificios vacíos, generan una zona de menor resistencia independientemente del bloqueo a placa (118,119).

El mismo fenómeno de fatiga se ha estudiado en los orificios de la placa destinados a su estabilización temporal mediante agujas o pines. El intervalo entre orificio para tornillo y pin suele ser una zona sensible ante un estrés mecánico repetido.

Este hecho se ha demostrado en el caso concreto de la síntesis con placa DVR®, donde el implante se fractura por esta zona pudiendo señalar un punto débil todo y que, aparentemente la fijación no se vio comprometida en las pruebas de laboratorio (108).

1.5.1.4. BLOQUEO A PLACA

Las primeras placas volares fueron diseñadas con tornillos no bloqueados con una sola hilera distal. Este sistema dio muy buenos resultados en la síntesis de fracturas con desplazamiento volar. Cuando se empezaron a usar en fracturas con desviación dorsal, se observó que el sistema solía fallar en el mantenimiento de la angulación sagital del fragmento distal. Esta pérdida de reducción se debe a dos motivos: la mayor conminución de la cortical dorsal y el no bloqueo a placa de los tornillos.

Los tornillos no bloqueados “*non-locking plate*” generan una interfaz inestable tornillo-placa que puede comprometer el sistema al agrandar el orificio donde se inserta el tornillo (108). Este fenómeno es especialmente común en casos de gran conminución dorsal y/o pobre calidad ósea. Este suceso probablemente, fue el que propició el desarrollo de placas con tornillos bloqueados (80).

El uso de placas que se bloquean a los tornillos "*locked plate*" dio lugar al concepto de fijación interna. En este sistema, la carga no atraviesa el foco de fractura, sino que pasa por el cuerpo del implante. Bajo esta filosofía, ya no es necesario que el tornillo atraviese la segunda cortical disminuyendo así el riesgo de tendinopatía dorsal (120). Este concepto puede haber desplazado el uso de fijación externa permitiendo evitar las complicaciones típicas del fijador (121).

1.5.2. PLACAS CON TORNILLOS DE ÁNGULO VARIABLE

El ángulo de entrada de los tornillos metafisarios define este tipo de implantes. Independientemente del diseño, es vital que el cirujano entienda cómo el implante interactúa con las características de la fractura, pues de eso depende la secuencia de pasos de la técnica quirúrgica.

El ángulo variable o "*polyaxial-angle*" fue la primera generación de las placas volares. Esta filosofía permite colocar la placa y sus tornillos proximales antes de reducir la fractura para posteriormente realizar la estabilización distal. De su evolución, surgieron la segunda generación o placas de ángulo variable bloqueadas ("*multidirectional locking plates*") que permiten la fijación selectiva de los fragmentos de la fractura sin perder la estabilidad del bloqueo a placa (122).

La superioridad clínica y biomecánica entre ambos sistemas es un tema de actual controversia. Pese a que no existe una evidencia sólida, existe una débil asociación entre el grado de inclinación de los tornillos y la pérdida de dureza de la fijación (123). No obstante, muchos trabajos sostienen que este fenómeno varía considerablemente dependiendo del implante estudiado (124,125).

En los últimos años, han empezado a surgir estudios en cadáver que demuestran la superioridad mecánica de determinados implantes de ángulo variable (126), así como estudios clínicos retrospectivos donde no se evidencian diferencias de un sistema respecto al otro (127).

Los detractores del ángulo variable argumentan que aumenta el riesgo de protrusión intraarticular, pues, cada tornillo debe de ser evaluado de manera individual, así como la probabilidad de iatrogenia intraarticular en cirujanos con poca experiencia (68).

1.5.3. PLACAS CON TORNILLOS DE ÁNGULO FIJO

El ángulo fijo o “*fixed-angle*” plantea un modo alternativo a la síntesis convencional descrita anteriormente. Henry et al. defienden que cuanto mayor es la complejidad de la fractura, mayor es la dificultad para restituir la inclinación volar sin la ayuda de la técnica del “*lift-off*” (128).

En la técnica de “*lift-off*”, primero se procede a la síntesis distal y luego la propia placa reduce el foco de fractura. Dado que el ángulo de los tornillos ya está predefinido, una vez la fractura se ha reducido y el primer tornillo subcondral está colocado en una posición óptima, se presupone que el resto de los tornillos también lo estarán acortando así, el tiempo quirúrgico.

El “*lift-off*”, es una estrategia útil en casos de consolidaciones viciosas y/o osteotomías correctivas en comparación con el ángulo variable (129).

Independientemente de la técnica, el éxito dependerá de la capacidad de colocar los tornillos a nivel subcondral sin llegar a traspasar la cortical dorsal. Los detractores del ángulo fijo sostienen que puede disminuir la capacidad de individualizar la fractura.

1.5.4. COMPLICACIONES

Con cada nueva técnica aparecen nuevas complicaciones y las placas volares bloqueadas no son una excepción. Las complicaciones se pueden dividir en mayores y menores así como dependientes o no dependientes del cirujano.

La infección, las lesiones vasculonerviosas, las distrofias y el síndrome compartimental son complicaciones genéricas en la cirugía de extremidad superior. A continuación, se reflejan las complicaciones más frecuentes y específicas:

1.5.4.1. AGRESIÓN TENDINOSA / ROTURA DEL APARATO EXTENSOR POR PROTRUSIÓN DORSAL

La inmensa mayoría de los casos, se debe a tornillos metafisarios (salvo alguna excepción) que protruyen en la cortical dorsal del radio debido a la difícil interpretación del tubérculo de Lister.

La probabilidad de que un tornillo protruyente genere clínica sobre el tendón adyacente depende de su proximidad, su longitud y la forma de su vértice (no será lo mismo un bulón redondeado que un tornillo cortical de punta más agresiva).

Los mecanismos de agresión al tendón son: la contusión directa, el pinzamiento mecánico o "*impingement*", la lesión por parte de fragmentos óseos afilados colindantes y/o por fenómenos isquémicos locales.

La isquemia tendinosa vendrá dada por una reducción focal del aporte sanguíneo al tendón y/o por un aumento de la presión dentro de la corredera osteofibrosa en los casos en que el retináculo esté intacto (130). Asimismo, cada corredera extensora no tiene la misma resistencia a la isquemia.

La tercera corredera extensora y, por tanto, el *extensor pollicis longus* (EPL), es la de mayor riesgo. La agresión del nervio interóseo posterior, aunque infrecuente, es otra de las estructuras en peligro. El resto de tendones están menos expuestos debido a que tienen una vaina tendinosa más ancha y están mejor vascularizados. Por este motivo, la mayoría de las lesiones son agresiones mecánicas.

1.5.4.2. INVASIÓN DE LA ARTICULACIÓN RADIOCARPIANA POR TORNILLOS DISTALES

Desde la invasión franca de la articulación hasta el relativamente moderno término de “*skiving*”, se trata de una complicación mayor de la cual no se tienen resultados a largo plazo debido, probablemente, a que los tornillos se retiran antes de producir clínica.

El fenómeno de “*skiving*” proviene del escandinavo “*skive*” y su traducción literal significa “retirar la superficie”. Se trata de una protrusión lo suficientemente importante como para causar deformidad articular sin llegar a penetrar en la articulación (1–1,8 mm) y, pese a que la literatura no muestra una relación directa con los resultados funcionales, se debe de prevenir y evitar (131).

Se estima que una la afectación del cartílago articular supone la aparición de cambios radiográficos de tipo artrósico en un 70% de los casos estudiados a los 7 años de seguimiento.

De todos modos, no se ha podido demostrar una relación entre los resultados funcionales y la magnitud de la incongruencia articular o de la presencia de cambios artrósicos en la radiografía (132).

1.5.4.3. AGRESIÓN TENDINOSA / ROTURA DE TENDONES VOLARES

Se debe principalmente a implantes palpables por aflojamiento de los tornillos distales, placas colocadas muy distales y/o radiales o simplemente por una mala reducción.

Los implantes no deberían de sobrepasar la línea de “watershed”, pues la extensión volar de la fosa semilunar potencia que el implante entre en contacto con el aparato flexor. El tendón más frecuentemente implicado es el *flexor pollicis longus* (FPL) (133,134).

En placas implantadas demasiado radiales, se pueden dar tendinopatías de la primera corredera extensora y el FPL así como ser clínicamente palpables por parte del paciente. Excepcionalmente se han descrito casos de no retirada de las guías provisionales en el ángulo bloqueado (135) así como la controvertida tendinosis asociada al contacto con implantes de titanio.

1.5.4.4. PÉRDIDAS DE REDUCCIÓN Y SUBLUXACIONES DEL CARPO

Uno de los motivos más frecuentes de la pérdida de reducción se debe a un apoyo insuficiente del hueso subcondral debido a tornillos demasiado proximales. Esta situación se agrava en casos con pobre calidad ósea donde aumenta la probabilidad de incongruencia articular, acortamiento radial y desviación sagital.

El acortamiento radial ≥ 6 mm y la angulación dorsal $> 15-20^\circ$ parecen ser los mayores factores predictivos de discapacidad residual (136,59). Por otra parte, un colapso radial > 2 mm o una angulación dorsal $> 15^\circ$ son los mayores factores predictivos de pérdida de balance articular (137).

Pese a todo, es difícil establecer factores predictivos pues el resultado depende de múltiples factores intrínsecos a cada paciente. Los pacientes de mayor edad pueden tolerar mayores grados de deformidad residual debido a su menor demanda funcional, mientras que los pacientes de menor edad toleran mejor una pérdida de movilidad que la presencia de dolor residual (138).

Dentro de los episodios de subluxación del carpo encontramos dos tipos de patrón bien diferenciados: el hundimiento dorsal asociado a subluxación debido a una fijación de la cortical dorsal cubital insuficiente, y el hundimiento volar asociado a subluxación del carpo debido a una mala reducción de la extensión volar de la fosa semilunar (figura 1). El uso de proyecciones oblicuas intraoperatorias y la estabilización adicional con placas o agujas adicionales disminuye considerablemente este riesgo.

1.5.4.5. CONSOLIDACIONES VICIOSAS Y SEUDOARTROSIS

Pese a que los casos de consolidación viciosa se asocian al tratamiento no quirúrgico, la síntesis con placa volar no está libre de este tipo de complicación.

La deformidad típica se basa en la pérdida de inclinación volar en el plano sagital, aplanamiento de la inclinación cubital en el plano AP y en el colapso de la altura radial. Este fenómeno provoca una distribución de fuerzas anómala a través de la muñeca originando trastornos adaptativos del carpo, choque cúbito-carpiano, síndrome del túnel del carpo, pérdida de fuerza y/o disminución de movilidad, que no siempre son directamente proporcionales al grado de deformidad (139).

La consolidación viciosa, la limitación de la flexión volar, la incongruencia de la ARCD y la inestabilidad/subluxación adaptativa del carpo (no establecida),

son los principales motivos para realizar una osteotomía correctiva (53,140). Su principal complicación es la pseudoartrosis (sobre el 1%).

Las fracturas de radio sin signos de consolidación se consideran retrasos de consolidación a los 4 meses y pseudoartrosis a los 6 meses de la cirugía. La deformidad más frecuente suele ser la desviación radial del fragmento distal, o la pérdida de inclinación cubital, que es la principal causa de rotura del implante. En pacientes activos, la cirugía está indicada tan pronto como se sospeche esta complicación ya sea clínica o radiográficamente.

Debido a que cada caso es singular, es difícil realizar estudios y/o recomendaciones. En casos con desviación dorsal se debería de optar por un abordaje dorsal mientras que en casos de desviación volar o neutra se prefiere el abordaje volar. La síntesis de la apófisis estiloides, el restablecimiento de la alineación del carpo, el uso de injertos óseos, la liberación del tendón *brachioradialis* o incluso la cirugía de Darrach son algunas de las herramientas de esta cirugía (141).

1.5.4.6. COMPLICACIONES RELACIONADAS CON LA RETIRADA DEL IMPLANTE

Debido a la adherencia ósea al titanio, existen múltiples estudios que defienden o critican el uso del titanio sobre el acero inoxidable. Actualmente es un tema de controversia pendiente de resolver.

Los implantes de titanio, pueden provocar una reacción conocida como fusión fría, que dificulta su retirada. El modo de extracción más habitual es el serrado del implante para posteriormente retirar los tornillos de manera individual. La búsqueda de sistemas para disminuir los residuos generados de esta técnica es motivo actual de estudio (112).

2. JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

Justificación de la investigación

Las fracturas de radio distal representan del 10 al 25% de todas las fracturas del esqueleto y el 75% de las fracturas de muñeca.

Este tipo de lesiones presenta una distribución bimodal. Entre los 20 y 40 años de edad suelen producirse en hombres y se deben a traumatismos de alta energía. El segundo pico se presenta a partir de los 65 años, principalmente en mujeres con traumatismos menores, debido a una mayor fragilidad ósea (142).

En 2001, un estudio multicéntrico (143) sostenía que la incidencia estimada de fracturas de radio distal en mayores de 55 años era de 36,8 / 10.000 personas-año en mujeres y 9.0 / 10.000 en hombres.

Al aumentar la esperanza de vida muy probablemente el número de estas fracturas se incrementará, lo que supone que el riesgo calculado de fractura para una mujer blanca a los 80 años sea del 6% y del 9% a los 90 años (144).

Dada la importancia de esta lesión y su repercusión futura, así como el impacto laboral en gente activa, son necesarios estudios a fin de mejorar la calidad asistencial de los pacientes. En una sociedad equiparable a la nuestra (Francia), en 2001, se estimó un gasto medio de 2363 – 2574 euros por fractura quirúrgica con una media de hospitalización de dos días (145).

Los últimos estudios sobre fijación interna en fracturas de radio distal se centran principalmente sobre diferencias biomecánicas (123). No obstante, todos ellos reflejan la necesidad de más estudios que permitan valorar la existencia de diferencias clínicas entre sistemas de ángulo variable y bloqueado.

Los sistemas de ángulo bloqueado tienen una mayor y demostrada estabilidad, aunque es difícil una individualización de las fracturas dado que los tornillos tienen un recorrido definido por el fabricante.

Los sistemas de ángulo variable generan dudas acerca de su estabilidad. No obstante, permiten dirigir los tornillos atendiendo a las necesidades y, por tanto, “personalizar” cada síntesis.

En los últimos años se están desarrollando sistemas híbridos a fin de cubrir ambas necesidades. En este trabajo se presenta una aplicación clínica de ambos conceptos, con la intención de valorar la existencia de diferencias entre ellos.

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Hipótesis de trabajo

En las fracturas de radio distal, las placas volares de ángulo bloqueado tienen menores tasas de complicación y mejores resultados funcionales en comparación con las placas de ángulo variable.

4. OBJETIVOS

Objetivos

4.1. OBJETIVO PRINCIPAL

Comparar la tasa de protrusión de los tornillos metafisarios y los resultados funcionales entre la placa de ángulo fijo y la de ángulo variable.

4.2. OBJETIVOS SECUNDARIOS

1. Determinar si existen diferencias entre tratamientos respecto a:
 - a. Lesiones tendinosas
 - b. Pérdidas de reducción (desviación sagital o “*palmar tilt*”, varianza cubital, inclinación y altura radial)
 - c. Tasa de complicaciones.
 - d. Proporción de consolidación de la fractura
 - e. Tasa de correcta reducción postoperatoria (punto 1.3.1)
 - f. Protrusión dorsal múltiple
 - g. Longitud de los tornillos protruyentes a dorsal
2. Valorar si el tamaño del radio distal (medición axial vía TC del tubérculo de Lister) implica mayor o menor riesgo de protrusión dorsal.
3. Objetivar qué orificios de la placa suponen un mayor riesgo de protrusión dorsal.
4. Valorar la relación entre la correcta reducción postoperatoria de la fractura y el resultado funcional, independientemente del tratamiento.
5. Valorar si existe correlación entre la pérdida de reducción a los 6 meses y el resultado funcional, independientemente del tratamiento.

5. MATERIAL Y MÉTODOS

Material y Métodos

5.1. DISEÑO DEL ESTUDIO

Se diseñó un estudio prospectivo de cohortes equivalentes a doble ciego con una N de 40 pacientes por cohorte (80 pacientes en total). La muestra se obtuvo a partir de los pacientes que acudieron al Servicio de Urgencias del Hospital General de Granollers (HGG) con una fractura de radio distal con criterios de indicación quirúrgica.

Los primeros 40 pacientes fueron tratados con placas bloqueadas de ángulo variable (ITS®, PROLock Distal Radius Plate) y los 40 siguientes, con placa bloqueada de ángulo fijo (DVR®, Johnson & Johnson / Biomet).

Por razones ajenas a este estudio, la primera placa se dejó de suministrar en nuestro hospital (no así en el mercado) y fue sustituida por la segunda.

Creemos que metodológicamente este hecho no afecta al estudio. Los primeros 25 casos con el segundo sistema (ángulo fijo) fueron excluidos del estudio en concepto de curva de aprendizaje.

Los pacientes se incorporaron de manera secuencial y su seguimiento medio fue de 12 meses (8 mín. – 18 máx.). La inclusión de pacientes se inició en enero de 2008 y finalizó en marzo de 2010. En marzo del 2011 finalizó el seguimiento clínico.

Tanto en la Sociedad Española de Cirugía de la Mano (SECMA, junio del 2009, Cádiz) como en la Federación Europea de Sociedades de Cirugía de la Mano (FESSH, mayo del 2011, Oslo) se han presentado comunicaciones orales relacionadas con el presente estudio.

5.1.1. PLAN DE TRABAJO

En el ingreso todos los pacientes sin excepción fueron informados del estado de su patología por parte del equipo de urgencias. En el mismo acto se hizo entrega del consentimiento informado para procedimientos quirúrgicos.

Cada paciente quedó registrado con un código diferente al de su historia clínica según la Ley Orgánica 15/1999 del 13 de diciembre de Protección de Datos de Carácter Personal (LOPD) en un cuaderno electrónico por un facultativo diferente del investigador principal.

Las intervenciones fueron realizadas por ocho médicos especialistas vía MIR, adjuntos del servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Tras la intervención, en el postoperatorio inmediato se realizó una inmovilización con férula doble en “*sugar tongue*”. Los pacientes fueron dados de alta a las 24-48 horas de la cirugía.

El seguimiento postoperatorio se realizó en consultas externas. A la semana de la cirugía se revisaron los puntos de sutura, el estado vasculonervioso y la motricidad de la muñeca. En esta primera visita ambulatoria se retiraron la mitad de los puntos. Los pacientes se citaron a una segunda visita a los 10-15 días de la intervención, momento en que se retiraron los puntos restantes.

A las 4 semanas de la cirugía, se retiró la férula y se valoró la radiología simple, el estado neurovascular y el trofismo de la piel. Se objetivó el balance articular de la muñeca y se cursó la derivación a la unidad de rehabilitación del hospital.

El protocolo rehabilitador constó de 3 fases con una duración total de 7 a 9 semanas. En la primera fase post-inmovilización, de 2-3 semanas de duración, los objetivos principales fueron:

- Reducción del edema y dolor mediante electroterapia.
- Aumento del arco articular mediante terapia manual, movilizaciones asistidas activas, pasivas y tabla canadiense.

La segunda fase, de 3 a 4 semanas de duración, fue de refuerzo muscular una vez conseguido un balance articular satisfactorio. Los objetivos fueron la recuperación de tono, disminución de atrofas, movilización activa, resistida y terapia manual contra resistencia mediante gomas elásticas y pesos. Se inició el trabajo de reeducación muscular.

Tras alcanzar todo el balance articular posible, se realizó una tercera fase propioceptiva, de 2 semanas, que consistió en integrar la articulación dentro del esquema corporal (motricidad fina, coordinación y control psicomotor) y readaptarla para actividades de la vida diaria (Ejercicios de Rabat).

El seguimiento radiográfico se completó con radiografía simple a los 3 y 6 meses de la cirugía. Todas las proyecciones radiológicas se realizaron en rotación neutra del antebrazo para no alterar la mediciones de la varianza cubital (146,147).

A los 6 meses de la intervención se cursó la exploración mediante TC previa explicación de la prueba y aceptación por parte del paciente. No existió ninguna pérdida de pacientes por dicho motivo. Todos los estudios TC fueron valorados exclusivamente por dos radiólogos, independientes del investigador principal, especializados en patología osteomuscular del servicio de diagnóstico por la imagen del HGG (Dra S. Carbó y Dra. C. Blancas).

El cálculo estimado de la dosis de radiación relativa recibida por el paciente para una exploración TC de muñeca es según el Colegio Americano de Radiólogos de < 0.1 mSv. (última revisión 2008).

Los resultados TC en caso de normalidad quedaron almacenados para dicho estudio. En caso de complicación, se informó al paciente, explicándole las posibles opciones terapéuticas. De ser necesaria la extracción de algún tornillo o del sistema al completo, el paciente nuevamente tuvo que firmar el respectivo consentimiento.

El resultado funcional se valoró mediante el test de Mayo Wrist Score (MWS) por un solo miembro del servicio (Dr. A. Toro, investigador principal) (148,149).

El uso de esta escala respondió a un criterio de sencillez en su aplicación respecto a la escala DASH (*Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand Score*) y al hecho de que existan múltiples trabajos en la literatura tanto inglesa como española que las emplean conjuntamente (150-155). Este test clasifica los resultados funcionales en una escala de 0 a 100:

- 100 - 90 resultado excelente
- 90 - 80 bueno
- 80 al 60 satisfactorio y pobres < de 60.

5.1.2. CRITERIOS DE SELECCIÓN

5.1.2.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Edad entre 18 y 90 años.
- Fractura con criterio quirúrgico (punto 1.3.1).

5.1.2.2. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Edad inferior a 18 o superior a 90 años.
- Pacientes con fracturas previas de radio distal ipsilateral.
- Fracturas asociadas a osteosíntesis del cúbito.

- Fracturas asociadas a otros huesos del mismo antebrazo.
- Pacientes con antecedentes de cirugía sobre la misma muñeca y/o antebrazo.
- Uso de otro sistema de osteosíntesis diferente a los del presente estudio.
- Numerosa comorbilidad asociada (3 o más factores de riesgo cardiovascular o neoplasias asociadas)

5.1.3. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA

Todos los casos fueron clasificados mediante la escala de Frykman (156) para fracturas de radio distal. Múltiples estudios sostienen que todas las clasificaciones existentes poseen una cuestionable reproductibilidad interobservador que compromete su uso en la clínica (157,158).

No obstante, el objetivo de este estudio no se centra en el tipo de fractura y su prognosis, sino que pretende describir la complejidad de ambas cohortes. Pese a la limitada capacidad de las escalas para definir las lesiones de una fractura de radio distal con exactitud, la escala Frykman tiene una mayor tasa de acierto respecto a otras en estudios con cadáver, como, por ejemplo, la escala AO (159).

Con intención de tener la mejor aproximación a la complejidad de los casos y dada la pobre fiabilidad interobservador, se optó por un test con una buena reproductibilidad intraobservador (160,161).

Dado que no existe ninguna escala con un valor Kappa por encima de +0.75 (162), se escogió la escala Frykman porque reunía la mejor combinación de factores.

5.1.4. TÉCNICA QUIRÚRGICA EMPLEADA

El abordaje quirúrgico empleado fue el acceso volar descrito por Orbay, J. y Chung, K.C. (163,164). Se inicia el acceso quirúrgico mediante una incisión volar en Z de unos 8-10 cm. sobre el tendón del *flexor carpi radialis* (FCR), tal y como muestran las figuras 3 y 4.

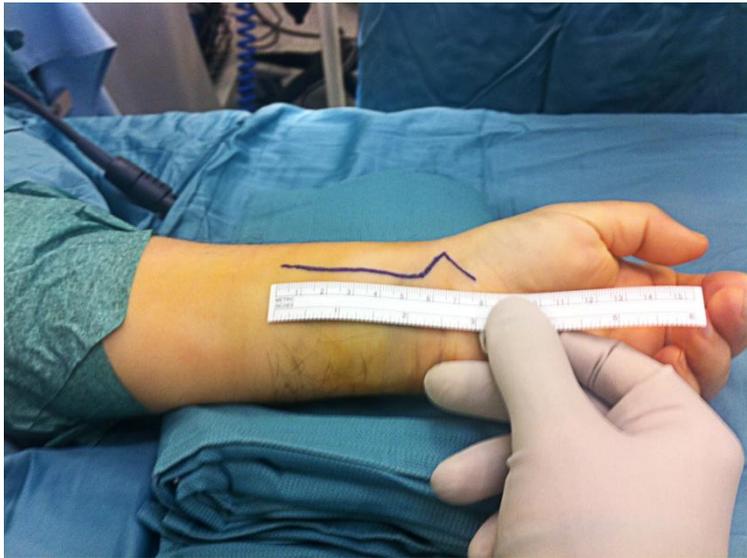


Figura 3. Abordaje volar en Z.



Figura 4. Exposición del FCR.

Posteriormente se disecciona el tendón del FCR y se desplaza hacia el borde cubital para acceder al espacio de Parona, donde se aloja el *Pronator quadratus* (PQ) (figuras 5 y 6).



Figura 5. Dissección radial y desplazamiento cubital del FCR.

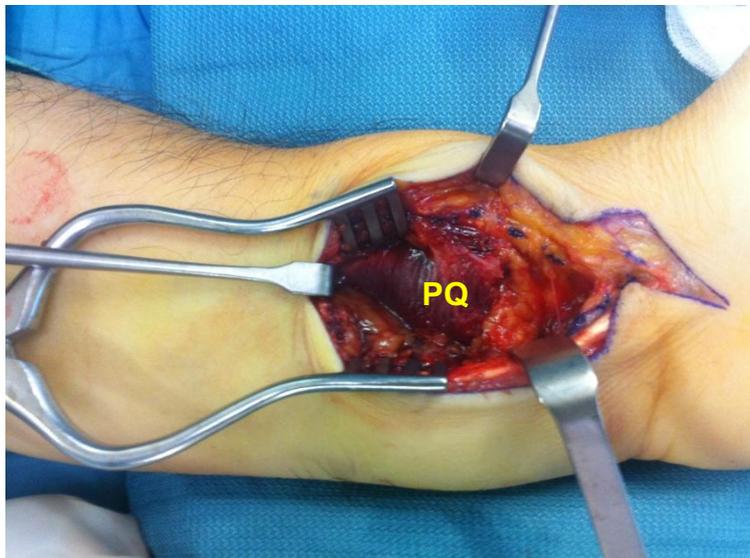


Figura 6. Espacio de Parona y PQ.

Una vez identificado el PQ, se realiza una incisión sobre él en forma de “L” de radial a cubital, dejando en el lado radial una porción para poder

reinsertarlo posteriormente. En la desperiostización del PQ se debe respetar el borde cubital, principal punto de irrigación del radio distal (figura 7).

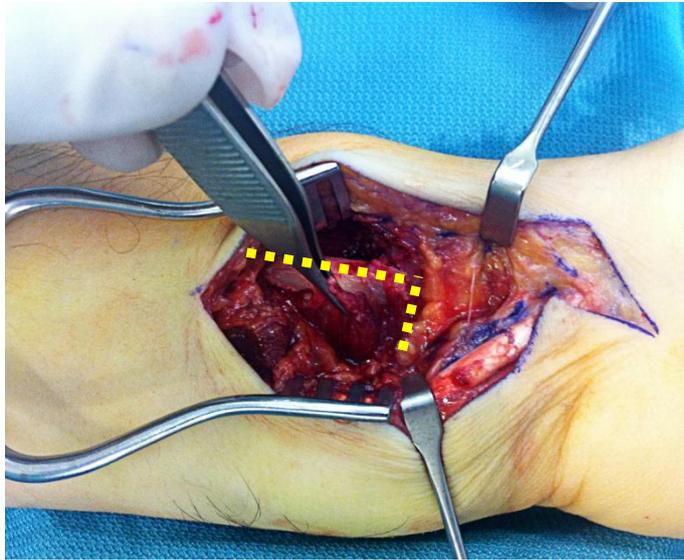


Figura 7. Incisión del PQ en forma de "L".

En este punto existe la opción de seccionar en "Z" el tendón del músculo *brachioradialis* en su inserción (figura 8). Esto, permite un mejor acceso al foco en fracturas conminutas para evertir el radio y reducir su cortical dorsal.

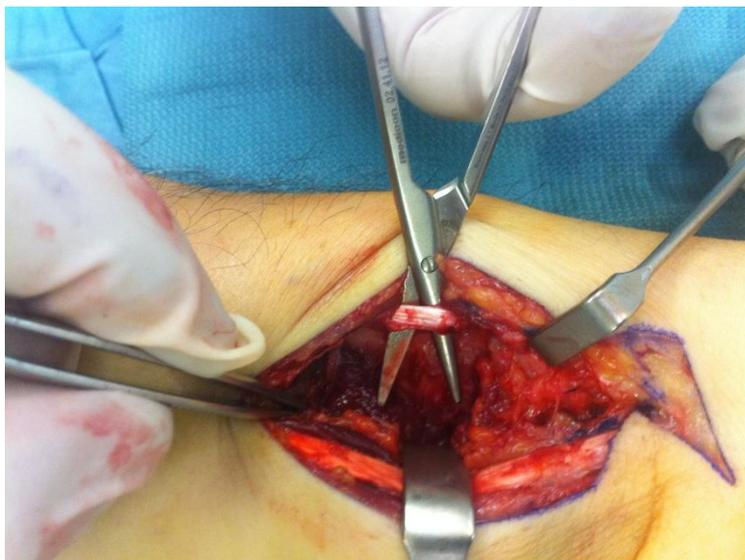


Figura 8. Músculo *brachioradialis*.

Posteriormente, se procede a la reducción del foco de fractura mediante tracción, ligamentotaxis y/o presión directa (figura 9). Una vez reducida la fractura, se procede a implantar la placa (figura 10).

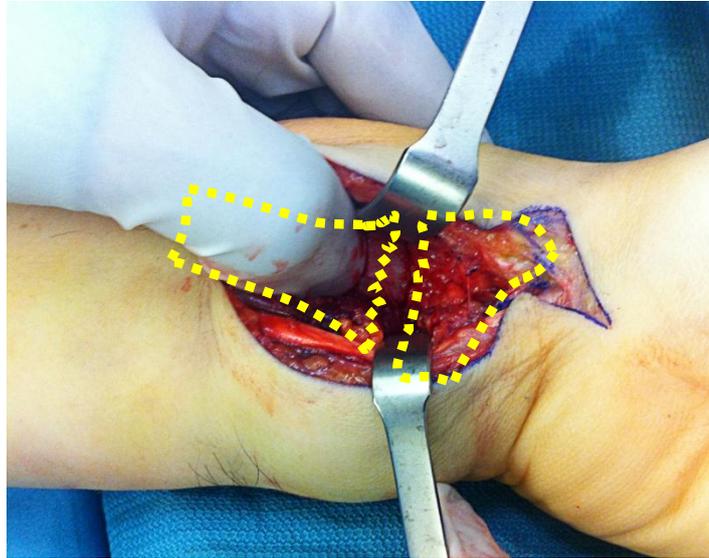


Figura 9. Reducción del foco de fractura.



Figura 10. Implante de la placa.

Se inicia la fijación en el orificio oblongo diafisario con un tornillo cortical. Tras una correcta reducción del foco, se procede al implante de una aguja

de kirschner en el orificio metafisario más cubital seguido de control escópico.

Si el control es correcto, se proseguirá la síntesis con tornillos de cubital a radial. Es en este momento es cuando existe el mayor riesgo de provocar una protrusión dorsal por sobreestimar la longitud del radio dada la superposición tridimensional del tubérculo de Lister en 2 dimensiones en la escopia intraoperatoria (figura 11).

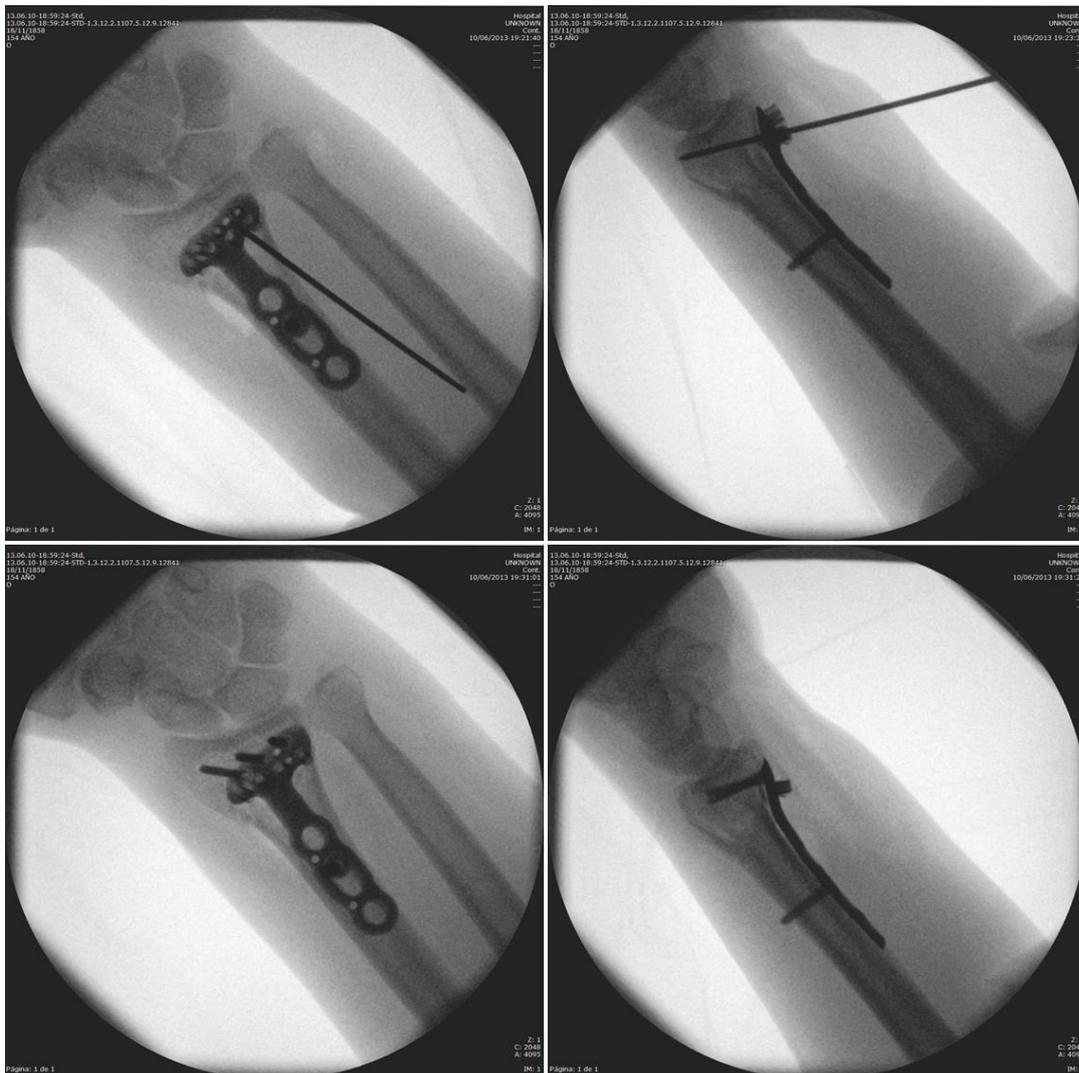


Figura 11. Imágenes de escopia intraoperatoria. Las dos imágenes superiores muestran el posicionamiento de la placa. Las dos imágenes inferiores ofrecen la visión de los tornillos de la hilera distal y su posicionamiento subcondral.

Tal y como se ha explicado en el apartado de objetivos, este trabajo se centró en valorar si el bloqueo del ángulo de entrada de los tornillos supone una ventaja respecto a los tornillos de entrada libre.

Una vez implantados todos los tornillos y previa comprobación radiológica de la reducción, se procede al cierre por planos. El PQ se reinserta con sutura trenzada reabsorbible de ácido poliglicólico y la piel con monofilamento de polipropileno no reabsorbible (figuras 12 y 13).

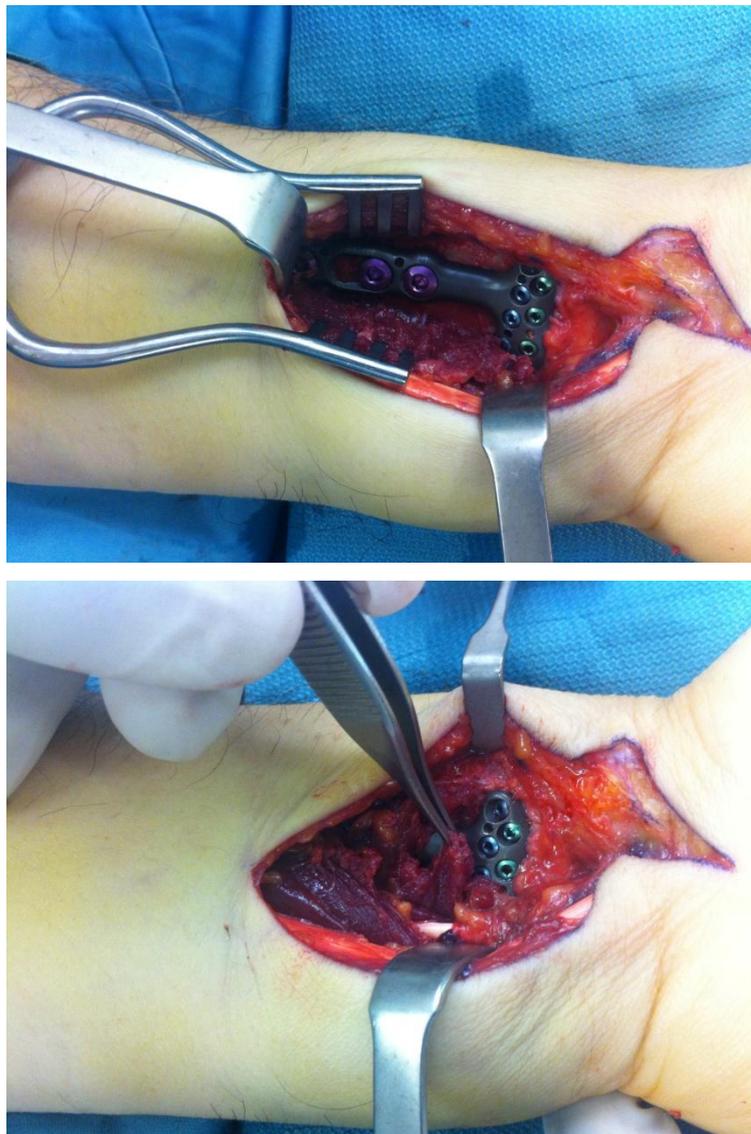


Figura 12. Arriba: Placa implantada. Abajo: Cierre del PQ.



Figura 13. Imagen de escopia intraoperatoria final.

La inmovilización consiste en una férula doble o “sugar tongue” que permite la flexo-extensión del codo, pero bloquea la prono-supinación del antebrazo (figura 14).



Figura 14. Férula doble o en “sugar tongue”.

5.1.5. MATERIALES EMPLEADOS.

Seguidamente se exponen las características de los implantes utilizados en el estudio extraídas de los catálogos de los fabricantes.

5.1.5.1. SISTEMA ITS®. PROLOCK DISTAL RADIUS PLATE

Sistema de estabilidad angular tornillo - placa. Perfil de 1,5 mm. Diseño anatómico, disponible para mano izquierda y derecha (figura 15). Anchura: placas de 4 orificios distales 32 mm, placas de 3 orificios distales 25 mm. Longitud de la placa según los orificios diafisarios: 4, 6, 8, 10 y 12. Titanio tipo II anodizado (sistema Dotize®)

Tornillo estabilizador de hueso esponjoso (metafisarios) de 3,0 mm en longitudes de 14 a 30 mm, en pasos de 2 mm. Libertad de movimiento de 20° (figura 16). Material de los tornillos estabilizadores: TiAl₆V₄. El roscado del tornillo a la placa funciona por dos motivos. Por una parte, el titanio del tornillo es más duro que el de la placa y, por otra, la cabeza del tornillo se encaja en el orificio (no lo corta). **Tornillo cortical** de 2,7 mm con longitudes de 14 a 24 mm, en pasos de 2 mm.



Figura 15. Placa para radio distal I.T.S® derecha de tres y cuatro orificios distales.

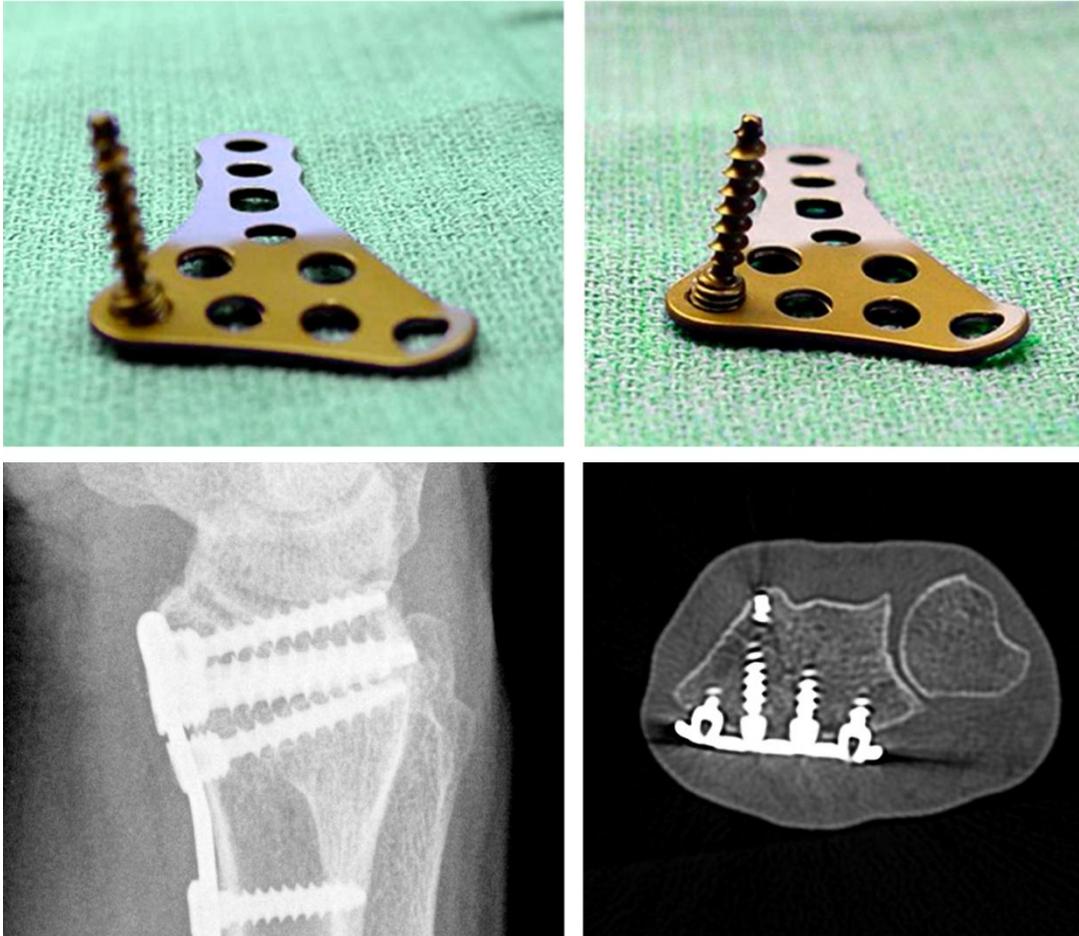


Figura 16. Tornillos de la placa ITS®. Arriba: Libertad de movimiento de 20° de los tornillos. Abajo: imágenes por radiografía simple del bloqueo a placa (izquierda) y vía TC de la multidireccionalidad de los tornillos (derecha).

5.1.5.2. SISTEMA DVR®. BIOMET / JOHNSON & JOHNSON

Placa preconformada de titanio con distribución tridimensional de los tonillos bloqueados gracias al sistema F.A.S.T Guide™ (“Rosa” para derecha o “Right” y verde o “Lima” para izquierda o “Left” según fabricante). Orificio distal específico para estiloides radial (figura 17).

Tornillos metafisarios de 10 a 30 mm en pasos de 2 mm. Tornillos roscados a placa tipo: bulón subcondral (azul), bulón con punta roscada

(azul), tornillo cortical (verde) y multidireccionales que alcanzan trayectorias diferentes de los ángulos predefinidos (no usados en el presente estudio).

Tornillos corticales de 3,5 mm para fijar la placa a la diáfisis con longitudes de 10, 12, 13, 14, 15, 16, 18 y 20 mm.



Figura 17. Placa para radio distal DVR®, Izquierda y Derecha respectivamente.

El sistema posee una amplia paleta distal que reproduce la línea de “watershed” y que reposa sobre la superficie del fragmento distal (tabla 2).

Descripción	Código	Ancho de la paleta x longitud total
Narrow Short	DVRANS	21,6 x 49,0 mm
Standard Short	DVRAS	24,4 x 51,3 mm
Narrow	DVRAN	21,6 x 57,2 mm
Standard	DVRA	24,4 x 59,5 mm
Wide	DVRAW	28,1 x 62,6 mm
Standard Extended	DVRAX	24,4 x 89,5 mm
Standard Extra Ext.	DVRAXX	24,4 x 175,3 mm

Tabla 2. Longitudes de la placa DVR®. En azul los modelos usados principalmente en este estudio.

Los tornillos de la hilera distal son prácticamente ortogonales al eje diafisario del radio y, por tanto, de difícil protrusión en la zona radio-carpiana. El riesgo es mayor en los tornillos de la hilera proximal, pues éstos se dirigen hacia la región subcondral, pudiendo protruir en el carpo (figura 18).



Figura 18. Tornillos de la placa DVR®. En azul los tornillos de la hilera distal. En verde los tornillos de la hilera proximal.

5.1.6. PARÁMETROS EVALUADOS Y RECOGIDA DE DATOS

Los pacientes fueron incorporados al estudio de manera secuencial codificando su nombre y número de historia clínica. Los parámetros evaluados fueron englobados en 4 categorías:

Identificación de la fractura

Código de caso.

Edad (mín. 18 – máx. 90).

Sexo (Hombre / Mujer).

Lateralidad (Izquierda / Derecha).

Tipo de fractura, escala Frykman (I-VIII).

Tamaño de placa empleada (número de orificios distales).

Mediciones radiografía simple

Posicionamiento de la placa:

- Distancia placa – Art. Radio carpiana en la proyección AP (mm).
- Distancia placa – Art. RCD en (mm).
- Ángulo formado entre el eje longitudinal de la placa y diáfisis radial (°) y lado (radial, cubital o neutro).

Medición postoperatoria inmediata:

- Desviación sagital en la proyección lateral o “palmar tilt” (valores negativos para resultados dorsales y positivos para volares).
- Inclinación radial en AP (°).
- Altura radial en la proyección AP (mm).
- Medición de la Varianza Cubital desde CRP (mm).
- Medición a los 6 meses (ídem que los valores postoperatorios).

Evaluación de pérdidas de reducción:

- Correcta reducción postoperatoria (SI / NO).
- Cumplimiento de los criterios de correcta reducción a los 6 meses (SI /NO). En caso negativo: mala reducción previa / criterios de consolidación viciosa.
- Cambios en la desviación sagital (°), inclinación radial (mm), altura radial (mm) o en la varianza cubital (mm).

Mediciones TC

Consolidación de la fractura (SI / NO).

Longitud axial del tubérculo de Lister en (mm).

Valoración de los tornillos distales:

- Presencia de protrusión dorsal (SI / NO).
- Presencia de lesiones sobre aparato tendinoso (SI / NO). En caso positivo se especifica: rotura / tenosinovitis).
- Presencia de protrusión articular (SI / NO).
- Presencia de afectación articular (SI / NO).

En caso de PROTRUSIÓN análisis:

- Articular / Dorsal.
- Posición del tornillo respecto a la placa (hilera proximal / distal + orificio que ocupa, donde 1 es radial y sucesivamente en dirección cubital según el tamaño de la placa).
- Número total de tornillos protruidos.
- Compartimento/s afectado/s (Dorsal: número de compartimento/s e identificación de tendones afectados. Articular: fosa escafoidea, sigmoidea o ARCD).
- Longitud del tornillo (mm).

Resultados Funcionales

Valoración clínica según Mayo Wrist Score (0 – 100 puntos).

Evolución del paciente / Incidencias.

Complicaciones / Secuelas / Necesidad de reintervención (tabla 3).

Complicaciones Mayores	Complicaciones Menores
Lesión sobre el Aparato Tendinoso	
1. Rotura	
Tornillo/s protruyente/s	
Tornillo/s diafisario/s	
Mal posicionamiento placa	
2. Tenosinovitis	
Tornillo/s protruyente/s	
Tornillo/s diafisario/s	
Mal posicionamiento placa	
Afectación Neurológica	
SDRC de larga evolución	SDRC buena respuesta
Compresión / Sección NRL aguda	Aparición / Agravamiento STC

Afectación Ósea	
Pérdida de reducción clínica	Pérdida de reducción radiológica
Pérdida de reducción + pseudo	
Seudoartrosis	
Infección	
Profunda	Superficial / Cutánea
Compromiso Articular	
Tornillo protruyente en Carpo	
Tornillo protruyente en ARCD	
Lesión Vascular	
Sección Arterial	
Sección Venosa	
Aneurisma	
Complicaciones Mayores	Complicaciones Menores
Complicaciones Mecánicas	
Rotura de tornillo sintomática	Rotura de tornillo asintomática
Aflojamiento de tornillo sintomático	Aflojamiento de tornillo asintomático
Rotura de implante	No retirada de guía de bloqueo
Dolor sin etiología	
Combinación de Complicaciones	

Tabla 3. Registro de complicaciones e incidencias

Todas las mediciones de radiología convencional así como tomografía computarizada, fueron realizadas mediante el software informático Raim-Alma 2007, Alma IT Systems S.L.

5.2. MÉTODO ESTADÍSTICO

El estudio estadístico de los resultados fue llevado a cabo por un investigador independiente de los autores principales (Dr. M.Caballero. Departamento de Cirugía, IDIBAPS, Universidad de Barcelona).

El programa estadístico empleado fue el SPSS v2.0. Las variables cualitativas se analizaron mediante el test T-Fisher o Chi-cuadrado según teoría estadística. Las variables cuantitativas consideradas paramétricas según teoría del límite central (prueba de Levene y muestras con $N \geq 30$ casos por grupo) fueron analizadas mediante test t-Student.

5.3. CONSIDERACIONES ÉTICAS

Este estudio obtuvo el aval del Comité de Ética e Investigación Clínica (CEIC) del Hospital General de Granollers / Región Vallés Oriental, con el número de expediente 20113009, y está inscrito como proyecto de tesis doctoral en la Universidad de Barcelona, Campus Clínic, el 6 de mayo de 2011.

5.4. CONFLICTO DE INTERESES

Todos los miembros participantes en este estudio (doctorando, director y codirector de tesis) declaran la ausencia de conflicto de intereses con la industria y/o distribuidora responsable de los implantes ITS® y DVR® en la realización del proyecto.

6. RESULTADOS

Resultados

Ambas cohortes se estudiaron mediante test de homogeneidad y no se pudo demostrar existencia de diferencias estadísticamente significativas respecto a edad, sexo, lateralidad, complejidad de la fractura (escala Frykman, figura 20) y tamaño del radio distal (longitud del tubérculo de Lister).

La media de edad de todo el estudio fue de 51,48 años (mín. 18 – máx. 86) con una desviación estándar (DE) de 16,243 años. El lado más afectado fue el derecho con 42 casos (52,5%).

Desglosado por sexo los hombres tienen una edad media de 43,64 años (mín. 18 – máx. 78), DE = 14,447 años. Las mujeres tienen una media de 61,57 años (mín. 34 – máx. 86), DE = 12,523 años. El 43,8% (35 casos) de la muestra fueron mujeres (figura 19).

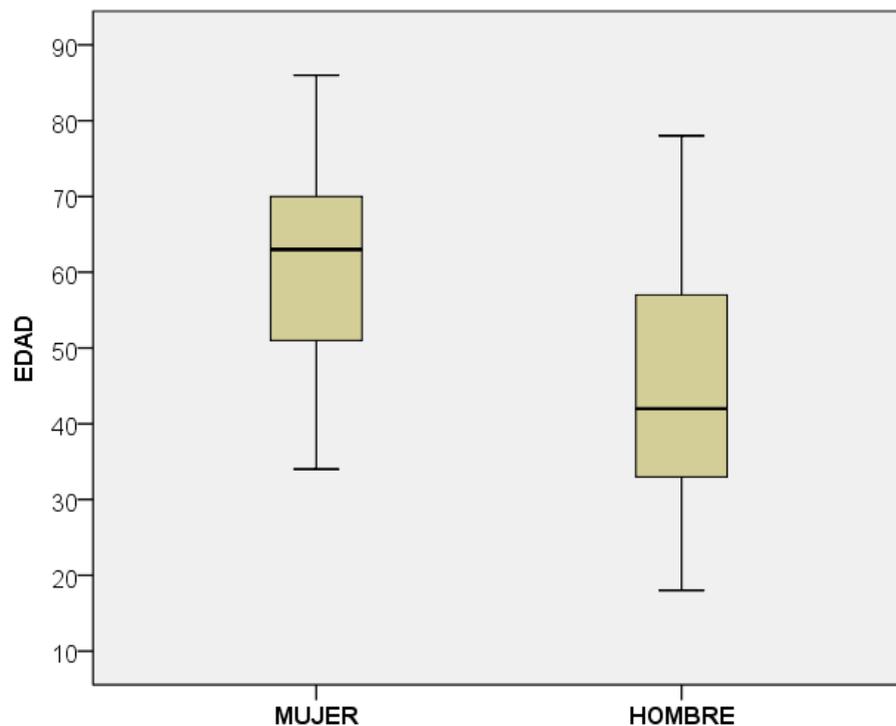


Figura 19. Box-Plot de la distribución por edad según sexo de toda la muestra.

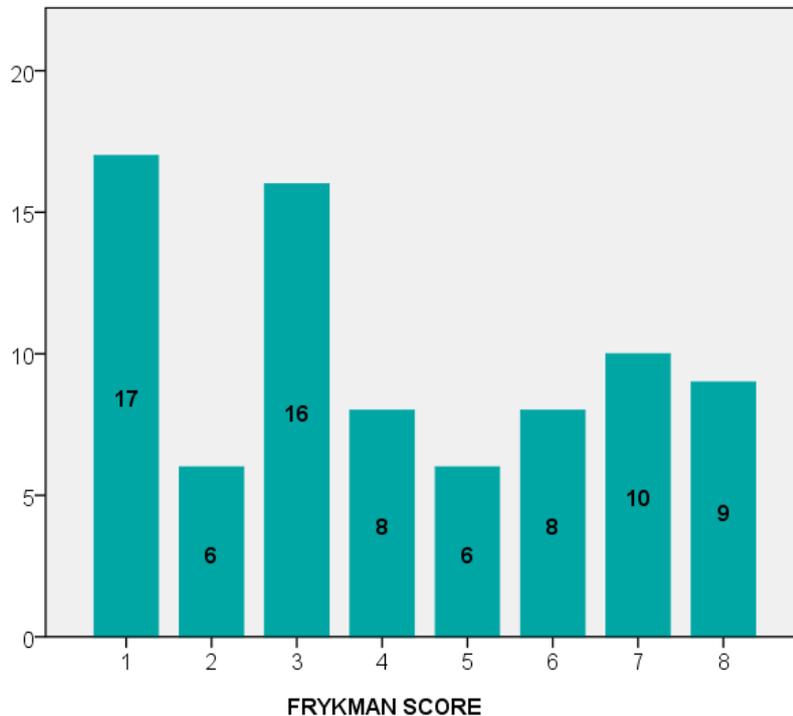


Figura 20. Histograma de la distribución de complejidad de toda la muestra según la escala de Frykman.

6.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA, PLACA DE ÁNGULO VARIABLE.

Esta cohorte tuvo una edad media de 51,42 años y estuvo compuesta por 24 hombres (edad media 43,833 años, mín. 18 – máx. 78, DE = 15,939 mm) y 16 mujeres (edad media 62,812 años, mín. 40 – máx. 80, DE = 11,513 mm). La edad máxima fue de 80 años y la mínima de 18, con una desviación estándar de 17.014 años. El 52,50% (21 casos) de las muñecas fueron derechas.

La distribución de complejidad según escala Frykman fue: tipo I 9 casos, tipo II 1 caso, tipo III 12 casos, tipo IV 5 casos, tipo V 4, tipo VI 2 casos, tipo VII 3 casos y tipo VIII 4 casos.

El tamaño del tubérculo de Lister fue de 22,940 mm (mín. 18,000 - máx. 28,500), con una desviación estándar de 2,639 mm.

6.2. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA, PLACA DE ÁNGULO FIJO

Esta cohorte tuvo una edad media de 51,55 años y estuvo formada por 21 hombres (edad media 43,428 años, mín. 24 – máx. 71, DE = 12,921 mm) y 19 mujeres (edad media de 60,526 años, mín. 34 – máx. 86, DE = 13,537 mm). La edad máxima fue de 86 años y la mínima de 24, con una desviación estándar de 15,651 años. El 47,50% (19 casos) de las muñecas fueron izquierdas.

La distribución de complejidad según escala Frykman fue: tipo I 8 casos, tipo II 5 caso, tipo III 4 casos, tipo IV 3 casos, tipo V 2, tipo VI 6 casos, tipo VII 7 casos y tipo VIII 5 casos.

El tamaño del tubérculo de Lister fue de 22,995 mm (mín. 19,000 – máx. 30,400), con una desviación estándar de 2,690 mm.

6.3. CONTRASTE DE HIPÓTESIS: COMPLICACIONES Y RESULTADOS FUNCIONALES.

6.3.1. OBJETIVO PRINCIPAL

6.3.1.1. PROTRUSIÓN DORSAL DE LOS TORNILLOS

Diecisiete pacientes de los cuarenta tratados con ángulo variable presentaron tornillos con protrusión dorsal (42,50% de la cohorte). De ellos, sólo tres presentaron complicación clínica en forma de tendinitis del aparato extensor (7,5% de la cohorte y un 17,64% de los 17 protruyentes).

Dieciséis pacientes de los cuarenta tratados con ángulo fijo presentaron tornillos con protrusión dorsal (40,00% de la cohorte). De ellos, sólo seis presentaron complicación clínica: un caso de rotura tendinosa y cinco casos de tenosinovitis (15,00% de la cohorte y un 37,50% de los 16 protruyentes).

No se pudieron demostrar diferencias estadísticamente significativas entre los dos sistemas respecto a la tasa de complicaciones por protrusión dorsal según T-Fisher ($p = 0,481$).

6.3.1.2. PROTRUSIÓN ARTICULAR DE LOS TORNILLOS

Tres pacientes de los cuarenta tratados con ángulo variable presentaron tornillos con protrusión articular (7,50% de la cohorte). De éstos, ninguno de ellos tuvo repercusión clínica ni radiológica sobre la primera hilera del carpo (0,00% de complicaciones).

Dos pacientes de los cuarenta tratados con ángulo fijo presentaron tornillos con protrusión articular (5,00% de la cohorte). Al igual que la primera cohorte, ninguno de ellos llegó a generar clínica radiocarpiana (0.00%).

No se pudieron demostrar diferencias estadísticamente significativas entre los dos sistemas respecto a la tasa de complicaciones por protrusión articular según (T-Fisher $p > 1,000$).

6.3.1.3. RESULTADOS FUNCIONALES

El resultado funcional promedio de la cohorte tratada con ángulo variable fue de 85,250 puntos en la escala de Mayo (mín. 50 – máx. 100), con una desviación estándar de 13,537 puntos.

El resultado funcional promedio de la cohorte tratada con ángulo fijo fue de 81,875 puntos en la escala de Mayo (mín. 55 – máx. 100), con una desviación estándar de 10,481 puntos.

No se pudieron demostrar diferencias estadísticamente significativas entre los dos sistemas respecto a los resultados funcionales a los 6 meses según (t-Student $p = 0,216$).

6.3.2. OBJETIVOS SECUNDARIOS

6.3.2.1. DETERMINAR SI EXISTEN DIFERENCIAS ENTRE TRATAMIENTOS RESPECTO A:

6.3.2.1.1. Lesiones tendinosas

Entre los pacientes tratados con sistema de ángulo variable, 5 presentaron complicaciones del aparato tendinoso:

Caso 5	tenosinovitis 1º compartimento	Placa muy radial
Caso 12	tenosinovitis 2º compartimento	ECRL, ECRB
Caso 18	tenosinovitis 2º y 3º compartimento	ECRB , EPL
Caso 26	tenosinovitis 1º compartimento	Placa muy radial
Caso 39	tenosinovitis 2º compartimento	ECRL

Los pacientes tratados con sistema de ángulo fijo presentaron en total 7 casos de complicación del aparato tendinoso:

Caso 3	tenosinovitis 2º compartimento	ECRL
Caso 14	tenosinovitis 2º compartimento	ECRL
Caso 23	tenosinovitis 2º compartimento	ECRL
Caso 26	tenosinovitis 2º compartimento	ECRL, ECRB
Caso 30	tenosinovitis 2º compartimento	ECRL
Caso 39	ocupación / rotura 3º compartimento	EPL
Caso 39	tenosinovitis 2º y 4º compartimento	ECRL, ECRB, EPI
Caso 40	tornillo diafisario, 1º y 3º compartimento	EPB, APL, EPL

Abreviaturas de los músculos implicados: *abductor pollicis longus* (APL), *extensor carpi radialis brevis* (ECRB), *extensor carpi radialis longus* (ECRL), *extensor propius indicis* (EPI), *extensor pollicis longus* (EPL).

No se pudieron demostrar diferencias estadísticamente significativas entre los dos sistemas respecto a la tasa de lesiones tendinosas según Chi-cuadrado ($p = 0,755$).

6.3.2.1.2. Pérdidas de reducción

En las tablas 4 y 5 se exponen los valores radiológicos entre el postoperatorio inmediato y el seguimiento a los 6 meses desglosado por sistema de osteosíntesis:

	Postoperatorio	Control 6 meses	Diferencia
Desviación sagital (°)	9,275	7,800	-1,475
Rango máx. – mín.	18 – 2	28 – [-13]	10 – [-15]
Inclinación Radial (°)	21,600	20,800	-0,800
	30 – 1	29 – 4	4 – [-5]
Altura Radial (mm)	12,700	12,375	-0,325
	20 – 5	20 - 5	3 – [-4]
Varianza Cubital (mm)	-1,325	-0,925	0,400
	3 – [-7]	5 – [-5]	4 – [-1]

Tabla 4. Valores de pérdida de reducción, sistema de ángulo variable.

En la cohorte ángulo variable, se dieron en total 4 pérdidas de reducción según los criterios expuestos en el apartado 1.3.1.

Los casos 14 y 39 sufrieron una pérdida de reducción radiográfica sin traducción clínica. Los pacientes 20 y 27 presentaron una pseudoartrosis del foco y precisaron de revisión quirúrgica. En ambos casos la reducción postoperatoria era insuficiente.

	Postoperatorio	Control 6 meses	Diferencia
Desviación sagital (°)	8,300	7,550	-0,750
Rango máx. – mín.	24 – [-5]	25 – [-26]	4 – [-21]
Inclinación Radial (°)	23,900	23,300	-0,600
	30 – 16	29 – 14	8 – [-8]
Altura Radial (mm)	12,925	11,325	-1,600
	17 – 9	16 - 8	3 – [-7]
Varianza Cubital (mm)	-0,350	0,125	0,475
	9 – [-5]	12 – [-5]	4 – [-10]

Tabla 5. Valores de pérdida de reducción, sistema de ángulo fijo.

En el grupo tratado con ángulo fijo se dieron 5 pérdidas de reducción. En los casos 11, 21 y 30 por pérdida de reducción asintomática. Por el contrario, los casos 2 y 6 precisaron de revisión quirúrgica. En el caso 6, concretamente, existía pseudoartrosis.

No se pudieron demostrar diferencias estadísticamente significativas entre los dos sistemas respecto al número de casos con pérdida de reducción según Chi-cuadrado ($p > 1,000$).

Todo y no existir diferencias a nivel cualitativo, de la comparación de ambos sistemas respecto al mantenimiento de la reducción, puede extraerse la tabla 6.

	Ángulo variable	Ángulo fijo	p
Desviación sagital (°)	-1,475	-0,750	0,429
Inclinación Radial (°)	-0,800	-0,600	0,750
Altura Radial (mm)	-0,325	-1,600	0,002*
Varianza Cubital (mm)	0,400	0,475	0,838

Tabla 6. Valores diferenciales para cada una de las 4 referencias radiográficas. Resultados de "p" según t-Student. * $p < 0,005$.

Existen diferencias estadísticamente significativas según t-Student en cuanto al mantenimiento de la altura radial ($p=0,002$). La placa de ángulo variable fue el sistema con menor colapso en dicho parámetro. En el resto de valores no se pudieron establecer diferencias significativas (figura 21).

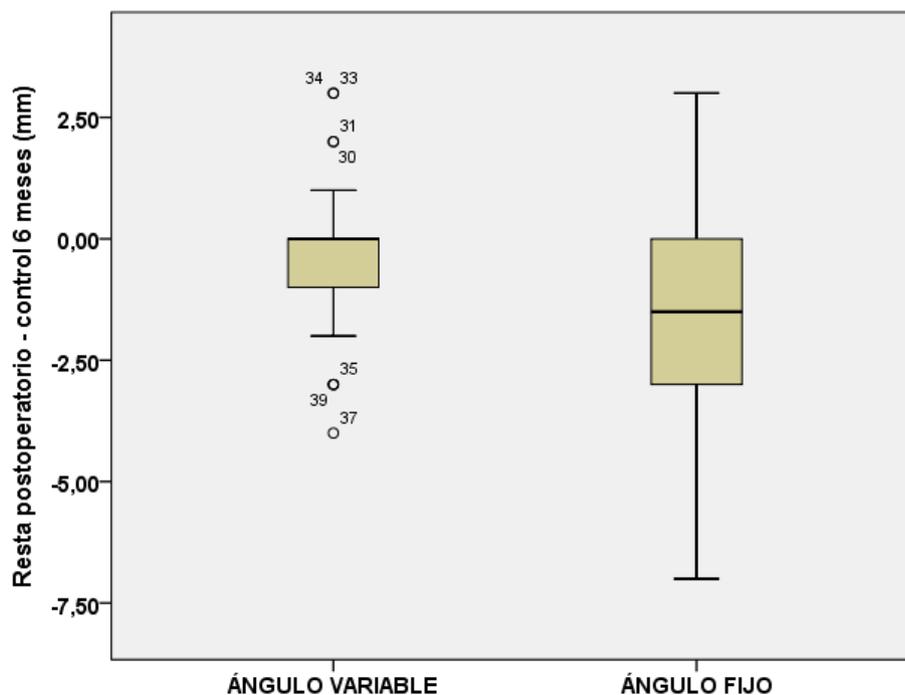


Figura 21. Box-Plot diferencias en el mantenimiento del valor radiológico altura radial según el tipo de tratamiento en mm.

6.3.2.1.3. Tasa de Complicaciones.

Este apartado recoge la proporción de complicaciones mayores, menores, la combinación de complicaciones y la retirada de material (ya sea por dolor o por petición del paciente).

Ángulo variable.

Doce de los cuarenta pacientes de la cohorte tratada con ángulo variable sufrieron alguna/s complicación/es mayor/es:

- 5 lesiones del aparato tendinoso: 2 tendinopatías por malposición de placa y 3 tendinopatías por tornillo protruyente metafisario.
- 1 síndrome de dolor regional complejo de larga evolución.
- 2 pérdidas de reducción por pseudoartrosis del foco que precisaron de reosteosíntesis asociado a injerto óseo.
- 3 protrusiones sobre la articulación radiocarpiana distal.
- 1 caso de persistencia de dolor sin etiología.

Los casos 20 y 39 presentaron una combinación de complicaciones en ambos casos mayores. La tasa real de complicación mayor en la cohorte de ángulo variable fue del 25,00%

Dos de los cuarenta pacientes de la cohorte tratada con ángulo variable sufrieron una complicación menor que fue la pérdida de reducción asintomática (apartado Objetivos secundarios, 1.b). La tasa de complicación menor en esta cohorte fue del 5,00%

Se retiraron dieciséis placas (40,00%), diez de ellas (25,0%) por complicaciones.

Ángulo fijo.

Once de los cuarenta pacientes (27,50%) de la cohorte tratada con ángulo variable sufrieron alguna/s complicación/es mayor/es:

- 7 lesiones del aparato tendinoso: 1 rotura tendinosa y 5 tendinopatías por tornillo protruyente metafisario y una tendinopatía por tornillo diafisario.
- 2 pérdidas de reducción: 1 caso por consolidación viciosa y 1 caso por pseudoartrosis del foco.
- 2 protrusiones sobre la articulación radiocarpiana distal.

Hubo 4 casos con combinación de complicaciones. Los casos 3 y 6 asociaron 2 complicaciones mayores; el caso 21, dos menores y el caso 30, una de cada tipo. La tasa real de complicación mayor en la cohorte de ángulo fijo fue del 22,50%.

Diez de los cuarenta pacientes de la cohorte tratada con ángulo fijo sufrieron una complicación menor:

- 1 síndrome de dolor regional complejo de corta evolución.
- 1 aparición de STC.
- 3 casos de pérdida de reducción asintomática.
- 4 casos de aflojamiento de tornillo metafisario a la placa.
- 1 no retirada de la guía de ángulo bloqueado.

La tasa de complicación menor en esta cohorte fue del 20%.

Se retiraron doce placas (30,00%), nueve de ellas (22,50%) por complicaciones.

No se pudieron demostrar diferencias estadísticamente significativas entre los dos sistemas respecto a la tasa de complicaciones mayores según Chi-cuadrado ($p > 1,000$).

Tampoco se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas entre los dos sistemas respecto a la tasa de asociación de complicaciones según Chi-cuadrado ($p = 0,675$).

Existieron diferencias estadísticamente significativas según Chi-cuadrado en cuanto a la tasa de complicaciones menores ($p = 0,012$). La placa de ángulo variable presentó un número menor de complicaciones menores.

No se pudo demostrar diferencias estadísticamente significativas entre los dos sistemas respecto a la tasa de retirada del material según Chi-cuadrado ($p = 0,348$).

6.3.2.1.4. *Proporción de consolidación de la fractura*

En todo el estudio existieron 3 casos de pseudoartrosis (3,75%). En la cohorte tratada con placa de ángulo variable fueron los casos 20 y 27, mientras que en la tratada con placa de ángulo fijo fue el caso 6.

No se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas entre los dos sistemas respecto a la proporción de consolidación de la fractura según Chi cuadrado ($p > 1,000$).

6.3.2.1.5. *Tasa de correcta reducción postoperatoria*

Según los criterios revisados en el apartado 1.3.1, 23 casos del grupo de ángulo variable presentaron una correcta reducción postoperatoria en comparación con los 30 casos del grupo de ángulo fijo.

Estos valores no permiten demostrar diferencias estadísticamente significativas entre los dos sistemas según Chi-cuadrado ($p= 0,155$).

6.3.2.1.6. *Protrusión dorsal múltiple*

La media aritmética del número de tornillos que protruyen a dorsal por paciente es de 0,800 tornillos para el ángulo variable y 0,850 tornillos para el ángulo fijo (tablas 7 y 8).

Si se excluyen los casos sin protrusión, la media aritmética de protrusión dorsal múltiple fue de 1,705 tornillos/paciente para el sistema variable y 1,937 tornillos/paciente para el fijo.

Ambos resultados no permiten demostrar diferencias estadísticamente significativas entre sistemas en cuanto a la protrusión dorsal múltiple según t-Student ($p = 0,871$ y $p = 0,662$, respectivamente).

Número de tornillos	Total	Número de Paciente
1	9	5,9,14,20,26,27,32,37,39
2	4	12,13,16,30
3	4	3,4,18,24
≥ 4	0	-

Tabla 7. Distribución protrusión dorsal en la cohorte de ángulo variable.

Número de tornillos	Total	Número de Paciente
1	9	1,4,20,21,26,32,34,38,40*
2	5	3,6,23,25,30
3	1	14
≥ 4	1	39

Tabla 8. Distribución protrusión dorsal en la cohorte de ángulo fijo.

* El caso 40 asocia una protrusión dorsal de un tornillo diafisario.

6.3.2.1.7. Longitud de los tornillos protruyentes a dorsal

Ángulo variable.

Veintinueve tornillos de un total de diecisiete casos fueron los que protruyeron a dorsal en el sistema de ángulo variable.

La longitud media de tornillo fue de 22,827 mm (mín. 14 – máx. 26; DE 2,700 mm). Dado que cada tornillo tiene un incremento de 2 mm podemos aproximar que la longitud media de los tornillos protruyentes fue de 22 mm. El tornillo más frecuentemente implantado (moda) fue de 24 mm (figura 22).

La media de protrusión de los tornillos respecto a la cortical dorsal fue de 2,275 mm (mín. 1,240 – máx. 7,100; DE 1,978 mm).

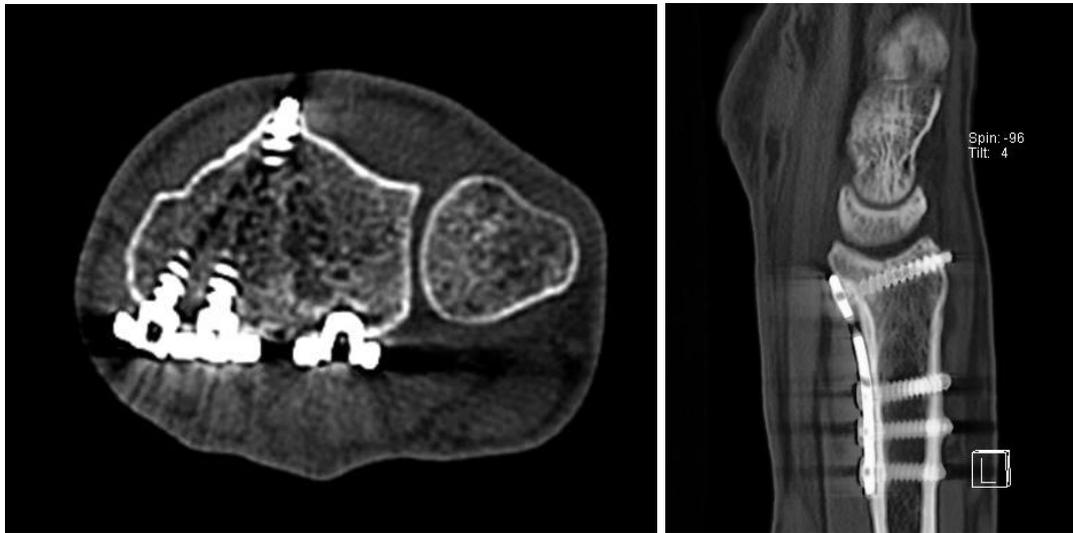


Figura 22. Sistema ITS®. Izquierda: tornillo ocupando el volumen el tubérculo de Lister sin llegar a protruir. Derecha: Imagen sagital de una protrusión dorsal por el cuarto compartimento extensor.

Ángulo fijo.

Treinta y un tornillos de un total de dieciséis casos fueron los que protruyeron a dorsal en el sistema de ángulo fijo.

La longitud media de tornillo fue de 19,290 mm (mín. 12 – máx. 26; DE 3,523 mm). Dado que cada tornillo tiene un incremento de 2 mm podemos aproximar que la longitud media de los tornillos protruyentes fue de 20 mm. En esta cohorte, la moda fue de 18 mm (figura 23).

La media de protrusión de los tornillos respecto a la cortical dorsal fue de 2,618 mm (mín. 1,240 – máx. 4,930; DE 1,260 mm).

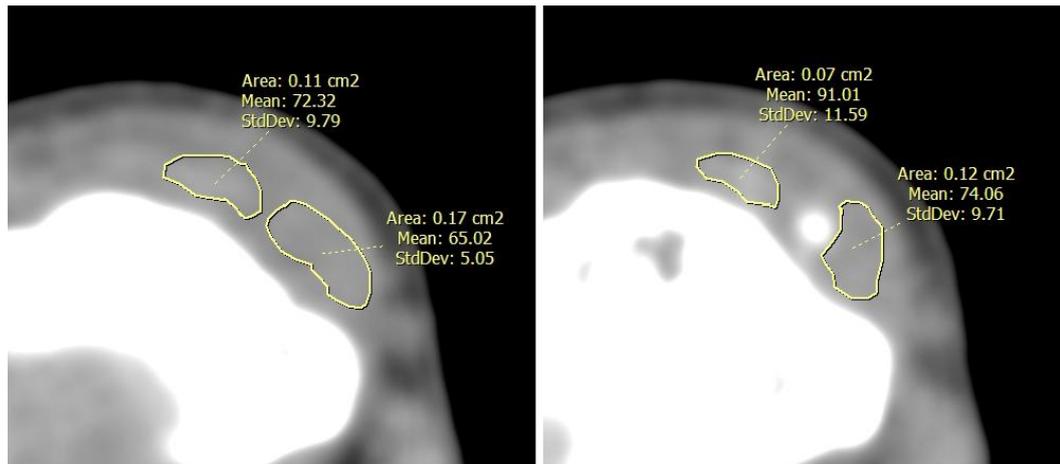


Figura 23. Sistema DVR®. Protrusión dorsal al segundo compartimento extensor. TC en ventana de partes blandas para visualizar el adelgazamiento del tendón ECRL (imagen derecha).

Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas según t-Student en cuanto a la longitud de los tornillos protruyentes ($p < 0,05$).

La placa de ángulo fijo presentó protrusiones con tornillos más cortos. Respecto a la protuberancia de los tornillos desde la cortical, no se evidenció diferencia entre los dos sistemas según t-Student ($p = 0,700$).

6.3.2.2. RELACIÓN DEL TAMAÑO DEL RADIO DISTAL CON EL RIESGO DE PROTRUSIÓN DORSAL.

El grosor del radio distal se calculó por TC midiendo desde la cortical volar hasta el tubérculo de Lister. La media aritmética fue de 22,967 mm (mín. 18,000 – máx. 30,400; con una desviación estándar de 2,648 mm).

Realizando una distribución por intervalos de toda la muestra en cuanto a las dimensiones del radio distal, obtenemos 9 intervalos según teoría estadística (165). Al clasificar a los pacientes según si han padecido una protrusión dorsal se obtuvo la tabla 9:

Márgenes de Intervalo	Pacientes (fi)	Protrusión NO	Protrusión SI	% de fracaso
17,00-18,40	1	0	1	100
18,50-19,90	10	7	3	30
20,00-21,40	14	9	5	36
21,50-22,90	18	12	6	33
23,00-24,40	13	8	5	38
24,50-25,90	14	5	9	64
26,00-27,40	5	2	3	60
27,50-28,90	4	3	1	25
29,00-30,40	1	1	0	0

Tabla 9. Descripción del fracaso asociado a cada intervalo según las dimensiones del radio distal.

No se pudo demostrar una relación tamaño del radio - protrusión dorsal según t-Student ($p = 0,553$).

6.3.2.3. DISTRIBUCIÓN DEL RIESGO DE PROTRUSIÓN DORSAL SEGÚN EL ORIFICIO.

El riesgo de protrusión en cada orificio viene condicionado por el tamaño y por la posición en la que se implanta. Para ello se recogieron las distancias placa – centro de la articulación radiocarpiana y placa – articulación radiocubital distal (ARCD).

Del mismo modo, se midió el ángulo que forma el eje longitudinal de la placa con el diafisario del radio distal. Se clasificó según la desviación cubital, radial o neutra (tabla 10).

Placa	Art. Radio- carpiana	Art. Radio- cubital	Ángulo placa – diáfisis		
			Cubital	Neutro	Radial
Variable	4,50	3,25	23	11	6
			5,56°	0,00°	5,60°
Fijo	4,30	4,50	22	10	8
			6,13°	0,00°	3,50°

Tabla 10. Valores de posición de ambas placas respecto al radio distal en la radiografía simple del postoperatorio inmediato. Distancias expresadas en milímetros.

Se evidenció que la distribución de los tornillos protruyentes no fue simétrica para ningún orificio. El mayor número de incidentes se agrupó hacia los orificios más distales y radiales en ambas placas, independientemente del tamaño (figura 24).

Ángulo variable.

De los 17 casos de protrusión en el ángulo libre, 5 casos fueron con placa de metáfisis estrecha (25 mm de ancho) y 12 con placa de metáfisis ancha (32 mm). De los 29 tornillos protruyentes, 9 se dieron en la placa estrecha y 20 en la ancha.

Ángulo fijo.

De los 16 casos de protrusión en el ángulo fijo, 11 casos se produjeron con placa de metáfisis estándar o DVRA (24,4 mm de ancho) y 5 con placa de metáfisis ancha o DVRAW (31,5 mm). De los 31 tornillos protruyentes, 14 se dieron en la placa estándar y 17 en la ancha.

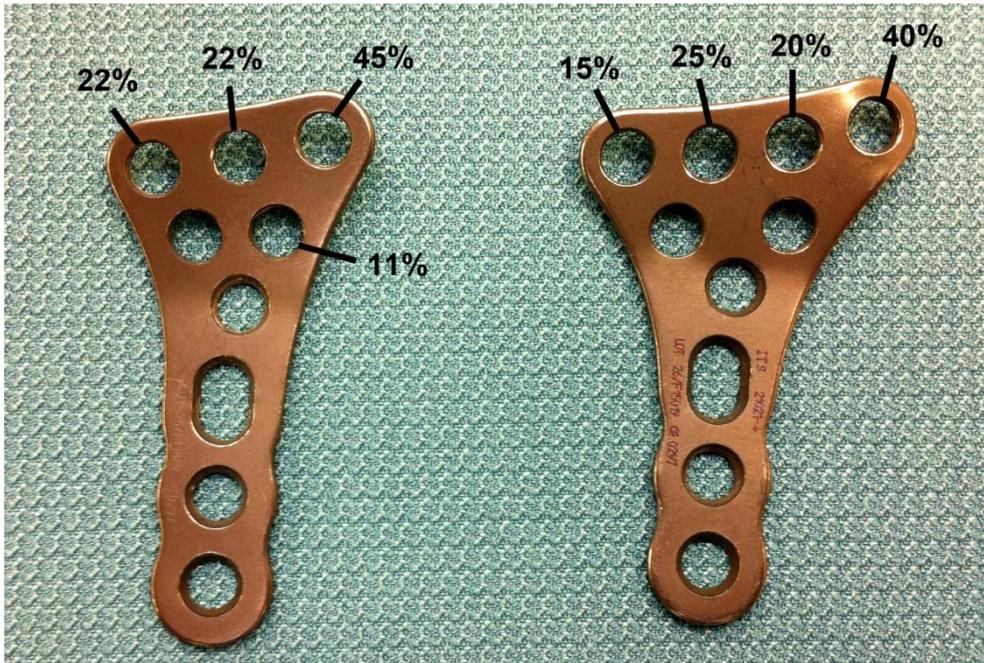


Figura 24. Distribución de los tornillos protruyentes a dorsal según el orificio y placa expresada en tanto por ciento.

6.3.2.4. RELACIÓN ENTRE LA CORRECTA REDUCCIÓN POSTOPERATORIA Y EL RESULTADO FUNCIONAL, INDEPENDIENTEMENTE DEL TRATAMIENTO.

No se pudo demostrar una relación estadísticamente significativa entre la obtención de una correcta reducción postoperatoria (SI/NO) y un mejor resultado funcional (MWS). t-Student ($p= 0,905$).

6.3.2.5. RELACIÓN ENTRE LA PÉRDIDA DE REDUCCIÓN EN EL SEGUIMIENTO A LOS 6 MESES Y LOS RESULTADOS FUNCIONALES, INDEPENDIENTEMENTE DEL TRATAMIENTO.

Al comparar los diferentes parámetros de pérdida de reducción y sus resultados funcionales, se obtuvieron en todos los casos correlaciones negativas según Coeficiente de Pearson (r) (tabla 11).

No obstante, ninguna de estas correlaciones es suficientemente fuerte estadísticamente al ser todas próximas al valor 0.

Pérdida de reducción	r	p
Desviación sagital	-0,209	0,062
Inclinación Radial	-0,134	0,236
Altura Radial	-0,041	0,715
Varianza Cubital	-0,028	0,807

Tabla 11. Valores de correlación pérdida de reducción – resultado funcional. Coeficiente de correlación de Pearson (r) y su significación (p).

6.4. REGISTRO DE PACIENTES

Caso	Sexo	Edad	Lado	Frykman	Escala MWS	Altura T. Lister	Prot. Dorsal	Prot. Articular
A1	V	18	D	1	85	22,9	NO	NO
A2	V	62	D	1	90	23	NO	NO
A3	V	23	I	1	75	24	SI	NO
A4	V	34	I	3	100	26	SI	NO
A5	V	31	D	3	70	23,8	SI	NO
A6	M	70	D	1	70	18,5	NO	NO
A7	M	67	I	1	75	21,4	NO	NO
A8	V	56	D	6	80	25	NO	NO
A9	V	28	D	3	90	21,2	SI	NO
A10	V	31	D	3	90	20,5	NO	NO
A11	M	59	I	4	100	21,1	NO	NO
A12	V	78	D	4	90	25,7	SI	NO
A13	V	65	D	3	95	24,9	SI	NO
A14	M	76	D	1	100	22,8	SI	NO
A15	M	80	I	5	80	25,7	NO	NO
A16	M	79	D	8	85	24,7	SI	NO
A17	V	29	D	5	85	22,9	NO	NO
A18	M	65	D	4	85	18	SI	NO
A19	V	35	I	3	95	22,8	NO	NO
A20	V	58	I	8	50	26,7	SI	SI
A21	M	64	I	1	95	21,6	NO	NO
A22	M	62	D	3	100	20,5	NO	NO
A23	V	40	I	8	100	25,9	NO	SI
A24	V	42	D	3	95	23,8	SI	NO
A25	V	24	D	3	90	22,9	NO	NO
A26	V	43	I	4	75	28,5	SI	NO
A27	V	43	I	8	50	25,7	SI	NO
A28	V	57	I	3	100	18,5	NO	NO
A29	V	57	I	3	100	18,6	NO	NO
A30	V	51	D	1	100	23,5	SI	NO
A31	M	50	D	4	85	23,1	NO	SI
A32	M	71	D	5	90	19,6	SI	NO
A33	M	55	I	6	80	22,3	NO	NO
A34	M	55	D	3	75	24,2	NO	NO
A35	M	40	I	7	80	20,1	NO	NO
A36	V	63	I	5	100	26,3	NO	NO
A37	M	46	I	2	90	18,7	SI	NO
A38	M	66	I	7	55	24,1	NO	NO
A39	V	30	D	1	70	21,6	SI	NO
A40	V	54	I	7	90	26,5	NO	NO
B1	M	51	I	7	85	20,7	SI	NO
B2	V	33	D	1	100	22,9	NO	NO
B3	V	36	D	3	70	25,6	SI	SI

Caso	Sexo	Edad	Lado	Frykman	Escala MWS	Altura T. Lister	Prot. Dorsal	Prot. Articular
B4	V	52	D	5	65	20,6	SI	NO
B5	M	51	I	6	75	21,7	NO	NO
B6	M	63	D	8	55	22,5	SI	SI
B7	V	45	D	7	85	27,6	NO	NO
B8	V	24	D	1	75	23,3	NO	NO
B9	V	33	D	8	95	30,4	NO	NO
B10	M	51	I	6	75	22,7	NO	NO
B11	V	33	D	1	100	22,9	NO	NO
B12	M	39	I	8	85	19,4	NO	NO
B13	V	45	D	7	85	25,6	NO	NO
B14	M	46	I	4	80	26,9	SI	NO
B15	M	34	D	2	80	20,5	NO	NO
B16	V	71	I	8	80	27,5	NO	NO
B17	V	58	I	1	90	21,1	NO	NO
B18	V	33	D	1	90	24,1	NO	NO
B19	M	70	I	6	90	23,6	NO	NO
B20	M	51	I	7	85	21,7	SI	NO
B21	M	59	D	7	85	20,8	SI	NO
B22	M	70	I	1	80	21,4	NO	NO
B23	V	36	D	3	80	24,6	SI	NO
B24	V	40	I	2	85	27,5	NO	NO
B25	M	60	I	3	90	21,7	SI	NO
B26	M	61	I	2	75	22,8	SI	NO
B27	M	76	D	6	85	19,5	NO	NO
B28	M	78	I	1	80	22,3	NO	NO
B29	V	24	D	1	75	22,3	NO	NO
B30	V	60	I	3	65	19	SI	NO
B31	M	66	D	2	95	20,9	NO	NO
B32	V	52	D	5	65	20,6	SI	NO
B33	M	68	I	4	90	19,3	NO	NO
B34	V	60	D	8	95	23,7	SI	NO
B35	V	57	D	4	70	25,5	NO	NO
B36	M	70	I	2	100	19	NO	NO
B37	M	86	I	6	80	23,1	NO	NO
B38	V	31	D	7	90	24,7	SI	NO
B39	V	42	D	6	75	24,6	SI	NO
B40	V	47	I	7	70	25,2	SI	NO

7. DISCUSIÓN

Discusión.

7.1. MATERIAL Y MÉTODOS.

7.1.1. DISEÑO DEL ESTUDIO.

Se trata de un estudio prospectivo de cohortes equivalentes doble ciego, en el ámbito del sistema sanitario público de la provincia de Barcelona. Dadas las características del entorno donde se realizó no se pudo aleatorizar el tipo de placa que recibió cada paciente debido a la disponibilidad de mercado de los implantes. Los autores entienden que este hecho podría afectar al nivel de evidencia científica del estudio.

7.1.2. LIMITACIONES DEL ESTUDIO.

No disponemos de estudios descriptivos previos que reflejen las frecuencias de protrusión dorsal y/o articular de ambas placas. El cálculo teórico del tamaño muestral necesario para demostrar diferencias entre ambas placas, lo deberemos de extraer de estudios retrospectivos similares que buscan diferencias en los resultados funcionales (127).

Si nos basamos en dichos estudios, según el programa para el cálculo de tamaño muestral *Ene versión 3.0*, obtendríamos que para conseguir una potencia del 80,00% (β) para detectar diferencias en el contraste de la hipótesis nula $H_0: \mu_1 = \mu_2$ mediante una Prueba t-Student unilateral para dos muestras independientes, y teniendo en cuenta que el nivel de significación es del 5,00% (α), sería necesario incluir 63 pacientes en el grupo de referencia y 63 pacientes en el grupo experimental, con un total de 126 pacientes en el estudio.

Teniendo en cuenta un porcentaje esperado de abandonos del 10,00%, sería necesario reclutar 70 pacientes por cohorte, con un total de 140 pacientes.

Entendemos pues, que la principal limitación del trabajo radica en el tamaño muestral limitado a 40 pacientes por cohorte. Debido a motivos logísticos y económicos propios del ámbito donde se realizó el estudio, no se pudo alcanzar los 70 pacientes por cohorte, por lo que, finalmente se optó por un tamaño muestral más ajustado.

Del mismo modo, entendemos que el hecho de que las cirugías fueron realizadas por más de un cirujano, podría afectar a la consistencia del estudio. No obstante, todos los especialistas son titulados vía MIR y formaban parte de la plantilla habitual del servicio (no equipo de guardia). Incluso, el 60% de los cirujanos fueron formados en el mismo centro (HGG) hecho que a su vez, podría actuar como medida homogeneizadora.

Otros factores a tener en cuenta al interpretar los resultados obtenidos y equipararlos a la bibliografía existente son los referentes a los resultados funcionales y las complicaciones.

Definir y cuantificar el resultado funcional de cualquier intervención quirúrgica siempre es un reto. Existen múltiples trabajos con tal propósito en la síntesis de radio distal. Creemos que la mayoría de parámetros que pueden sesgar los resultados han sido tenidos en cuenta en el presente trabajo. No obstante, los pacientes no fueron preguntados por su actividad laboral en el momento de la lesión, así como consultados por su mano dominante.

Las lesiones relacionadas con el ámbito laboral y/o una compensación económica presentan mayor dolor residual y una reincorporación al trabajo 4 veces menor que las ocasionadas fuera de éste (166,167). Las fracturas de radio distal laborales suelen presentar peores resultados funcionales, independientemente de la reducción anatómica. Del mismo modo, la

dominancia ha demostrado ser un factor predictivo de satisfacción del paciente (138,168). El no registrar estas dos características podría ser un factor limitante del estudio, dado que puede seguir distribuciones diferentes entre las dos cohortes y afectar como factor de confusión. En caso de existir, el uso de una escala principalmente objetiva (MWS) podría compensar de alguna manera este sesgo.

Otro de los criterios discutibles del estudio es el tiempo de inmovilización de 4 semanas. Si bien actualmente podríamos reconsiderar acortar este periodo, el hecho de aplicar el mismo tiempo de reposo con férula en ambas cohortes podría actuar como medida homogeneizadora de los resultados, evitando sesgos por diferencias en el tiempo de inmovilización.

Una inmovilización prolongada puede provocar un menor balance articular final y podría resultar en una puntuación inferior en los resultados funcionales de toda la muestra. No obstante, no se han evidenciado diferencias evidentes respecto a las puntuaciones obtenidas en trabajos similares. Del mismo modo, estudios que comparan una rehabilitación precoz a las 2 semanas de la cirugía respecto a una rehabilitación demorada hasta las 6 semanas, no mostraron mejores resultados clínicos (169).

Respecto al seguimiento clínico, existen trabajos que recomiendan un seguimiento comprendido entre 12 y 24 meses para poder registrar las pequeñas variaciones de los resultados funcionales. Seguimientos de mayor duración estarían destinados a la detección de artrosis degenerativa postraumática.

La elección de un seguimiento mínimo de 6 meses responde a la voluntad de registrar el mayor número de complicaciones (agudas y tardías), al mismo tiempo que se completaba el estudio de la consolidación ósea por TC. La detección de artrosis postraumática no formaba parte de los objetivos, motivo por el cual se decidió no prolongar el seguimiento (170-172).

En cada artículo sobre síntesis de radio distal, la definición de complicaciones, varía considerablemente, lo que hace difícil equiparar porcentajes entre sistemas. Este fenómeno podría ser explicado por el uso de diferentes implantes en cada trabajo o por la falta de una referencia estandarizada.

Finalmente, existe la dificultad de realizar un estudio coste-beneficio por la enorme variabilidad del precio del implante respondiendo a factores como volumen de implantes contratados por el centro, competitividad del mercado, convenios estratégicos o, simplemente, por el número de tornillos implantados.

En el momento en que esta cuestión fue revisada, existía una diferencia de 85 euros sobre una placa respecto a la otra (ángulo variable más cara) sin tornillos y sin impuestos.

7.2. ANÁLISIS DE RESULTADOS.

Todo concepto o técnica es posible objetivo de modas pasajeras. El actual entusiasmo por las placas de ángulo fijo debe de ser analizado rigurosamente, pues el coste médico que generan es importante en comparación con otros tratamientos (173).

7.2.1. PLACA DE ÁNGULO VARIABLE.

Los resultados obtenidos sugieren que la placa de ángulo variable ITS® y la placa de ángulo fijo DVR® son equivalentes en cuanto tasa de protrusión dorsal y articular, resultados funcionales y la gran mayoría de objetivos secundarios analizados.

La principal fortaleza del ángulo variable puede ser su principal debilidad si el cirujano no es consciente de ello.

La singularidad de cada tornillo obliga a evaluar cada uno de ellos de manera individual (aumentando probablemente el tiempo quirúrgico), pues no existe la seguridad que ofrece un modelo tridimensional definido por el fabricante como sucede en el ángulo fijo.

Esta propiedad de “personalización” de cada fractura podría otorgar al ángulo variable cierta ventaja sobre dispositivos de ángulo fijo, principalmente en fracturas complejas, mientras que para el resto de fracturas el uso de uno u otro implante no supondría ninguna diferencia y permitiría explicar los resultados obtenidos de equivalencia entre ambas placas.

7.2.2. PLACA DE ÁNGULO FIJO.

La placa de ángulo fijo DVR® presentó una menor tendencia de protrusión articular y dorsal en comparación con la placa variable ITS®. Esta diferencia no significativa podría ser el principal beneficio que aporta este sistema.

El ángulo fijo presenta la acción de los tornillos como un conjunto. Dado que el grado de complejidad fue homogéneo en ambas cohortes, una posible explicación a esta menor tendencia a la protrusión, podría deberse a que en fracturas con conminución leve o moderada, una correcta colocación de la placa otorgaría al cirujano un mayor margen de error pues la placa está diseñada para una anatomía estándar.

Esta consideración explicaría mejor la menor protrusión articular respecto a la dorsal, aunque lamentablemente no disponemos de resultados estadísticamente significativos que avalen esta consideración.

Ambos sistemas presentaron resultados equiparables. Si bien es verdad que existió una mayor tasa de complicaciones menores en la segunda cohorte, este hecho podría explicarse por un periodo de curva de aprendizaje insuficiente.

A modo de consideración, en cirujanos jóvenes o poco habituados a las placas volares de radio distal, podríamos recomendar el uso de placas bloqueadas de ángulo fijo para fracturas simples o de moderada conminución, no pudiendo extenderse esta recomendación a fracturas complejas, dados los resultados obtenidos de equivalencia entre placas.

7.2.3. COMPLICACIONES Y RESULTADOS FUNCIONALES.

7.2.3.1. OBJETIVO PRINCIPAL

En el seguimiento de pacientes intervenidos de fracturas de radio distal con placa volar, el uso del TC no forma parte de la práctica diaria. El empleo de esta prueba diagnóstica queda reservado a los casos donde se sospecha una complicación. Este fenómeno provoca que la tasa real de protrusión de los tornillos metafisarios sea un dato de difícil obtención.

Los resultados obtenidos en ambas cohortes reflejaron que la protrusión articular es más frecuente de lo que en un inicio podría sospecharse. Otros autores han presentado tasas de protrusión articular inferiores, desde la ausencia de casos (174,175) hasta valores comprendidos entre el 0,5% y el 1,3% (176-178), que creemos, podría deberse a que no se realizó TC postoperatorio de manera sistemática.

Pese a no ser significativo, existió un aumento de la protrusión articular en la placa de ángulo variable ITS® respecto a la de ángulo fijo DVR® (3 y 2 casos, respectivamente). Debido a la conformación del radio distal, la foseta semilunar genera unas imágenes en la escopia intraoperatoria que provoca que los tornillos adyacentes a ésta tengan mayor riesgo de protrusión no detectable. Esta situación podría ser una de las principales debilidades del ángulo variable, pues cada tornillo se implanta de manera individual.

Del mismo modo, sorprende que en ambas cohortes, 4 de cada 10 pacientes presentaron algún tornillo con protrusión dorsal. La invasión de la cortical dorsal es un fenómeno de difícil diagnóstico y sólo sospechado en los casos que acaban generando clínica.

Ambas placas presentaron tasas de protrusión prácticamente simétricas. No obstante, la placa de ángulo fijo DVR® parece provocar tendinopatía con mayor frecuencia (tres tornillos metafisarios ITS® frente a seis metafisarios y un tornillo diafisario DVR®).

Este fenómeno podría explicarse porque los tornillos de ángulo fijo sobresalen una media de 2,618 mm de la cortical respecto a los 2.275 del ángulo variable (diferencia no significativa, $p = 0,700$), así como por una mayor frecuencia de protrusión dorsal múltiple (no significativa, $p = 0,871$).

Tras los resultados obtenidos, creemos que el índice de tendinopatía y/o rotura tendinosa no sería, pues, un indicador fiel de la tasa real de protrusión dorsal.

Los resultados funcionales obtenidos a los 6 meses por la escala MWS fueron de 85,250 puntos para la placa de ángulo variable y de 81,875 puntos para la de ángulo fijo. Ambas cohortes presentaron resultados similares a estudios previos retrospectivos (127) y prospectivos (179).

7.2.3.2. OBJETIVOS SECUNDARIOS

7.2.3.2.1. Determinar si existen diferencias entre tratamientos respecto a:

Lesiones tendinosas

El efecto adverso más frecuentemente observado en la síntesis del radio distal es la complicación tendinosa (180). Las lesiones relacionadas con el aparato extensor aparecen entre un 0,5 y un 23% de los casos (176,181,182) y suelen afectar al EPL, mientras que las del aparato flexor pueden alcanzar el 12%, afectando principalmente al FPL (134).

En el presente trabajo, el compartimento más frecuentemente afectado en ambas cohortes fue la segunda corredera extensora. Los pacientes tratados con la placa de ángulo variable presentaron una distribución simétrica en cuanto a agresión del ECRB y ECRL, sin ningún caso de rotura.

Por el contrario, los pacientes tratados con ángulo fijo presentaron una mayor afectación del ECRL (6/6 casos) respecto al ECRB (2/6 casos), con un caso de rotura tendinosa del EPL.

La tasa de rotura tendinosa fue del 1,25% de toda la muestra a expensas de una rotura del EPL en la placa de ángulo fijo, resultado que se equipara a la bibliografía existente.

Pérdidas de reducción

La pérdida de reducción de una fractura responde a diferentes elementos, tales como la conminución del foco, la calidad ósea, la inmovilización y las propiedades mecánicas del implante que la reduce.

La placa de ángulo variable presentó 4 casos de pérdida de reducción, 2 de ellos secundarios a pseudoartrosis del foco y otros 2, sin traducción clínica.

La placa de ángulo fijo presentó 5 casos de pérdida de reducción, 3 de los cuales fueron asintomáticos, 1 correspondió a una consolidación viciosa que precisó de osteotomía correctiva y otro caso a una pseudoartrosis.

Ambas cohortes fueron equivalentes en cuanto a pérdidas de reducción y presentaron valores similares a la bibliografía existente con tasas comprendidas entre 9,75% (174) y el 12,5% (183) de las series.

La pérdida de desviación sagital fue el parámetro de mayor afectación en el seguimiento a 6 meses en la cohorte del ángulo variable, mientras que en la del ángulo fijo fue la pérdida de altura radial.

El único parámetro con una diferencia significativa entre ambas placas fue la pérdida de altura radial, siendo la cohorte del ángulo fijo la que presentó un mayor colapso a 6 meses ($p = 0,002$).

Las propiedades mecánicas de un implante vienen determinadas por su diseño y el material que lo compone. Un mejor conocimiento mecánico del implante que usamos habitualmente disminuirá este tipo de complicaciones (125,184).

En cuanto al diseño, el principal parámetro mecánico a tener en cuenta es la distancia entre tornillo y hueso subcondral. La mayoría de implantes presentan una distancia media tornillo-hueso subcondral de 0,7 a 1,7 mm. Esta distancia está influenciada por el posicionamiento del implante y por la angulación de sus tornillos, siendo específico de cada placa (185).

Los estudios en cadáver demuestran que una fijación distal ≥ 4 mm del hueso subcondral reduce la rigidez del sistema a la mitad y dobla las pérdidas de reducción (186). Por otra parte, estudios surgidos en los últimos años sostienen la superioridad mecánica en el mantenimiento de la reducción del ángulo variable respecto al fijo, al menos en los implantes evaluados (187,126).

En el trabajo que se expone, el ángulo variable soportó, de manera significativa, mejor el colapso de la altura radial que el ángulo fijo ($p = 0,002$), mientras que evidenció una mayor tendencia a la pérdida de inclinación sagital a los 6 meses ($p = 0,429$).

La explicación a estos resultados podría ser que, a igual lugar de implantación de la placa, el ángulo fijo siempre tiene la misma distancia tornillo-hueso subcondral mientras que, en el ángulo variable, esta distancia oscila según la inclinación de cada tornillo (mayor distancia a mayor inclinación a proximal del tornillo).

Estas oscilaciones en el soporte subcondral de los tornillos serían el motivo de un mayor colapso y pérdida de desviación sagital en la placa de ángulo variable. Por el contrario, si el tornillo en el ángulo fijo destinado a la estiloides no es lo suficientemente estable, tendría mayor probabilidad de colapso en la altura radial que la placa de ángulo variable.

Este hallazgo es más evidente en casos donde el patrón de fractura afecta principalmente a la estiloides radial, pues el ángulo variable parece poder fijar mejor esta región en comparación con el ángulo fijo (188).

No se han podido demostrar diferencias significativas para el resto de parámetros evaluados.

En los últimos años, existe una tendencia de los fabricantes de implantes a modificar sus placas de radio distal, para dotarlas de sistemas mixtos, que combinan orificios de ángulo fijo y variable. A nuestro parecer, esta sinergia aúna los beneficios de ambas filosofías y podría ser la solución a una mejor personalización de cada fractura sin repercutir en la estabilidad del sistema.

Tasa de Complicaciones

Una mayor indicación de síntesis con placa volar, puede suponer un aumento de las complicaciones quirúrgicas. Todavía no está claro cuáles son las complicaciones más frecuentes, ni si existe un determinado patrón de fractura con mayor riesgo (189). Según la bibliografía existente, la tasa de complicaciones para la síntesis de radio distal con placa volar oscila del 8 al 39% de los casos (176,68,181).

Equiparar complicaciones de manera estricta entre estudios no siempre es posible. Un margen tan amplio podría ser explicado por factores como diferencias en la definición de la misma complicación, sesgos de detección o, incluso, el simple hecho de trabajar con más de un implante respecto a los que trabajan con uno sólo (178).

En el presente trabajo, ambas cohortes presentaron una tasa de complicación mayor \leq al 25%, sin poder establecer diferencias significativas entre ellas. En ambos grupos las patologías relacionadas con el aparato tendinoso fueron las más frecuentes.

Por el contrario, la tasa de complicaciones menores fue significativamente superior en la placa de ángulo fijo respecto a la de ángulo variable ($p = 0,012$). Todas las complicaciones menores fueron cuadros autolimitados que se resolvieron con medicación o complicaciones mecánicas sin una traducción clínica evidente por parte del paciente.

La complicación menor más frecuente fue la pérdida de reducción leve, detectada en el seguimiento radiográfico a 6 meses y no referidas por el paciente. La figura 25 refleja imágenes TC de algunas de las complicaciones menores detectadas como, por ejemplo, el olvido desapercibido de la guía de brocado de ángulo fijo o F.A.S.T. Guide™. Esta complicación ya ha sido descrita en estudios anteriores (135) y supone un aumento de 3 mm del perfil de la placa DVR® que puede provocar riesgo de tendinopatías flexoras, principalmente del FPL (190). En el presente trabajo no se diagnosticó ninguna agresión sobre el aparato flexor.

La diferencia en la tasa de complicaciones menores responde principalmente a que la placa de ángulo fijo presentó una tasa de aflojamiento del bloqueo a placa de los tornillos metafisarios del 10%, mientras que en el ángulo variable no se objetivó ningún caso.

La explicación a este suceso podría deberse a un mal encaje entre la cabeza del tornillo y la rosca a la que se bloquea en la placa. Esta rosca está predefinida por el sistema de brocado en el ángulo fijo a diferencia de la placa de ángulo variable (figura 25).

Divergencias en el ángulo de entrada entre la broca y el tornillo definitivo podrían provocar una debilidad en la interfaz tornillo-placa (108). Esta

debilidad tras el paso de cargas de manera repetida podría traducirse en un aflojamiento de los tornillos. Sorprendentemente, de los 4 pacientes con presencia de algún tornillo aflojado, sólo 1 caso presentó una leve pérdida de reducción debido, probablemente, a que el resto de tornillos permanecieron estables.



Figura 25. Complicaciones menores. Izquierda: sistema F.A.S.T. Guide™ no retirado. Derecha: aflojamiento de tornillos en fractura consolidada.

Respecto a la tasa de pacientes con más de una complicación (asociación de complicaciones) y la tasa de retirada de material de osteosíntesis, ambas placas resultaron equivalentes. La retirada de placa de ambos sistemas osciló entre el 30 y el 40% de la cohorte, equiparándose a la bibliografía existente (176).

En los últimos años, se están diseñando implantes para radio distal por cirugía mínimamente invasiva, a fin de disminuir las complicaciones típicas de partes blandas, con resultados clínicos prometedores según sus autores (191).

Proporción de consolidación de la fractura

No se evidenciaron diferencias en la tasa de pseudoartrosis entre ambas cohortes. Los tres pacientes presentaban el máximo grado de complejidad en la escala Frykman y obtuvieron el peor resultado funcional de sus cohortes. Salvo un caso, los pacientes tenían una edad superior a la media de toda la muestra.

Tasa de correcta reducción postoperatoria

Ambas placas resultaron equivalentes en este concepto. Tras los resultados obtenidos y reflejados en las tablas 4 y 5, se puede observar que el principal problema de esta síntesis, en ambas cohortes, radica en la dificultad de restituir el perfil sagital del teórico ideal de 10-11°, siendo de 9,275° para la placa de ángulo variable ITS® y de 8,300° para la de ángulo fijo DVR®.

Protrusión dorsal múltiple

En ambas cohortes se observó que la media aritmética del número de tornillos que protruyen a dorsal entre el total de pacientes ronda los 0,8 tornillos/paciente. Esta media aumenta más del doble en ambas cohortes cuando extraemos a los pacientes sin protrusión.

Dicha proporción, puede servir para evidenciar que, al cometer un error de medición e implantar un tornillo más largo de lo debido, existe una mayor frecuencia de haber cometido más errores de medición en los tornillos adyacentes. En caso de detectar un tornillo protruido intraoperatoriamente, sería recomendable revisar con atención los tornillos colindantes debido al riesgo de protrusión múltiple.

Longitud de los tornillos protruyentes a dorsal

La placa de ángulo fijo presenta protrusiones dorsales con tornillos de menor longitud (20 mm) respecto a la placa de ángulo variable (22 mm), de manera significativa ($p < 0,05$). Este fenómeno podría ser debido a que en el ángulo variable existiría una mayor oblicuidad de los tornillos requiriendo, en consecuencia, una mayor longitud para protruir. No obstante, este fenómeno sería una cuestión que debería ser analizada de manera específica en estudios futuros.

7.2.3.2.2. Valorar si el tamaño del radio distal implica mayor o menor riesgo de protrusión dorsal.

Parecería lógico pensar que una metáfisis de dimensiones reducidas tiene una mayor tasa de protrusión dorsal debido a un menor margen de error en las mediciones y longitudes de los tornillos. Del mismo modo, un radio distal de mayores dimensiones sería “a priori” más seguro.

Los datos obtenidos presentaron una distribución que agrupa el mayor número de protrusiones dorsales en su centro, lo que equivaldría a decir que el mayor número de errores se dio en radios con un tamaño medio.

Estos datos descriptivos podrían sugerir que, en radios de menores dimensiones, el cirujano opta de manera instintiva por tornillos más pequeños mientras que, en radios de mayores dimensiones, el margen de error en la longitud de los tornillos es amplio, relegando así a los radios con longitudes comprendidas entre 17,671 mm y 28,263 mm a los casos donde se cometen más errores de medición.

Siendo conscientes de este fenómeno, debemos extremar las precauciones en la medición de los tornillos y el control escópico en síntesis de radios de tamaño medio.

7.2.3.2.3. *Objetivar qué orificios de la placa suponen un mayor riesgo de protrusión dorsal.*

Probablemente son múltiples los factores que influyen a la hora de provocar una protrusión dorsal. Los más habituales se deben a errores de medición del tornillo y a proyecciones radiográficas engañosas. Otros motivos que también pueden influir son las reducciones insuficientes, las síntesis precipitadas o simplemente implantes mal dimensionados.

El estudio en cadáver realizado por Maschke et al. (192), relaciona la posición que ocupa un tornillo distal en una placa bloqueada de ángulo fijo con la corredera extensora que invade en caso de protrusión dorsal. Según este trabajo, sobre una placa de 4 orificios distales, el orificio más radial y distal afecta con mayor frecuencia el segundo (75%) y el primer compartimento extensor (25%), mientras que el orificio cubital contiguo ocupa o invade la base del tubérculo de Lister. El tercer orificio distal también alcanzaría el tubérculo de Lister en su borde cubital, pero presenta una elevada frecuencia (87,50%) de invasión del tercer compartimento extensor. Finalmente, el orificio más cubital y distal de la placa, en caso de protrusión, parece que siempre afecta al cuarto compartimento.

El compartimento más frecuentemente afectado en ambas cohortes fue la segunda corredera extensora. Los resultados mostrados en la figura 24 parecen respaldar el estudio en cadáver de Maschke et al., pues, salvo en el caso de la placa pequeña de ángulo fijo, el resto de placas (variable y fija) presentaron una mayor tasa de protrusión dorsal en el orificio más radial y distal de la placa.

La figura 26 muestra la vulnerabilidad de la segunda corredera extensora por los tornillos implantados desde los orificios más radiales de la hilera distal de ambas placas.

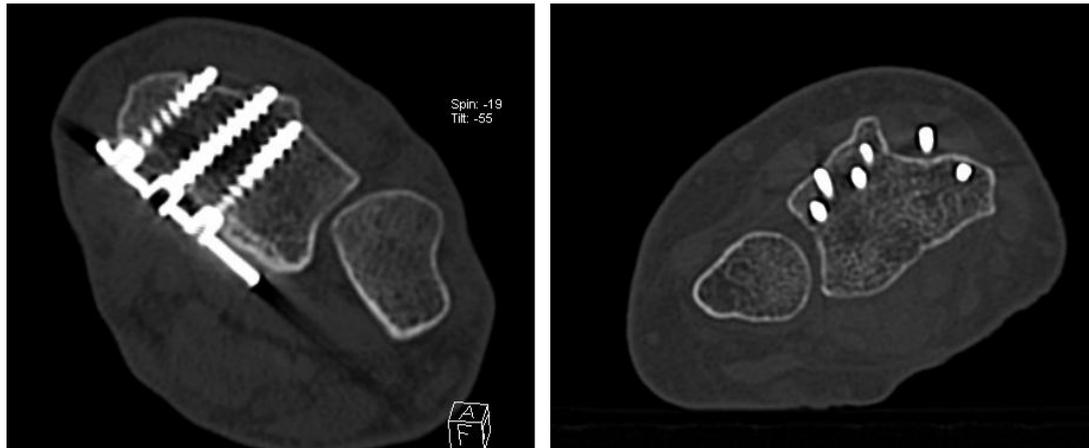


Figura 26. Agresión de la segunda corredera extensora. Izquierda: primer tornillo radial, placa ITS®. Derecha: segundo tornillo radial, placa DVR®.

Del mismo modo, observamos que existe una tendencia a implantar la placa con una leve desviación cubital que abarca entre los 0° a los 6° (tabla 10). La placa de ángulo fijo DVR® parece estar implantada 0,20 mm más proximal y 1,25 mm más radial que la placa variable ITS®.

Los estudios teóricos sobre el posicionamiento de la placa en cadáver (193), sitúan la placa DVR® 1,00 mm más proximal respecto a la articulación radio-carpiana y 0,57 mm más radial respecto a la articulación radio-cubital distal en comparación con los resultados obtenidos en nuestra cohorte.

En las placas de ángulo variable, los orificios con mayor invasión de la cortical dorsal fueron los situados en el borde radial de la placa. Según los resultados, dichos orificios presentan el doble de protrusiones que cualquier otro, tal y como refleja la figura 24. Este fenómeno podría responder a todos los errores anteriormente descritos pero, en especial, a una reducción insuficiente de la apófisis estiloides.

En las placas de ángulo fijo, los orificios con mayor riesgo de protrusión dorsal fueron los situados en ambos vértices distales de la placa. El borde radial, y en especial los orificios destinados a la apófisis estiloides, también fueron los de mayor riesgo.

Del mismo modo observamos que a mayor tamaño de placa, aumenta la frecuencia de protrusión de los orificios situados en los vértices.

En el ángulo fijo, la elección de un tamaño congruente a las dimensiones del radio que se está tratando es de vital importancia, pues el uso de implantes sobredimensionados aumenta el riesgo de protrusión en los orificios de los extremos de la placa. En el ángulo variable no parece reproducirse este fenómeno pues, probablemente, variar la inclinación de los tornillos podría subsanar este error.

7.2.3.2.4. Valorar la relación entre la correcta reducción postoperatoria y el resultado funcional, independientemente del tratamiento.

Los resultados obtenidos no permiten concluir que aquellas fracturas que cumplían los criterios de correcta reducción en el postoperatorio (SI/NO), posteriormente obtuvieron un mejor resultado funcional.

Revisiones bibliográficas en los últimos años parecen reflejar que la teórica proporcionalidad entre reducción y función no es tan estricta (194,195), sobre todo, en los pacientes mayores de 60 años (196).

7.2.3.2.5. Valorar si existe correlación entre pérdida de reducción a los 6 meses y resultado funcional, independientemente del tratamiento.

La débil correlación negativa entre pérdida de reducción y resultado funcional a corto plazo no permite extraer ninguna conclusión relevante al igual que estudios similares (134).

Los resultados funcionales a los 6 meses de seguimiento, parecen estar más influenciados por factores como la capacidad de presión (MWS) o el dolor residual (DASH), según la escala clínica empleada (197).

7.3. CONSIDERACIONES SOBRE LA PROTRUSIÓN DE LOS TORNILLOS

No todas las protrusiones tienen una repercusión clínica. La protrusión dorsal es más frecuente y peor tolerada que la articular. Sin embargo, es esta última la más temida por el cirujano. Bajo sospecha de protrusión de un tornillo, podemos optar por valorar esta complicación mediante tres técnicas: radiografía simple, ecografía y TC.

7.3.1. RADIOGRAFÍA SIMPLE

Útil si la protrusión dorsal o articular son muy evidentes. En los casos dudosos (que son los más frecuentes), no permite valorar una protrusión dorsal con claridad, debido a la superposición de la anatomía del radio.

El principal responsable de esta superposición es el tubérculo de Lister, cuya altura oscila de 2 a 6 mm y que, dada su proximidad al surco del EPL, supone un factor de confusión a tener en cuenta (198). En el apartado 7.4.2 se explican las proyecciones radiográficas adicionales para minimizar este riesgo.

7.3.2. ECOGRAFÍA

La ecografía nos ayuda a determinar únicamente la protrusión dorsal. Es una exploración con un mayor índice de subjetividad por parte del observador y es de difícil reproductibilidad en las mismas condiciones al ser en tiempo real. Tampoco podemos determinar otro tipo de complicaciones, como déficits de consolidación ósea.

Por el contrario, es una exploración barata y no invasiva (199,200). La figura 27 refleja la compresión ejercida por un tornillo sobre el EPL al traspasar la cortical dorsal.

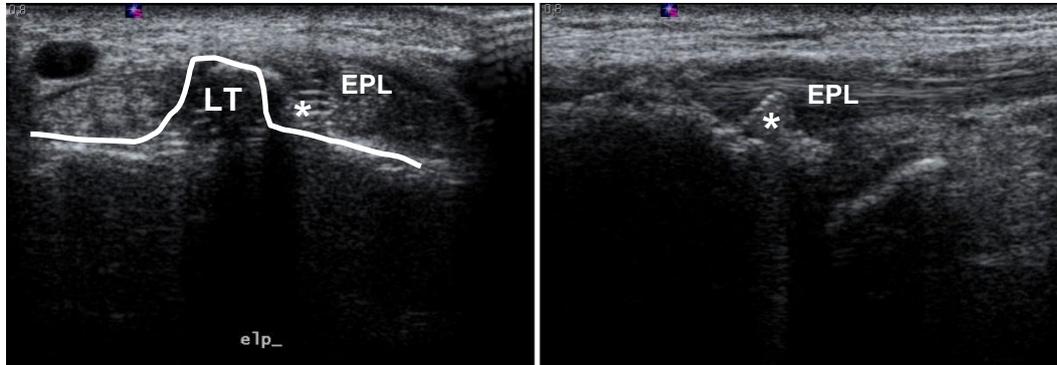


Figura 27. Protrusión dorsal ecográfica de un tornillo sobre el EPL. Izquierda: visión axial. Derecha: visión longitudinal. * tornillo, ^{LT} Tubérculo de Lister, ^{EPL} EPL.

7.3.3. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC)

Permite para valorar protrusión dorsal y articular de manera más objetiva y reproducible. Permite ser almacenada y realizar reconstrucciones en 3 dimensiones y, al igual que la ecografía, es útil para el estudio de patología tendinosa. El principal inconveniente es la exposición a radiaciones ionizantes, aunque la exploración de mano / muñeca dentro de los estudios TC representa una de las menores.

En comparación con la radiografía simple para la detección del fenómeno de “skiving” (apartado 1.5.4), la TC presenta una sensibilidad, especificidad y porcentaje de acierto del 100%, 72% y 69% respectivamente, mientras que en la ecografía es del 53%, 83% y 60% (131). En la identificación de protrusión de tornillos, la TC tiene unos valores de sensibilidad, especificidad y porcentaje de acierto del 94%, 54% y 74% en comparación con el 35%, 12.5% y 29% de la radiografía simple.

La importancia de este trabajo radica en que todos los pacientes (sintomáticos o no) fueron estudiados por TC, pudiendo así objetivar todo el espectro de protrusiones en ambos sistemas.

7.4. MEDIDAS PROPUESTAS POR LOS AUTORES PARA REDUCIR COMPLICACIONES

7.4.1. ALCANZAR LA CORTICAL DORSAL NO ES NECESARIO EN LAS PLACAS BLOQUEADAS

En las placas bloqueadas de radio distal, la estabilidad viene dada exclusivamente por el soporte del hueso subcondral y no por alcanzar la cortical dorsal (186).

Una de las posibles soluciones sería implantar tornillos a 2 mm de la cortical dorsal en la proyección del perfil de la escopia intraoperatoria (201), o al menos, evitar perforar la segunda cortical de los orificios que recaen en los aledaños del tubérculo de Lister. En el presente estudio, dichos orificios, fueron los tres más radiales de la hilera distal.

Estas recomendaciones, han demostrado disminuir la tasa de protrusión dorsal así como las potenciales complicaciones (198).

Los detractores del uso de tornillos más cortos argumentan que siempre es preferible alcanzar la segunda cortical para prevenir colapsos en la articular dorsal (182). Dichos autores proponen extremar las precauciones al brocar la cortical dorsal o implantar bulones como alternativa.

7.4.2. AMPLIAR EL USO DE LA ESCOPIA INTRAOPERATORIA

En los últimos años, son varios los estudios que abogan cada vez más por el uso de proyecciones adicionales a la escopia intraoperatoria estándar (202). Estas proyecciones aumentan la irradiación al paciente y al equipo quirúrgico, así como alargan el tiempo de intervención. No obstante, su uso estaría justificado si con ello se evita una complicación mayor.

7.4.2.1. PROTRUSIÓN ARTICULAR

La superficie articular se compone de diferentes facetas con diferentes inclinaciones que dificultan la interpretación de los tornillos subcondrales. Desafortunadamente, no disponemos de una proyección radiográfica que abarque la superficie articular al completo. Dependiendo de la protrusión a detectar, se han descrito proyecciones específicas.

A las proyecciones conocidas como perfil y antero-posterior estándar, se añaden las proyecciones inclinadas o facetarias del inglés "*facet lateral o tilt lateral view*" y "*PA facet view o tilt PA*" respectivamente.

Los perfiles inclinados permiten valorar mejor la superficie subcondral de cada faceta según su angulación. Los perfiles con inclinaciones de entre 15° y 23° visualizan mejor los tornillos más cubitales, mientras que un perfil a 30° visualiza mejor los tornillos más radiales situados en la fosa escafoidea (203-205).

El mismo fenómeno sucede con la proyección AP, donde inclinando 11° se obtiene una proyección de mayor fiabilidad para descartar protrusiones articulares, sobre todo a nivel cubital. (figura 28).

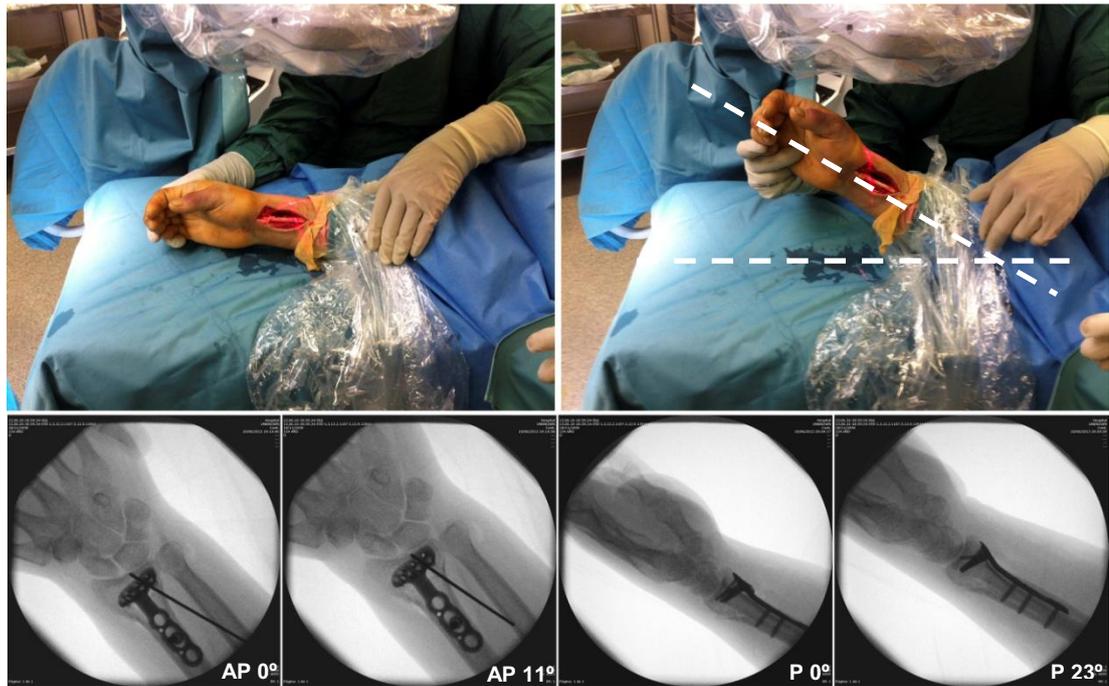


Figura 28. Diferencias entre proyección estándar e inclinada.

Estas proyecciones adicionales se basan en estudios realizados con placas de ángulo fijo y demuestran que las proyecciones inclinadas aumentan la sensibilidad y especificidad en la detección de tornillos articulares.

El uso de placas de ángulo variable complica la interpretación de estas proyecciones y aumenta el riesgo de protrusión articular a cada tornillo, dado su carácter independiente (203,206).

Los resultados obtenidos en el presente trabajo corroboran esta hipótesis pues, pese a no ser significativo ($p > 1,000$), el ángulo variable presentó un 7,50% de casos de protrusión articular respecto al 5,00% del ángulo fijo.

La proyección adicional de Smith y Henry se presenta como otra de las posibles opciones para valorar la colocación subcondral de los tornillos, mediante una proyección oblicua en pronación a 45° (207).

7.4.2.2. PROTRUSIÓN DORSAL

Del mismo modo que la protrusión articular, el perfil estricto y las proyecciones oblicuas resultan insuficientes en la detección de los tornillos que invaden la cortical dorsal. Su precisión en la detección varía según los milímetros que sobresale el tornillo, así como la corredera extensora implicada (208).

En estudios en cadáver, la proyección dorsal tangencial o “*dorsal tangential view*” se muestra claramente superior en la detección de tornillos situados en el tercer compartimento extensor respecto al resto de proyecciones (209).

Esta proyección se obtiene realizando una flexión de la muñeca mientras el haz de rayos x discurre paralelo al contorno dorsal del radio distal. No obstante, seguimos precisando de proyecciones oblicuas para detectar protrusiones sobre el segundo y, en menor medida, el cuarto compartimento extensor (208).

La proyección del contorno o “*skyline view*” es otro de los términos usados para esta proyección. En estudios con hueso sintético, obtuvo una sensibilidad y especificidad del 83% en la detección de protrusión dorsal, mientras que la proyección oblicua y lateral que fue del 77% y 51% respectivamente (210).

Todo parece indicar que se trata de una visión útil a añadir a las proyecciones intraoperatorias rutinarias.

7.4.3. NO TODOS LOS TORNILLOS SON NECESARIOS: MINIMIZAR EL RIESGO

¿Cuántos tornillos son necesarios para alcanzar una reducción estable? Debido al auge de la síntesis con placa volar bloqueada, y a la multitud de implantes disponibles en el mercado, esta pregunta aparece con frecuencia en la mente del cirujano durante la intervención.

La lógica invita a pensar que los implantes más estables son aquellos con un mayor número de tornillos. Esta decisión, es más importante de lo que parece, pues, además del obvio incremento en el coste del implante a cada tornillo (unos 60 a 100 dólares americanos por tornillo), el uso de tornillos adicionales incrementa el riesgo de complicaciones iatrogénicas evitables sin aportar mayor rigidez al sistema (211).

Los fabricantes de implantes a menudo ofrecen configuraciones en el uso de tornillos y bulones distales en sus placas. Según las recomendaciones de los fabricantes, los bulones están destinados al soporte del hueso subcondral dada su superficie lisa y menor agresividad en caso de protrusión articular, mientras que los tornillos permiten un mejor agarre de los fragmentos óseos. Actualmente, el uso de una u otra configuración de tornillos distales queda relegado a la impresión intraoperatoria del cirujano o a las recomendaciones del fabricante carentes de una base científica que los respalde.

Los resultados obtenidos en estudios biomecánicos en cadáver parecen desmentir la suposición de cuantos más tornillos mejor. Así ante una correcta implantación de la placa según Buzzell (185), un mayor número de tornillos no supone un aumento significativo en la rigidez del sistema, tanto en fracturas articulares (211) como en fracturas extraarticulares (212).

En ambos trabajos (211,212) las síntesis con 4 tornillos mostraron una menor rigidez inicial y una menor carga crítica antes del fracaso estadísticamente no significativa respecto a las síntesis con 7 tornillos. Si

bien, el trabajo de Mehling y colaboradores (212) recomienda el uso de configuraciones con al menos dos tornillos en la hilera distal de los 4 implantados. Esta configuración en concreto soportó más de 200 Newtons antes de claudicar. Estos valores se ven reducidos prácticamente a la mitad en caso de fracturas intraarticulares.

Los estudios biomecánicos en hueso sintético también refrendan la hipótesis de que más tornillos no es sinónimo de mayor estabilidad. La superioridad mecánica de una configuración en dos hileras de tornillos todavía permanece en duda (213,214).

Pese a la recomendaciones de los fabricantes de “una disposición tridimensional de los tornillos para un mejor soporte subcondral”, Drobetz demuestra que el hueso metafisario no ofrece resistencia a la pérdida de reducción (186). Por tanto, la segunda hilera de tornillos probablemente no añade ninguna ventaja biomecánica significativa, tal y como sostienen los trabajos de Weninger (215) y Moss (211).

Un diseño que aumente el ancho de propagación de los tornillos y no tanto su número total parece ser el principal motivo de estabilidad (214). Probablemente, el uso de placas de doble hilera debería buscar este objetivo.

Por último y referido a la cuestión sobre el empleo de bulón o tornillo a cada posición, Martineau y colaboradores (216) remarcan la superioridad mecánica de los tornillos sobre los bulones subcondrales en las fracturas articulares en hueso sintético.

La fosa semilunar del radio y, en especial su fragmento dorsal, se muestra más vulnerable a las fuerzas de compresión axial, por lo que se recomienda el uso de tornillos roscados más que del bulón, sobre todo en esta zona.

Esta conclusión va en contra de la recomendación comercial habitual de implantar bulones a nivel subcondral. No obstante, los autores entienden que

algunos cirujanos se sientan más seguros con el uso de bulones distales por su perfil menos agresivo en caso de invasión articular.

Una recomendación a dicha desconfianza, a fin de implantar tornillos en la fosa semilunar con mayor seguridad, consiste en colocar primero estos tornillos y realizar una comprobación mediante un perfil inclinado de entre 15° y 23°. Así evitaremos la posterior superposición con el resto de tornillos de la estiloides tal y como sugieren otros autores (203).

En el mismo estudio, la estiloides radial no claudicó nunca en primer lugar, no pudiendo extraerse conclusiones sobre el uso de tornillos o bulones en dicha zona de manera aislada. Weninger obtuvo la misma superioridad mecánica en hueso sintético del tornillo roscado al bulón para fuerzas de torsión (217).

Las limitaciones propias de cada estudio hacen difícil la generalización de sus conclusiones para todos los implantes del mercado. Muchos de ellos se realizan con placas de ángulo fijo para disminuir la variabilidad interespecimen y aumentar la consistencia de los mismos. No obstante, dichas conclusiones resultan muy útiles para interpretar los resultados clínicos obtenidos.

Cada fractura es única y, por tanto, no existe una configuración de tornillos generalizable a todas ellas. No obstante, dada la iatrogenia que pueden generar y en el actual marco de regulación del gasto sanitario, es importante evaluar la necesidad de cada tornillo antes de implantarlo.

La figura 29 muestra la recomendación del autor a la hora de sintetizar fracturas de radio distal con placa volar. En base a la revisión de la bibliografía y la experiencia clínica obtenida en el presente trabajo, se representa la idoneidad, sobre un implante teórico, del uso de tornillos de ángulo variable y/o fijo (esquema izquierdo) y el uso de bulones o tornillos con rosca (esquema derecho).

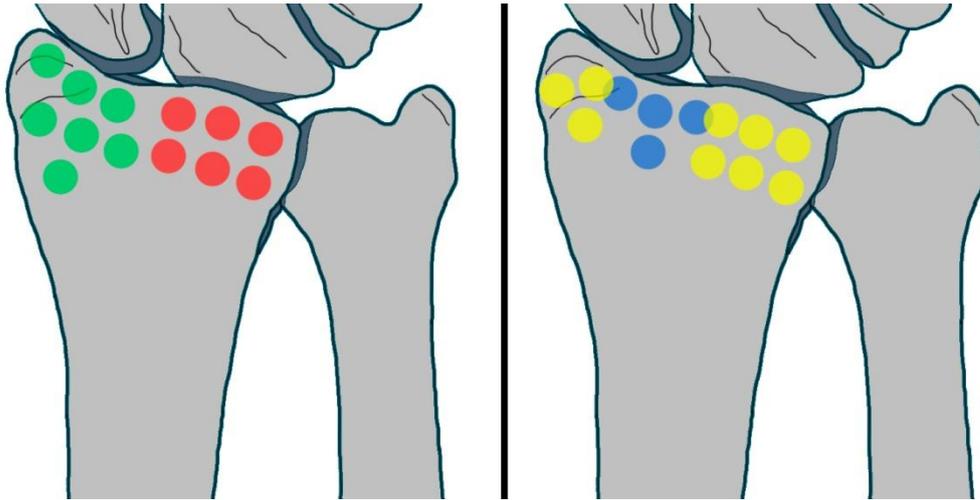


Figura 29. Representación gráfica de la configuración óptima de los tornillos metafisarios en una síntesis con placa volar bloqueada con el fin de disminuir las posibles complicaciones derivadas. Izquierda: Verde = ángulo libre, Rojo = ángulo bloqueado. Derecha: Amarillo = tornillo, Azul = bulón o ausencia de implante.

Del mismo modo, la figura 30 señala el área crítica donde con mayor frecuencia suceden las protrusiones dorsales hacia la segunda y tercera corredera extensora debido a la superposición del tubérculo de Lister.

En caso de que la fractura lo permita, sería preferible no colocar ningún implante y, si fuera preciso, el bulón sería una alternativa más segura en esta región en concreto.

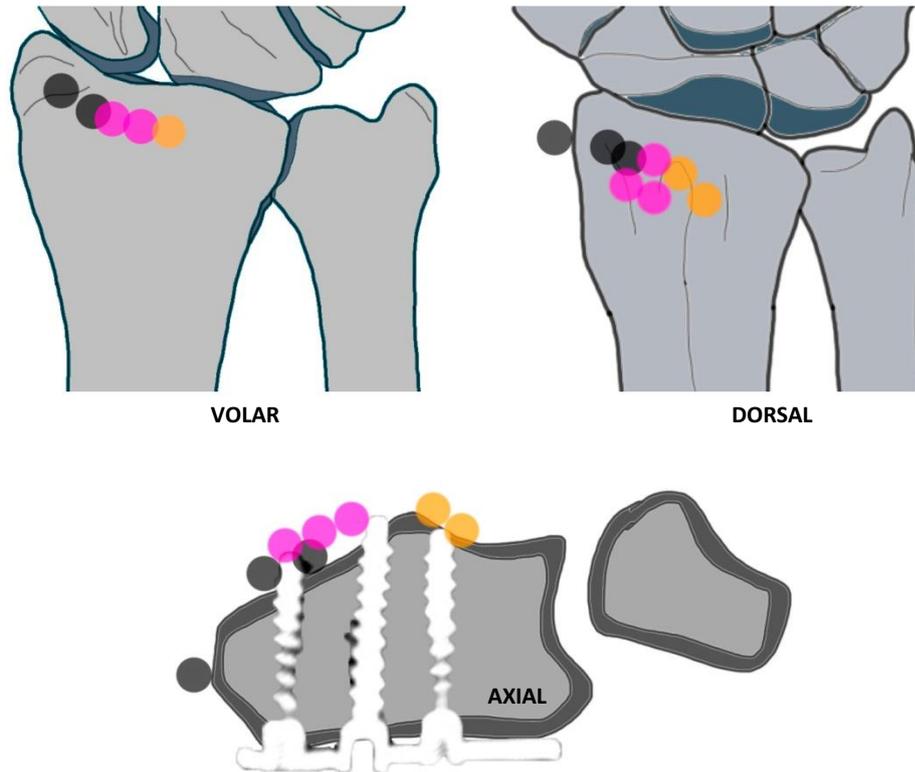


Figura 30. Representación grafica en los 3 planos del espacio de las protrusiones dorsales más frecuentes. Negro: primer orificio radial, Rosa: segundo orificio, Naranja: tercer orificio.

7.4.4. USO DE LA ARTROSCOPIA DE MUÑECA PARA FRACTURAS CON GRAN CONMINUCIÓN

La artroscopia se presenta como una de las medidas más efectivas de cara a evitar la protrusión articular de los tornillos (218).

Permite evaluar lesiones ligamentosas, así como ser de gran utilidad en la reducción de fracturas con múltiples fragmentos (219). La menor disección y un menor dolor postoperatorio favorecen una rápida reincorporación a las actividades diarias (220). No obstante, se debe realizar por cirujanos habituados a esta técnica, pues no está exenta de complicaciones.

La figura 31 muestra la secuencia de reducción de una fractura conminuta articular, donde se aprecia la colocación subcondral de los tornillos por visión directa.



Figura 31. Artroscopia de muñeca. Izquierda: posicionamiento y marcas habituales de la artroscopia de muñeca. Derecha: Superior: fractura articular, reducción con palpador. Centro: visualización de los tornillos subcondrales. Inferior: reducción de la superficie articular.

8. CONCLUSIONES

Conclusiones

1. La placa de radio distal de ángulo fijo presentó unas tasas de protrusión dorsal y articular equivalentes a las de ángulo libre. Del mismo modo, los resultados funcionales a los 6 meses de la cirugía fueron equiparables.
2. La placa de ángulo libre soportó mejor el colapso de la altura radial y presentó menos complicaciones menores. Los tornillos de ángulo fijo protruyen dorsalmente con longitudes menores que los del ángulo variable. No se evidenciaron diferencias respecto a: lesiones tendinosas, complicaciones mayores, asociación de complicaciones, retirada del material, consolidación del foco, correcta reducción y protrusión dorsal múltiple.
3. El tamaño o grosor extremos del radio distal no fue un parámetro crítico en el riesgo de protrusión dorsal. El mayor número de protrusiones se produjo en radios con un tamaño medio.
4. En este estudio, se objetivó que la frecuencia con la que un tornillo protruye dorsalmente depende de la localización del orificio de la placa que se escoja. La mayoría de los tornillos que protruyeron correspondieron a los orificios más distales y radiales de ambas placas.
5. Una correcta reducción postoperatoria no implicó mejores resultados funcionales.
6. Existe una correlación negativa débil, estadísticamente no significativa, entre la pérdida de reducción a los 6 meses y un peor resultado funcional.

9. BIBLIOGRAFÍA

Bibliografía

- (1) Gutow AP. Avoidance and treatment of complications of distal radius fractures. *Hand Clin* 2005 Aug;21(3):295-305.
- (2) Wijffels MM, Orbay JL, Indriago I, Ring D. The extended flexor carpi radialis approach for partially healed malaligned fractures of the distal radius. *Injury* 2012 Jul;43(7):1204-1208.
- (3) Garcia-Elias M, Geissler W. 15. Carpal Instability. In: Wolfe S, Pederson W, Hotchkiss R, Kozin S, editors. *Green's Operative Hand Surgery*. Sixth Edition ed. New York, USA: Elsevier; October 11, 2010. p. 465-522.
- (4) Gasse N, Lepage D, Pem R, Bernard C, Lerais JM, Garbuio P, et al. Anatomical and radiological study applied to distal radius surgery. *Surg Radiol Anat* 2011 Aug;33(6):485-490.
- (5) Obert L, Uhring J, Rey PB, Rochet S, Lepage D, Leclerc G, et al. Anatomy and biomechanics of distal radius fractures: a literature review. *Chir Main* 2012 Dec;31(6):287-297.
- (6) Gesensway D, Putnam MD, Mente PL, Lewis JL. Design and biomechanics of a plate for the distal radius. *J Hand Surg Am* 1995 Nov;20(6):1021-1027.
- (7) Carter PR, Frederick HA, Laseter GF. Open reduction and internal fixation of unstable distal radius fractures with a low-profile plate: a multicenter study of 73 fractures. *J Hand Surg Am* 1998 Mar;23(2):300-307.
- (8) Andermahr J, Lozano-Calderon S, Trafton T, Crisco JJ, Ring D. The volar extension of the lunate facet of the distal radius: a quantitative anatomic study. *J Hand Surg Am* 2006 Jul-Aug;31(6):892-895.
- (9) Medoff RJ. Essential radiographic evaluation for distal radius fractures. *Hand Clin* 2005 Aug;21(3):279-288.
- (10) Lindau T. Treatment of injuries to the ulnar side of the wrist occurring with distal radial fractures. *Hand Clin* 2005 Aug;21(3):417-425.
- (11) Lindau T, Arner M, Hagberg L. Intraarticular lesions in distal fractures of the radius in young adults. A descriptive arthroscopic study in 50 patients. *J Hand Surg Br* 1997 Oct;22(5):638-643.
- (12) Lindau T, Aspenberg P. The radioulnar joint in distal radial fractures. *Acta Orthop Scand* 2002 Oct;73(5):579-588.

- (13) Doi K, Hattori Y, Otsuka K, Abe Y, Yamamoto H. Intra-articular fractures of the distal aspect of the radius: arthroscopically assisted reduction compared with open reduction and internal fixation. *J Bone Joint Surg Am* 1999 Aug;81(8):1093-1110.
- (14) Lindau T, Adlercreutz C, Aspenberg P. Peripheral tears of the triangular fibrocartilage complex cause distal radioulnar joint instability after distal radial fractures. *J Hand Surg Am* 2000 May;25(3):464-468.
- (15) Feipel V, Rooze M. The capsular ligaments of the wrist: morphology, morphometry and clinical applications. *Surg Radiol Anat* 1999;21(3):175-180.
- (16) Lichtman DM, Wroten ES. Understanding midcarpal instability. *J Hand Surg Am* 2006 Mar;31(3):491-498.
- (17) Patterson RM, Nicodemus CL, Viegas SF, Elder KW, Rosenblatt J. High-speed, three-dimensional kinematic analysis of the normal wrist. *J Hand Surg Am* 1998 May;23(3):446-453.
- (18) Craigen MA, Stanley JK. Wrist kinematics. Row, column or both? *J Hand Surg Br* 1995 Apr;20(2):165-170.
- (19) Chao EY, Opgrande JD, Axmear FE. Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions. *J Biomech* 1976;9(6):387-396.
- (20) Cooney WP,3rd, Chao EY. Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function. *J Bone Joint Surg Am* 1977 Jan;59(1):27-36.
- (21) Horii E, Garcia-Elias M, Bishop AT, Cooney WP, Linscheid RL, Chao EY. Effect on force transmission across the carpus in procedures used to treat Kienbock's disease. *J Hand Surg Am* 1990 May;15(3):393-400.
- (22) Putnam MD, Meyer NJ, Nelson EW, Gesensway D, Lewis JL. Distal radial metaphyseal forces in an extrinsic grip model: implications for postfracture rehabilitation. *J Hand Surg Am* 2000 May;25(3):469-475.
- (23) Dunning CE, Lindsay CS, Bicknell RT, Patterson SD, Johnson JA, King GJ. Supplemental pinning improves the stability of external fixation in distal radius fractures during simulated finger and forearm motion. *J Hand Surg Am* 1999 Sep;24(5):992-1000.
- (24) Wolfe SW, Swigart CR, Grauer J, Slade JF,3rd, Panjabi MM. Augmented external fixation of distal radius fractures: a biomechanical analysis. *J Hand Surg Am* 1998 Jan;23(1):127-134.
- (25) An KN, Chao EY, Cooney WP, Linscheid RL. Forces in the normal and abnormal hand. *J Orthop Res* 1985;3(2):202-211.

- (26) Yetkinler DN, Ladd AL, Poser RD, Constantz BR, Carter D. Biomechanical evaluation of fixation of intra-articular fractures of the distal part of the radius in cadavera: Kirschner wires compared with calcium-phosphate bone cement. *J Bone Joint Surg Am* 1999 Mar;81(3):391-399.
- (27) Viegas SF, Patterson RM, Todd PD, McCarty P. Load mechanics of the midcarpal joint. *J Hand Surg Am* 1993 Jan;18(1):14-18.
- (28) Rikli DA, Honigmann P, Babst R, Cristalli A, Morlock MM, Mittlmeier T. Intra-articular pressure measurement in the radioulnocarpal joint using a novel sensor: in vitro and in vivo results. *J Hand Surg Am* 2007 Jan;32(1):67-75.
- (29) Ryu JY, Cooney WP, 3rd, Askew LJ, An KN, Chao EY. Functional ranges of motion of the wrist joint. *J Hand Surg Am* 1991 May;16(3):409-419.
- (30) Palmer AK, Werner FW, Murphy D, Glisson R. Functional wrist motion: a biomechanical study. *J Hand Surg Am* 1985 Jan;10(1):39-46.
- (31) Jupiter JB. Complex Articular Fractures of the Distal Radius: Classification and Management. *J Am Acad Orthop Surg* 1997 May;5(3):119-129.
- (32) de Oliveira JC. Barton's fractures. *J Bone Joint Surg Am* 1973 Apr;55(3):586-594.
- (33) Thompson GH, Grant TT. Barton's fractures-reverse Barton's fractures. Confusing eponyms. *Clin Orthop Relat Res* 1977 Jan-Feb;(122)(122):210-221.
- (34) Castaing J. Recent Fractures of the Lower Extremity of the Radius in Adults. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1964 Sep-Oct;50:581-696.
- (35) Mortier JP, Baux S, Uhl JF, Mimoun M, Mole B. The importance of the posteromedial fragment and its specific pinning in fractures of the distal radius. *Ann Chir Main* 1983;2(3):219-229.
- (36) Melone CP, Jr. Distal radius fractures: patterns of articular fragmentation. *Orthop Clin North Am* 1993 Apr;24(2):239-253.
- (37) Goldfarb CA, Yin Y, Gilula LA, Fisher AJ, Boyer MI. Wrist fractures: what the clinician wants to know. *Radiology* 2001 Apr;219(1):11-28.
- (38) Gologan R, Ginter VM, Ising N, Kilian AK, Obertacke U, Schreiner U. Carpal lesions associated with dislocated fractures of the distal radius : A systematic screening of 104 fractures using preoperative CT and MRI. *Unfallchirurg* 2012 Oct 20.

- (39) Slade JF,3rd, Taksali S, Safanda J. Combined fractures of the scaphoid and distal radius: a revised treatment rationale using percutaneous and arthroscopic techniques. *Hand Clin* 2005 Aug;21(3):427-441.
- (40) Geissler WB, Freeland AE, Savoie FH, McIntyre LW, Whipple TL. Intracarpal soft-tissue lesions associated with an intra-articular fracture of the distal end of the radius. *J Bone Joint Surg Am* 1996 Mar;78(3):357-365.
- (41) Ogawa T, Tanaka T, Yanai T, Kumagai H, Ochiai N. Analysis of soft tissue injuries associated with distal radius fractures. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 2013 Sep 2;5(1):19.
- (42) Welling RD, Jacobson JA, Jamadar DA, Chong S, Caoili EM, Jebson PJ. MDCT and radiography of wrist fractures: radiographic sensitivity and fracture patterns. *AJR Am J Roentgenol* 2008 Jan;190(1):10-16.
- (43) Hove LM. Simultaneous scaphoid and distal radial fractures. *J Hand Surg Br* 1994 Jun;19(3):384-388.
- (44) McQueen M, Caspers J. Colles fracture: does the anatomical result affect the final function? *J Bone Joint Surg Br* 1988 Aug;70(4):649-651.
- (45) Batra S, Gupta A. The effect of fracture-related factors on the functional outcome at 1 year in distal radius fractures. *Injury* 2002 Jul;33(6):499-502.
- (46) Fernandez DL. Closed manipulation and casting of distal radius fractures. *Hand Clin* 2005 Aug;21(3):307-316.
- (47) Graham TJ. Surgical Correction of Malunited Fractures of the Distal Radius. *J Am Acad Orthop Surg* 1997 Oct;5(5):270-281.
- (48) Chung KC. Corrective Osteotomy for Distal Radius Malunion. In: Chung KC, editor. *Operative techniques: Hand and Wrist Surgery*. 1a ed.: Elsevier; 2010. p. 140-151.
- (49) Wahlstrom O. Treatment of Colles' fracture. A prospective comparison of three different positions of immobilization. *Acta Orthop Scand* 1982 Apr;53(2):225-228.
- (50) Kristiansen TK, Ryaby JP, McCabe J, Frey JJ, Roe LR. Accelerated healing of distal radial fractures with the use of specific, low-intensity ultrasound. A multicenter, prospective, randomized, double-blind, placebo-controlled study. *J Bone Joint Surg Am* 1997 Jul;79(7):961-973.
- (51) Kodama N, Imai S, Matsusue Y. A Simple Method for Choosing Treatment of Distal Radius Fractures. *J Hand Surg Am* 2013 Sep 5.
- (52) Cooney WP. External fixation of distal radial fractures. *Clin Orthop Relat Res* 1983 Nov;(180)(180):44-49.

- (53) Wolfe S. 17. Distal Radius Fractures. In: Wolfe S, Hotchkiss R, Pederson W, Kozin S, editors. Green's Operative Hand Surgery. 6th ed.: Elsevier; 2010. p. 561-638.
- (54) Lafontaine M, Hardy D, Delince P. Stability assessment of distal radius fractures. *Injury* 1989 Jul;20(4):208-210.
- (55) Mackenney PJ, McQueen MM, Elton R. Prediction of instability in distal radial fractures. *J Bone Joint Surg Am* 2006 Sep;88(9):1944-1951.
- (56) McQueen MM, Hajducka C, Court-Brown CM. Redisplaced unstable fractures of the distal radius: a prospective randomised comparison of four methods of treatment. *J Bone Joint Surg Br* 1996 May;78(3):404-409.
- (57) Simic PM, Weiland AJ. Fractures of the distal aspect of the radius: changes in treatment over the past two decades. *Instr Course Lect* 2003;52:185-195.
- (58) Arora R, Gabl M, Gschwentner M, Deml C, Krappinger D, Lutz M. A comparative study of clinical and radiologic outcomes of unstable colles type distal radius fractures in patients older than 70 years: nonoperative treatment versus volar locking plating. *J Orthop Trauma* 2009 Apr;23(4):237-242.
- (59) Batra S, Gupta A. The effect of fracture-related factors on the functional outcome at 1 year in distal radius fractures. *Injury* 2002 Jul;33(6):499-502.
- (60) Anzarut A, Johnson JA, Rowe BH, Lambert RG, Blitz S, Majumdar SR. Radiologic and patient-reported functional outcomes in an elderly cohort with conservatively treated distal radius fractures. *J Hand Surg Am* 2004 Nov;29(6):1121-1127.
- (61) Altissimi M, Antenucci R, Fiacca C, Mancini GB. Long-term results of conservative treatment of fractures of the distal radius. *Clin Orthop Relat Res* 1986 May;(206)(206):202-210.
- (62) Cherubino P, Bini A, Marcolli D. Management of distal radius fractures: treatment protocol and functional results. *Injury* 2010 Nov;41(11):1120-1126.
- (63) Liporace FA, Adams MR, Capo JT, Koval KJ. Distal radius fractures. *J Orthop Trauma* 2009 Nov-Dec;23(10):739-748.
- (64) Bini A, Surace MF, Pilato G. Complex articular fractures of the distal radius: the role of closed reduction and external fixation. *J Hand Surg Eur Vol* 2008 Jun;33(3):305-310.
- (65) Skoff HD. Postfracture extensor pollicis longus tenosynovitis and tendon rupture: a scientific study and personal series. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2003 May;32(5):245-247.

- (66) Hove LM. Delayed rupture of the thumb extensor tendon. A 5-year study of 18 consecutive cases. *Acta Orthop Scand* 1994 Apr;65(2):199-203.
- (67) Bonatz E, Kramer TD, Masear VR. Rupture of the extensor pollicis longus tendon. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 1996 Feb;25(2):118-122.
- (68) Henry MH. Distal radius fractures: current concepts. *J Hand Surg Am* 2008 Sep;33(7):1215-1227.
- (69) Trumble TE, Wagner W, Hanel DP, Vedder NB, Gilbert M. Intrafocal (Kapandji) pinning of distal radius fractures with and without external fixation. *J Hand Surg Am* 1998 May;23(3):381-394.
- (70) Subramanian P, Kantharuban S, Shilston S, Pearce OJ. Complications of Kirschner-wire fixation in distal radius fractures. *Tech Hand Up Extrem Surg* 2012 Sep;16(3):120-123.
- (71) Kurup HV, Mandalia VM, Shaju KA, Singh B, Beaumont AR. Late collapse of distal radius fractures after K-wire removal: is it significant? *J Orthop Traumatol* 2008 Jun;9(2):69-72.
- (72) Kirmani SJ, Bhuva S, Lo W, Kumar A. Extensor tendon injury to the index and middle finger secondary to Kirschner wire insertion for a distal radial fracture. *Ann R Coll Surg Engl* 2008 Mar;90(2):W14-6.
- (73) Hochwald NL, Levine R, Tornetta P,3rd. The risks of Kirschner wire placement in the distal radius: a comparison of techniques. *J Hand Surg Am* 1997 Jul;22(4):580-584.
- (74) Harrison MR, Hamilton S, Johnstone AJ. Pseudo-rupture of Extensor Pollicis Longus following Kirschner wire fixation of distal radius fractures. *Acta Orthop Belg* 2004 Oct;70(5):492-494.
- (75) Hargreaves DG, Drew SJ, Eckersley R. Kirschner wire pin tract infection rates: a randomized controlled trial between percutaneous and buried wires. *J Hand Surg Br* 2004 Aug;29(4):374-376.
- (76) Mostafa MF. Treatment of distal radial fractures with antegrade intra-medullary Kirschner wires. *Strategies Trauma Limb Reconstr* 2013 Aug;8(2):89-95.
- (77) Sun JS, Chang CH, Wu CC, Hou SM, Hang YS. Extra-articular deformity in distal radial fractures treated by external fixation. *Can J Surg* 2001 Aug;44(4):289-294.
- (78) Ahlborg HG, Josefsson PO. Pin-tract complications in external fixation of fractures of the distal radius. *Acta Orthop Scand* 1999 Apr;70(2):116-118.

(79) Campbell DA. Open reduction and internal fixation of intra articular and unstable fractures of the distal radius using the AO distal radius plate. J Hand Surg Br 2000 Dec;25(6):528-534.

(80) Orbay JL. The treatment of unstable distal radius fractures with volar fixation. Hand Surg 2000 Dec;5(2):103-112.

(81) Richard MJ, Wartinbee DA, Riboh J, Miller M, Leversedge FJ, Ruch DS. Analysis of the complications of palmar plating versus external fixation for fractures of the distal radius. J Hand Surg Am 2011 Oct;36(10):1614-1620.

(82) Tosti R, Ilyas AM. The role of bone grafting in distal radius fractures. J Hand Surg Am 2010 Dec;35(12):2082-2084.

(83) Hartigan BJ, Cohen MS. Use of bone graft substitutes and bioactive materials in treatment of distal radius fractures. Hand Clin 2005 Aug;21(3):449-454.

(84) Rogachefsky RA, Lipson SR, Applegate B, Ouellette EA, Savenor AM, McAuliffe JA. Treatment of severely comminuted intra-articular fractures of the distal end of the radius by open reduction and combined internal and external fixation. J Bone Joint Surg Am 2001 Apr;83-A(4):509-519.

(85) McAuliffe JA. Combined internal and external fixation of distal radius fractures. Hand Clin 2005 Aug;21(3):395-406.

(86) Geissler WB, Fernandez DL. Percutaneous and limited open reduction of the articular surface of the distal radius. J Orthop Trauma 1991;5(3):255-264.

(87) Wolfe SW, Pike L, Slade JF,3rd, Katz LD. Augmentation of distal radius fracture fixation with coralline hydroxyapatite bone graft substitute. J Hand Surg Am 1999 Jul;24(4):816-827.

(88) Geissler WB. Intra-articular distal radius fractures: the role of arthroscopy? Hand Clin 2005 Aug;21(3):407-416.

(89) Edwards CC,2nd, Haraszi CJ, McGillivary GR, Gutow AP. Intra-articular distal radius fractures: arthroscopic assessment of radiographically assisted reduction. J Hand Surg Am 2001 Nov;26(6):1036-1041.

(90) Rozental TD, Beredjikian PK, Bozentka DJ. Functional outcome and complications following two types of dorsal plating for unstable fractures of the distal part of the radius. J Bone Joint Surg Am 2003 Oct;85-A(10):1956-1960.

(91) Campbell DA. Open reduction and internal fixation of intra articular and unstable fractures of the distal radius using the AO distal radius plate. J Hand Surg Br 2000 Dec;25(6):528-534.

- (92) Fitoussi F, Ip WY, Chow SP. Treatment of displaced intra-articular fractures of the distal end of the radius with plates. *J Bone Joint Surg Am* 1997 Sep;79(9):1303-1312.
- (93) Ring D, Jupiter JB, Brennwald J, Buchler U, Hastings H, 2nd. Prospective multicenter trial of a plate for dorsal fixation of distal radius fractures. *J Hand Surg Am* 1997 Sep;22(5):777-784.
- (94) Rein S, Schikore H, Schneiders W, Amlang M, Zwipp H. Results of dorsal or volar plate fixation of AO type C3 distal radius fractures: a retrospective study. *J Hand Surg Am* 2007 Sep;32(7):954-961.
- (95) Yu YR, Makhni MC, Tabrizi S, Rozental TD, Mundanthanam G, Day CS. Complications of low-profile dorsal versus volar locking plates in the distal radius: a comparative study. *J Hand Surg Am* 2011 Jul;36(7):1135-1141.
- (96) Tavakolian JD, Jupiter JB. Dorsal plating for distal radius fractures. *Hand Clin* 2005 Aug;21(3):341-346.
- (97) Lutsky K, Boyer M, Goldfarb C. Dorsal locked plate fixation of distal radius fractures. *J Hand Surg Am* 2013 Jul;38(7):1414-1422.
- (98) Fernandez DL. Should anatomic reduction be pursued in distal radial fractures? *J Hand Surg Br* 2000 Dec;25(6):523-527.
- (99) Baratz ME, Des Jardins J, Anderson DD, Imbriglia JE. Displaced intra-articular fractures of the distal radius: the effect of fracture displacement on contact stresses in a cadaver model. *J Hand Surg Am* 1996 Mar;21(2):183-188.
- (100) Osada D, Viegas SF, Shah MA, Morris RP, Patterson RM. Comparison of different distal radius dorsal and volar fracture fixation plates: a biomechanical study. *J Hand Surg Am* 2003 Jan;28(1):94-104.
- (101) Orbay J. Volar plate fixation of distal radius fractures. *Hand Clin* 2005 Aug;21(3):347-354.
- (102) Othman AY. Fixation of dorsally displaced distal radius fractures with volar plate. *J Trauma* 2009 May;66(5):1416-1420.
- (103) Orbay JL, Fernandez DL. Volar fixation for dorsally displaced fractures of the distal radius: a preliminary report. *J Hand Surg Am* 2002 Mar;27(2):205-215.
- (104) Gavaskar AS, Muthukumar S, Chowdary N. Fragment-specific fixation for complex intra-articular fractures of the distal radius: results of a prospective single-centre trial. *J Hand Surg Eur Vol* 2012 Oct;37(8):765-771.

- (105) Catalano LW,3rd, Zlotolow DA, Hitchcock PB, Shah SN, Barron OA. Surgical exposures of the radius and ulna. *J Am Acad Orthop Surg* 2011 Jul;19(7):430-438.
- (106) Schumer ED, Leslie BM. Fragment-specific fixation of distal radius fractures using the Trimed device. *Tech Hand Up Extrem Surg* 2005 Jun;9(2):74-83.
- (107) Sammer DM, Fuller DS, Kim HM, Chung KC. A comparative study of fragment-specific versus volar plate fixation of distal radius fractures. *Plast Reconstr Surg* 2008 Nov;122(5):1441-1450.
- (108) Koh S, Morris RP, Patterson RM, Kearney JP, Buford WL,Jr, Viegas SF. Volar fixation for dorsally angulated extra-articular fractures of the distal radius: a biomechanical study. *J Hand Surg Am* 2006 May-Jun;31(5):771-779.
- (109) Geoff Richards R, Perren S. Implants and materials in fracture fixation. In: Rüedi T, Buckley R, Moran C, editors. *AO Principles of Fracture Management*. 2a ed. New York: Thieme; 2007. p. 33-44.
- (110) Ungersbock A, Pohler OE, Perren SM. Evaluation of soft tissue reactions at the interface of titanium limited contact dynamic compression plate implants with different surface treatments: an experimental sheep study. *Biomaterials* 1996 Apr;17(8):797-806.
- (111) Rozental TD, Beredjikian PK, Bozentka DJ. Functional outcome and complications following two types of dorsal plating for unstable fractures of the distal part of the radius. *J Bone Joint Surg Am* 2003 Oct;85-A(10):1956-1960.
- (112) Hacker AG, Kampa R, Owens R. Reducing particulate metal wound contamination when removing volar locking plates in the distal radius. *Ann R Coll Surg Engl* 2011 May;93(4):321-322.
- (113) Blaine TA, Rosier RN, Puzas JE, Looney RJ, Reynolds PR, Reynolds SD, et al. Increased levels of tumor necrosis factor-alpha and interleukin-6 protein and messenger RNA in human peripheral blood monocytes due to titanium particles. *J Bone Joint Surg Am* 1996 Aug;78(8):1181-1192.
- (114) Tarallo L, Mugnai R, Adani R, Catani F. A new volar plate DiPhos-RM for fixation of distal radius fracture: preliminary report. *Tech Hand Up Extrem Surg* 2013 Mar;17(1):41-45.
- (115) Mehling I, Klitscher D, Mehling AP, Nowak TE, Sternstein W, Rommens PM, et al. Volar fixed-angle plating of distal radius fractures: screws versus pegs--a biomechanical study in a cadaveric model. *J Orthop Trauma* 2012 Jul;26(7):395-401.

- (116) Drobetz H, Schueller M, Tschegg EK, Heal C, Redl H, Muller R. Influence of screw diameter and number on reduction loss after plating of distal radius fractures. *ANZ J Surg* 2011 Jan;81(1-2):46-51.
- (117) Melone CP, Jr. Articular fractures of the distal radius. *Orthop Clin North Am* 1984 Apr;15(2):217-236.
- (118) Trease C, McIlff T, Toby EB. Locking versus nonlocking T-plates for dorsal and volar fixation of dorsally comminuted distal radius fractures: a biomechanical study. *J Hand Surg Am* 2005 Jul;30(4):756-763.
- (119) Gondusky JS, Carney J, Erpenbach J, Robertson C, Mahar A, Oka R, et al. Biomechanical comparison of locking versus nonlocking volar and dorsal T-plates for fixation of dorsally comminuted distal radius fractures. *J Orthop Trauma* 2011 Jan;25(1):44-50.
- (120) Ochman S, Doht S, Paletta J, Langer M, Raschke MJ, Meffert RH. Comparison between locking and non-locking plates for fixation of metacarpal fractures in an animal model. *J Hand Surg Am* 2010 Apr;35(4):597-603.
- (121) Tan SL, Balogh ZJ. Indications and limitations of locked plating. *Injury* 2009 Jul;40(7):683-691.
- (122) Vlcek M, Visna P. Six-month functional and X-ray outcomes of distal radius fractures managed using multidirectional locking plates. *Rozhl Chir* 2008 Sep;87(9):486-492.
- (123) Hoffmeier KL, Hofmann GO, Muckley T. The strength of polyaxial locking interfaces of distal radius plates. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2009 Oct;24(8):637-641.
- (124) Rausch S, Hoffmeier K, Gueorguiev BG, Klos K, Gras F, Hofmann GO, et al. Comparative study on the strength of different mechanisms of operation of multidirectionally angle-stable distal radius plates. *Z Orthop Unfall* 2011 Dec;149(6):694-698.
- (125) Mehling I, Scheifl R, Mehler D, Klitscher D, Hely H, Rommens PM. Are there any differences in various polyaxial locking systems? A mechanical study of different locking screws in multidirectional angular stable distal radius plates. *Biomed Tech (Berl)* 2013 Apr;58(2):187-194.
- (126) Rausch S, Klos K, Stephan H, Hoffmeier K, Gras F, Windolf M, et al. Evaluation of a polyaxial angle-stable volar plate in a distal radius C-fracture model--a biomechanical study. *Injury* 2011 Nov;42(11):1248-1252.
- (127) Marlow WJ, Singhal R, Dheerendra S, Ralte P, Fischer J, Waseem M. Distal radius volar locking plates: does a variable angle locking system confer a clinical advantage? *Acta Orthop Belg* 2012 Jun;78(3):309-316.

- (128) Henry MH, Griggs SM, Levaro F, Clifton J, Masson MV. Volar approach to dorsal displaced fractures of the distal radius. *Tech Hand Up Extrem Surg* 2001 Mar;5(1):31-41.
- (129) Schneppendahl J, Windolf J, Kaufmann RA. Distal radius fractures: current concepts. *J Hand Surg Am* 2012 Aug;37(8):1718-1725.
- (130) Owers KL, Lee J, Khan N, Healy J, Eckersley R. Ultrasound changes in the extensor pollicis longus tendon following fractures of the distal radius--a preliminary report. *J Hand Surg Eur Vol* 2007 Aug;32(4):467-471.
- (131) Takemoto RC, Gage M, Rybak L, Zimmerman I, Egol KA. Accuracy of detecting screw penetration of the radiocarpal joint following volar plating using plain radiographs versus computed tomography. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2012 Aug;41(8):358-361.
- (132) Catalano LW,3rd, Cole RJ, Gelberman RH, Evanoff BA, Gilula LA, Borrelli J,Jr. Displaced intra-articular fractures of the distal aspect of the radius. Long-term results in young adults after open reduction and internal fixation. *J Bone Joint Surg Am* 1997 Sep;79(9):1290-1302.
- (133) Chilelli BJ, Patel RM, Kalainov DM, Peng J, Zhang LQ. Flexor pollicis longus dysfunction after volar plate fixation of distal radius fractures. *J Hand Surg Am* 2013 Sep;38(9):1691-1697.
- (134) Drobetz H, Kutscha-Lissberg E. Osteosynthesis of distal radial fractures with a volar locking screw plate system. *Int Orthop* 2003;27(1):1-6.
- (135) Bhattacharyya T, Wadgaonkar AD. Inadvertent retention of angled drill guides after volar locking plate fixation of distal radial fractures. A report of three cases. *J Bone Joint Surg Am* 2008 Feb;90(2):401-403.
- (136) Fujii K, Henmi T, Kanematsu Y, Mishiro T, Sakai T, Terai T. Fractures of the distal end of radius in elderly patients: a comparative study of anatomical and functional results. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 2002 Jun;10(1):9-15.
- (137) Leung F, Ozkan M, Chow SP. Conservative treatment of intra-articular fractures of the distal radius--factors affecting functional outcome. *Hand Surg* 2000 Dec;5(2):145-153.
- (138) Slutsky DJ. Predicting the outcome of distal radius fractures. *Hand Clin* 2005 Aug;21(3):289-294.
- (139) Prommersberger KJ, Pillukat T, Muhldorfer M, van Schoonhoven J. Malunion of the distal radius. *Arch Orthop Trauma Surg* 2012 May;132(5):693-702.

- (140) Verhaegen F, Degreef I, De Smet L. Evaluation of corrective osteotomy of the malunited distal radius on midcarpal and radiocarpal malalignment. *J Hand Surg Am* 2010 Jan;35(1):57-61.
- (141) Fernandez DL, Ring D, Jupiter JB. Surgical management of delayed union and nonunion of distal radius fractures. *J Hand Surg Am* 2001 Mar;26(2):201-209.
- (142) Bliuc D, Nguyen ND, Milch VE, Nguyen TV, Eisman JA, Center JR. Mortality risk associated with low-trauma osteoporotic fracture and subsequent fracture in men and women. *JAMA* 2009 Feb 4;301(5):513-521.
- (143) Chen NC, Jupiter JB. Management of distal radial fractures. *J Bone Joint Surg Am* 2007 Sep;89(9):2051-2062.
- (144) Barrett JA, Baron JA, Karagas MR, Beach ML. Fracture risk in the U.S. Medicare population. *J Clin Epidemiol* 1999 Mar;52(3):243-249.
- (145) Maravic M, Le Bihan C, Landais P, Fardellone P. Incidence and cost of osteoporotic fractures in France during 2001. A methodological approach by the national hospital database. *Osteoporos Int* 2005 Dec;16(12):1475-1480.
- (146) Jung JM, Baek GH, Kim JH, Lee YH, Chung MS. Changes in ulnar variance in relation to forearm rotation and grip. *J Bone Joint Surg Br* 2001 Sep;83(7):1029-1033.
- (147) Yeh GL, Beredjikian PK, Katz MA, Steinberg DR, Bozentka DJ. Effects of forearm rotation on the clinical evaluation of ulnar variance. *J Hand Surg Am* 2001 Nov;26(6):1042-1046.
- (148) Amadio PC, Berquist TH, Smith DK, Ilstrup DM, Cooney WP, 3rd, Linscheid RL. Scaphoid malunion. *J Hand Surg Am* 1989 Jul;14(4):679-687.
- (149) Birch A, Nuttall D, Stanley JK, Trail IA. The outcome of wrist surgery: what factors are important and how should they be reported? *Journal of Hand Surgery (European Volume)* 2011 May 01;36(4):308-314.
- (150) Nydick JA, Greenberg SM, Stone JD, Williams B, Polikandriotis JA, Hess AV. Clinical outcomes of total wrist arthroplasty. *J Hand Surg Am* 2012 Aug;37(8):1580-1584.
- (151) Phadnis J, Trompeter A, Gallagher K, Bradshaw L, Elliott DS, Newman KJ. Mid-term functional outcome after the internal fixation of distal radius fractures. *J Orthop Surg Res* 2012 Jan 26;7:4-799X-7-4.
- (152) Cherchel A, Vandendungen S, Moermans JP, Ledoux P. Ulna-shortening osteotomy: subjective appreciation and long-term functional outcome. *Acta Orthop Belg* 2012 Jun;78(3):317-322.

(153) Vicent-Vera J, Lax-Pérez R, Sánchez MC, Díaz-Almodóvar JL. Resultados del tratamiento de las fracturas de radio distal con placa volar. *Rev Ortp Traumatol* 2009;53(01):8-12.

(154) Lamas C, Proubasta I, Natera L, Moldovan R, Almenara M. Injerto óseo vascularizado y fijación con mini-acutrak® en las pseudoartrosis de escafoides con necrosis del polo proximal. *Rev Ortp Traumatol* 2011;55(03):187-92.

(155) García-Paredero E, Cecilia-López D, Suárez-Arias L, Resines-Erasun C. Resultados del tratamiento quirúrgico de la rizartrrosis mediante artrodesis trapeciometacarpiana con placa de osteosíntesis cuadrangular. *Rev Ortp Traumatol* 2010;54(04):203-7.

(156) Frykman G. Fracture of the distal radius including sequelae--shoulder-hand-finger syndrome, disturbance in the distal radio-ulnar joint and impairment of nerve function. A clinical and experimental study. *Acta Orthop Scand* 1967;Suppl 108:3+.

(157) Kural C, Sungur I, Kaya I, Ugras A, Erturk A, Cetinus E. Evaluation of the reliability of classification systems used for distal radius fractures. *Orthopedics* 2010 Nov 2;33(11):801-20100924-14.

(158) Ploegmakers JJ, Mader K, Pennig D, Verheyen CC. Four distal radial fracture classification systems tested amongst a large panel of Dutch trauma surgeons. *Injury* 2007 Nov;38(11):1268-1272.

(159) Metz S, Kuhn V, Kettler M, Hudelmaier M, Bonel HM, Waldt S, et al. Comparison of different radiography systems in an experimental study for detection of forearm fractures and evaluation of the Muller-AO and Frykman classification for distal radius fractures. *Invest Radiol* 2006 Sep;41(9):681-690.

(160) de Oliveira Filho OM, Belangero WD, Teles JB. Distal radius fractures: consistency of the classifications. *Rev Assoc Med Bras* 2004 Jan-Mar;50(1):55-61.

(161) Illarramendi A, Gonzalez Della Valle A, Segal E, De Carli P, Maignon G, Gallucci G. Evaluation of simplified Frykman and AO classifications of fractures of the distal radius. Assessment of interobserver and intraobserver agreement. *Int Orthop* 1998;22(2):111-115.

(162) Belloti JC, Tamaoki MJ, Franciozi CE, Santos JB, Balbachevsky D, Chap Chap E, et al. Are distal radius fracture classifications reproducible? Intra and interobserver agreement. *Sao Paulo Med J* 2008 May 1;126(3):180-185.

(163) Chung KC, Petruska EA. Treatment of unstable distal radial fractures with the volar locking plating system. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am* 2007 Sep;89 Suppl 2 Pt.2:256-266.

(164) Orbay J, Badia A, Khoury RK, Gonzalez E, Indriago I. Volar fixed-angle fixation of distal radius fractures: the DVR plate. *Tech Hand Up Extrem Surg* 2004 Sep;8(3):142-148.

(165) Sentís J, Pardell H, Cobo E, Canela J. Recogida y tabulación de la información. *Bioestadística*. 3a ed. España: Elsevier Masson; 1986. p. 23-31.

(166) MacDermid JC, Donner A, Richards RS, Roth JH. Patient versus injury factors as predictors of pain and disability six months after a distal radius fracture. *J Clin Epidemiol* 2002 Sep;55(9):849-854.

(167) Fernandez JJ, Gruen GS, Herndon JH. Outcome of distal radius fractures using the short form 36 health survey. *Clin Orthop Relat Res* 1997 Aug;(341)(341):36-41.

(168) Beaulé PE, Dervin GF, Giachino AA, Rody K, Grabowski J, Fazekas A. Self-reported disability following distal radius fractures: the influence of hand dominance. *J Hand Surg Am* 2000 May;25(3):476-482.

(169) Lozano-Calderon SA, Souer S, Mudgal C, Jupiter JB, Ring D. Wrist mobilization following volar plate fixation of fractures of the distal part of the radius. *J Bone Joint Surg Am* 2008 Jun;90(6):1297-1304.

(170) Ring D. Nonunion of the distal radius. *Hand Clin* 2005 Aug;21(3):443-447.

(171) Kreder HJ, Hanel DP, Agel J, McKee M, Schemitsch EH, Trumble TE, et al. Indirect reduction and percutaneous fixation versus open reduction and internal fixation for displaced intra-articular fractures of the distal radius: a randomised, controlled trial. *J Bone Joint Surg Br* 2005 Jun;87(6):829-836.

(172) Lutz M, Arora R, Krappinger D, Wambacher M, Rieger M, Pechlaner S. Arthritis predicting factors in distal intraarticular radius fractures. *Arch Orthop Trauma Surg* 2011 Aug;131(8):1121-1126.

(173) Koval KJ, Harrast JJ, Anglen JO, Weinstein JN. Fractures of the distal part of the radius. The evolution of practice over time. Where's the evidence? *J Bone Joint Surg Am* 2008 Sep;90(9):1855-1861.

(174) Rozental TD, Blazar PE. Functional outcome and complications after volar plating for dorsally displaced, unstable fractures of the distal radius. *J Hand Surg Am* 2006 Mar;31(3):359-365.

(175) Zetl RP, Ruchholtz S, Taeger G, Obertacke U, Nast-Kolb D. Postoperative morbidity in surgically treated extension fractures of the distal

radius. A comparative study of dorsal and volar approach. *Unfallchirurg* 2001 Aug;104(8):710-715.

(176) Esenwein P, Sonderegger J, Gruenert J, Ellenrieder B, Tawfik J, Jakubietz M. Complications following palmar plate fixation of distal radius fractures: a review of 665 cases. *Arch Orthop Trauma Surg* 2013 Aug;133(8):1155-1162.

(177) Arora R, Lutz M, Hennerbichler A, Krappinger D, Espen D, Gabl M. Complications following internal fixation of unstable distal radius fracture with a palmar locking-plate. *J Orthop Trauma* 2007 May;21(5):316-322.

(178) Soong M, van Leerdam R, Guitton TG, Got C, Katarincic J, Ring D. Fracture of the distal radius: risk factors for complications after locked volar plate fixation. *J Hand Surg Am* 2011 Jan;36(1):3-9.

(179) Vlcek M, Landor I, Visna P, Vavrik P, Sindelarova J, Sosna A. Multidirectional screw fixation in the treatment of distal radius fractures using angle-stable plates. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 2011;78(1):27-33.

(180) Jupiter JB, Marent-Huber M, LCP Study Group. Operative management of distal radial fractures with 2.4-millimeter locking plates. A multicenter prospective case series. *J Bone Joint Surg Am* 2009 Jan;91(1):55-65.

(181) Tarallo L, Mugnai R, Zambianchi F, Adani R, Catani F. Volar plate fixation for the treatment of distal radius fractures: analysis of adverse events. *J Orthop Trauma* 2013 Mar 19.

(182) Al-Rashid M, Theivendran K, Craigen MA. Delayed ruptures of the extensor tendon secondary to the use of volar locking compression plates for distal radial fractures. *J Bone Joint Surg Br* 2006 Dec;88(12):1610-1612.

(183) Orbay JL, Fernandez DL. Volar fixed-angle plate fixation for unstable distal radius fractures in the elderly patient. *J Hand Surg Am* 2004 Jan;29(1):96-102.

(184) Dahl WJ, Nassab PF, Burgess KM, Postak PD, Evans PJ, Seitz WH, et al. Biomechanical properties of fixed-angle volar distal radius plates under dynamic loading. *J Hand Surg Am* 2012 Jul;37(7):1381-1387.

(185) Buzzell JE, Weikert DR, Watson JT, Lee DH. Precontoured fixed-angle volar distal radius plates: a comparison of anatomic fit. *J Hand Surg Am* 2008 Sep;33(7):1144-1152.

(186) Drobetz H, Bryant AL, Pokorny T, Spitaler R, Leixnering M, Jupiter JB. Volar fixed-angle plating of distal radius extension fractures: influence of plate position on secondary loss of reduction--a biomechanic study in a cadaveric model. *J Hand Surg Am* 2006 Apr;31(4):615-622.

- (187) Rausch S, Hoffmeier K, Gueorguiev BG, Klos K, Gras F, Hofmann GO, et al. Comparative study on the strength of different mechanisms of operation of multidirectionally angle-stable distal radius plates. *Z Orthop Unfall* 2011 Dec;149(6):694-698.
- (188) Stanbury SJ, Salo A, Elfar JC. Biomechanical analysis of a volar variable-angle locking plate: the effect of capturing a distal radial styloid fragment. *J Hand Surg Am* 2012 Dec;37(12):2488-2494.
- (189) Obert L, Rey PB, Uhring J, Gasse N, Rochet S, Lepage D, et al. Fixation of distal radius fractures in adults: a review. *Orthop Traumatol Surg Res* 2013 Apr;99(2):216-234.
- (190) Matityahu AM, Lapalme SN, Seth A, Marmor MT, Buckley JM, Lattanza LL. How placement affects force and contact pressure between a volar plate of the distal radius and the flexor pollicis longus tendon: a biomechanical investigation. *J Hand Surg Eur Vol* 2013 Feb;38(2):144-150.
- (191) Lebailly F, Zemirline A, Facca S, Gouzou S, Liverneaux P. Distal radius fixation through a mini-invasive approach of 15 mm. PART 1: a series of 144 cases. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2013 Nov 21.
- (192) Maschke SD, Evans PJ, Schub D, Drake R, Lawton JN. Radiographic evaluation of dorsal screw penetration after volar fixed-angle plating of the distal radius: a cadaveric study. *Hand (N Y)* 2007 Sep;2(3):144-150.
- (193) Phillips AR, Al-Shawi A. Optimal positioning of the DVR plate in distal radius fractures: a cadaveric examination of a referencing technique. *Injury* 2012 Feb;43(2):209-212.
- (194) Barton T, Chambers C, Bannister G. A comparison between subjective outcome score and moderate radial shortening following a fractured distal radius in patients of mean age 69 years. *J Hand Surg Eur Vol* 2007 Apr;32(2):165-169.
- (195) Beharrie AW, Beredjiklian PK, Bozentka DJ. Functional outcomes after open reduction and internal fixation for treatment of displaced distal radius fractures in patients over 60 years of age. *J Orthop Trauma* 2004 Nov-Dec;18(10):680-686.
- (196) Diaz-Garcia RJ, Oda T, Shauver MJ, Chung KC. A systematic review of outcomes and complications of treating unstable distal radius fractures in the elderly. *J Hand Surg Am* 2011 May;36(5):824-35.e2.
- (197) Souer JS, Lozano-Calderon SA, Ring D. Predictors of wrist function and health status after operative treatment of fractures of the distal radius. *J Hand Surg Am* 2008 Feb;33(2):157-163.

- (198) Clement H, Pichler W, Nelson D, Hausleitner L, Tesch NP, Grechenig W. Morphometric analysis of lister's tubercle and its consequences on volar plate fixation of distal radius fractures. *J Hand Surg Am* 2008 Dec;33(10):1716-1719.
- (199) Robinson P. Sonography of common tendon injuries. *AJR Am J Roentgenol* 2009 Sep;193(3):607-618.
- (200) Bianchi S, van Aaken J, Glauser T, Martinoli C, Beaulieu JY, Della Santa D. Screw impingement on the extensor tendons in distal radius fractures treated by volar plating: sonographic appearance. *AJR Am J Roentgenol* 2008 Nov;191(5):W199-203.
- (201) Park DH, Goldie BS. Volar plating for distal radius fractures--do not trust the image intensifier when judging distal subchondral screw length. *Tech Hand Up Extrem Surg* 2012 Sep;16(3):169-172.
- (202) Mandalia V. Tangential views of articular surface of the distal radius--aid to open reduction and internal fixation of fractures. *Injury* 2003 Jul;34(7):554; author reply 555.
- (203) Soong M, Got C, Katarincic J, Akelman E. Fluoroscopic evaluation of intra-articular screw placement during locked volar plating of the distal radius: a cadaveric study. *J Hand Surg Am* 2008 Dec;33(10):1720-1723.
- (204) Matullo KS, Dennison DG. Lateral tilt wrist radiograph using the contralateral hand to position the wrist after volar plating of distal radius fractures. *J Hand Surg Am* 2010 Jun;35(6):900-904.
- (205) Lundy DW, Quisling SG, Lourie GM, Feiner CM, Lins RE. Tilted lateral radiographs in the evaluation of intra-articular distal radius fractures. *J Hand Surg Am* 1999 Mar;24(2):249-256.
- (206) Pace A, Cresswell T. Use of articular wrist views to assess intra-articular screw penetration in surgical fixation of distal radius fractures. *J Hand Surg Am* 2010 Jun;35(6):1015-1018.
- (207) Smith DW, Henry MH. The 45 degrees pronated oblique view for volar fixed-angle plating of distal radius fractures. *J Hand Surg Am* 2004 Jul;29(4):703-706.
- (208) Ozer K, Wolf JM, Watkins B, Hak DJ. Comparison of 4 fluoroscopic views for dorsal cortex screw penetration after volar plating of the distal radius. *J Hand Surg Am* 2012 May;37(5):963-967.
- (209) Ozer K, Toker S. Dorsal tangential view of the wrist to detect screw penetration to the dorsal cortex of the distal radius after volar fixed-angle plating. *Hand (N Y)* 2011 Jun;6(2):190-193.

(210) Riddick AP, Hickey B, White SP. Accuracy of the skyline view for detecting dorsal cortical penetration during volar distal radius fixation. *J Hand Surg Eur Vol* 2012 Jun;37(5):407-411.

(211) Moss DP, Means KR,Jr, Parks BG, Forthman CL. A biomechanical comparison of volar locked plating of intra-articular distal radius fractures: use of 4 versus 7 screws for distal fixation. *J Hand Surg Am* 2011 Dec;36(12):1907-1911.

(212) Mehling I, Muller LP, Delinsky K, Mehler D, Burkhart KJ, Rommens PM. Number and locations of screw fixation for volar fixed-angle plating of distal radius fractures: biomechanical study. *J Hand Surg Am* 2010 Jun;35(6):885-891.

(213) Drobetz H, Weninger P, Grant C, Heal C, Muller R, Schuetz M, et al. More is not necessarily better. A biomechanical study on distal screw numbers in volar locking distal radius plates. *Injury* 2013 Apr;44(4):535-539.

(214) Crosby SN, Fletcher ND, Yap ER, Lee DH. The mechanical stability of extra-articular distal radius fractures with respect to the number of screws securing the distal fragment. *J Hand Surg Am* 2013 Jun;38(6):1097-1105.

(215) Weninger P, Dall'ara E, Drobetz H, Nemec W, Figl M, Redl H, et al. Multidirectional volar fixed-angle plating using cancellous locking screws for distal radius fractures - Evaluation of three screw configurations in an extra-articular fracture model. *Wien Klin Wochenschr* 2010 Dec 20.

(216) Martineau PA, Waitayawinyu T, Malone KJ, Hanel DP, Trumble TE. Volar plating of AO C3 distal radius fractures: biomechanical evaluation of locking screw and locking smooth peg configurations. *J Hand Surg Am* 2008 Jul-Aug;33(6):827-834.

(217) Weninger P, Dall'Ara E, Leixnering M, Pezzeri C, Hertz H, Drobetz H, et al. Volar fixed-angle plating of extra-articular distal radius fractures--a biomechanical analysis comparing threaded screws and smooth pegs. *J Trauma* 2010 Nov;69(5):E46-55.

(218) Cognet JM, Martinache X, Mathoulin C. Arthroscopic management of intra-articular fractures of the distal radius. *Chir Main* 2008 Sep;27(4):171-179.

(219) Guofen C, Doi K, Hattori Y, Kitajima I. Arthroscopically assisted reduction and immobilization of intraarticular fracture of the distal end of the radius: several options of reduction and immobilization. *Tech Hand Up Extrem Surg* 2005 Jun;9(2):84-90.

(220) Gupta R, Bozentka DJ, Osterman AL. Wrist arthroscopy: principles and clinical applications. *J Am Acad Orthop Surg* 2001 May-Jun;9(3):200-209.

