

A. F. Espías Gómez<sup>1</sup>  
J. Pumarola Suñé<sup>3</sup>  
S. Alonso Pérez<sup>2</sup>  
M<sup>a</sup> S. Espías Gómez<sup>2</sup>

## Biomateriales y biomecánica de los implantes osteointegrados de titanio

1 Profesor Asociado  
Encargado de Curso de la  
Disciplina de Materiales  
Dentales. Facultad de  
Odontología. Universidad  
de Barcelona.

2 Médico Estomatólogo.  
Cirujano Infantil.

3 Profesor Asociado. Facultad  
de Odontología.  
Universidad de Barcelona.

**Correspondencia:**  
Dr. A. F. Espías Gómez,  
P<sup>o</sup> de los Tilos 21, 2<sup>o</sup>2<sup>a</sup>,  
Barcelona.

### RESUMEN

Los diversos implantes de titanio, aunque basados todos ellos en los mismos principios de osteointegración, varían significativamente en su diseño, técnica quirúrgica de implantación, sistema de retención en el hueso, características químicas y mecánicas de su superficie. Desarrollamos, desde la perspectiva de la ciencia de los materiales, una exposición comparativa de los sistemas de implantes de mayor uso clínico en la actualidad, analizando los factores dependientes de sus biomateriales (diseño macroscópico, topografía de superficie, resistencia a la corrosión, química de superficie, recubrimientos superficiales), de su comportamiento biomecánico (propiedades mecánicas, relación volumen/superficie), y la repercusión de estos factores sobre las características biológicas de las interfases implanto-tisulares.

### PALABRAS CLAVE

Implantes dentales; Titanio; Biomateriales;  
Biomecánica; Osteointegración.

### ABSTRACT

*Diverse titanium implants, based in the same principles of osseointegration, vary markedly in factors such as implant design, surgical technique for insertion, intraosseous retention and other chemical and mechanical characters. The authors develop, from the point of view of material science, a comparative exposition of various implant systems, actually in mayor clinical use. They analyse the factors related to biomaterials (macroscopic design, surface topography, corrosion resistance, surface chemistry, surface coatings), those related to biomechanical behavior (mechanical properties, ratio of surface to volume) and the influence of such factors on the biological characteristics of the implant-tissue interface.*

### KEY WORDS

*Dental implants; Titanium, Biomaterials;  
Biomechanics; Osseointegration.*

## 26 INTRODUCCION

El uso de implantes dentales para proveer un soporte capaz de reemplazar piezas dentarias en la rehabilitación de la edentulación parcial o total se está convirtiendo en un componente destacado de la moderna odontología. En los últimos años se han producido importantes avances tanto en el campo de la investigación básica (biomateriales, diseño, recubrimientos superficiales, comportamiento biomecánico), como en el de la experimentación animal (respuestas tisulares, conocimiento de la estructura bioquímica y celular de las interfases y su comportamiento ante cargas mecánicas) y finalmente en el campo de la aplicación clínica, evidenciados en estudios de largas series de algunos tipos de implantes osteointegrados, con una duración de más de 15 años, en los que los implantes han sido empleados como método de fijación de sobredentaduras, prótesis fijas totales o parciales, e incluso como método de sustitución de una sola pieza.

Según los datos publicados por W.R. Laney<sup>(19)</sup>, en su informe acerca de la Conferencia Consenso sobre Implantes Dentales, del Instituto Nacional de la Salud de E.E.U.U., celebrada en Junio de 1988, se estima que el número de implantes dentales colocados en este país se ha incrementado cuatro veces desde 1983 a 1987 y que el número de profesionales que realizan terapia implantológica ha aumentado 10 veces en el mismo período. Se estima asimismo que el uso de implantes en E.E.U.U. en 1992 será de unos 300.000. El crecimiento en la utilización de implantes dentales también se está haciendo notable en Europa y en Japón.

El progresivo aumento de profesionales dedicados a la implantología dental, las perspectivas futuras de esta terapia, así como la creciente demanda social de rehabilitación oral mediante prótesis implanto-soportadas, ha hecho crecer significativamente el interés de los profesionales de la odontología por los implantes dentales.

El desarrollo continuo de nuevos materiales, el perfeccionamiento de otros de biocompatibilidad demostrada y ampliamente aplicados en la clínica, como el titanio y la hidroxiapatita, los continuos avances tanto en el campo de la investigación básica, como en la creciente simplificación de las técnicas quirúrgicas y protésicas, han traído consigo no sólo un enorme caudal de información, reflejado en una muy extensa y variada literatura sobre el tema, sino también una notable proliferación de sistemas y kits implantológicos. Así, basados en un material bio-

compatible como el titanio, existen disponibles comercialmente una sorprendente gama de implantes que se diferencian por ejemplo de su topografía de superficie, tanto a nivel macroscópico (forma de tornillo, cilíndricos, cónicos, en hoja, con o sin fenestraciones, etc.), como a nivel microscópico (superficie lisa, porosos, micrograbados, spray de plasma, etc.).

Frente a estas y a otras diferencias, el profesional interesado en este campo se encuentra con la necesidad de conocerlos a fondo, para comprender la esencia de su comportamiento biocompatible, los principios biomecánicos de su diseño, la respuesta tisular a los mismos, sus indicaciones precisas y las técnicas de su utilización, para poder incluso resolver el dilema de la adopción de uno u otro sistema.

## OBJETIVOS Y METODOS

En este trabajo pretendemos aportar una visión simplificada y clara del complejo y multidisciplinario campo de los implantes odontológicos, desde la perspectiva de sus biomateriales, de su comportamiento biomecánico, y de las reacciones de respuesta de los tejidos vivos a su presencia. Nos referiremos a aquellos de implantación endoósea y definidos como implantes osteointegrados, de forma comparativa en cuanto a estas características.

Para ello nos basamos en una amplia revisión de la literatura internacional sobre estos temas, así como de la experiencia obtenida del creador de uno de dichos sistemas, el Dr. Axel Kirsch.

Describimos primero, brevemente, las características de los sistemas de implantes osteointegrados de uso clínico más común, analizaremos los principios por los que se rigen sus materiales biocompatibles (diseño general, relación superficie/volumen, resistencia a la corrosión, inercia o bioactividad, configuración de su topografía superficial tanto macro, como microscópica y química de superficie) su comportamiento biomecánico ante las diversas fuerzas y finalmente la interacción tisular con los mismos.

## PRINCIPIOS DE LA OSTEOTEINTEGRACION

El término osteointegración fue acuñado por Brånemark<sup>(3)</sup> y define la conexión directa estructural y

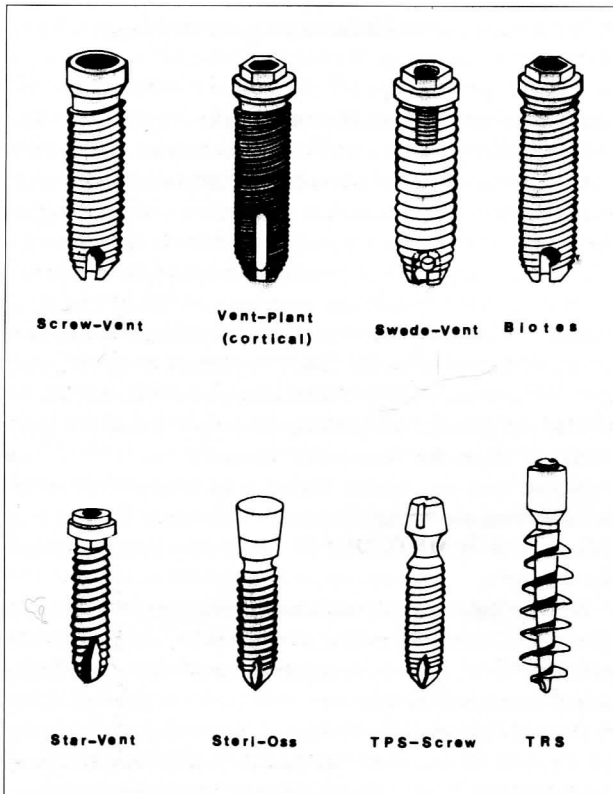


Figura 1. Algunos tipos de implantes de titanio de superficie roscada.

funcional entre hueso vivo y estructurado y la superficie de un implante sometido a carga. En este objetivo se excluye la presencia de tejido fibroso conectivo.

Muchos sistemas de implantes de diverso diseño, funciones y materiales se basan en los principios de la osteointegración y han sido desarrollados, perfeccionados y aplicados a la clínica humana por diferentes grupos de investigadores y clínicos, que han desarrollado completos sistemas implantológicos, entre los que destacan en la actualidad, por sus largas series publicadas, Brånemark en Suecia, Linkow en Estados Unidos, Kirsch en Alemania y otros muchos que forman parte de la casi ya centenaria y controvertida historia de la implantología dental.

A pesar de las enormes diferencias conceptuales y prácticas entre estos sistemas, existe un consenso general entre los diversos autores sobre los principios esenciales de la osteointegración:

- 1) Material biocompatible: Titanio, aleaciones de titanio, hidroxiapatita y materiales cerámicos.
- 2) Superficie del biomaterial de excelentes características de química de superficie.
- 3) Técnica quirúrgica de implantación atraumática:
  - No perforar, sino separar la fibromucosa.
  - Termoatraumática: baja velocidad y abundante irrigación.
  - Preparación ajustada y precisa del lecho, acorde con las medidas del implante.
- 4) Fase primaria de curación libre de cargas. Es decir, enterramiento submucoso y reposo absoluto del implante durante los primeros meses, cuya duración estará relacionada con la calidad del hueso y que evite toda movilidad. Ello exige la existencia de dos fases, una primera de inserción quirúrgica y afuncionalidad del implante y una segunda de puesta en función.

#### IMPLANTES OSTEOINTEGRADOS: DISEÑO BASICO, FORMA, MACROIRREGULARIDADES Y FENESTRACIONES

El objetivo primordial de cualquier sistema de implantes es el de conseguir una fijación a largo plazo del implante al hueso. Para conseguir este objetivo, el diseño de un implante debe estar sujeto a estrictas consideraciones del biomaterial elegido, debe retenerse adecuadamente en el lecho óseo, sin movilidad inicial ni posterior, ser capaz de soportar las sobrecargas estáticas y dinámicas de la biomecánica masticatoria sin dañarse, y de transmitir las a los tejidos de la interfase periimplante, sin que se produzcan reacciones tisulares adversas. Asimismo el implante debe permanecer adecuadamente soportado en la estructura ósea de los maxilares, para lo que se precisan adecuados requisitos de forma y de biocompatibilidad del material<sup>(26)</sup>.

La mayor parte de los implantes vigentes y en uso en la actualidad pueden agruparse en cuanto a su configuración general en cuatro tipos:

- Con superficie roscada (Fig. 1)
- Cilíndricos de "impactación" (Fig. 2a)
- De cilindro hueco (Fig. 2b)
- Aplanados en hoja (Fig. 2c)

Esta variedad de diseño superficial guarda relación con dos factores, que son, el tipo de técnica de implanta-

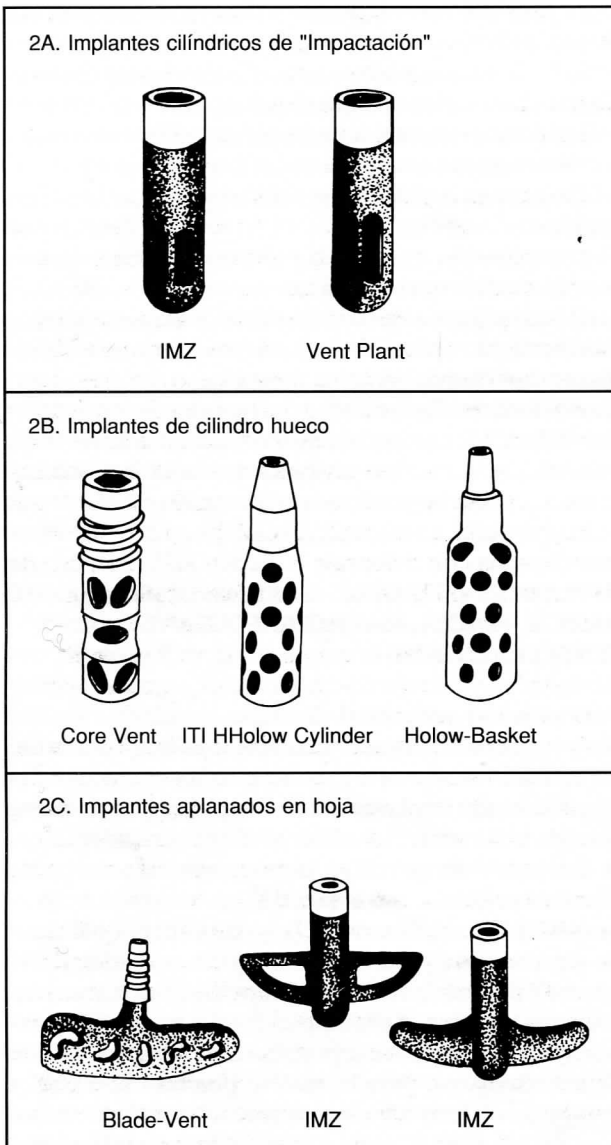


Figura 2. Otros tipos de implantes de titanio según su configuración.

ción y el método adoptado para conseguir una trabazón mecánica entre implante y hueso a nivel macroscópico. A su vez, todos disponen de amplias ventanas o fenestraciones, con diversos diseños, para tender, en cualquier caso, a promover el crecimiento óseo en su interior, lo que será un factor más de retención y estabilidad del implante en el interior del hueso.

Analizaremos estos factores para cada tipo de implante.

### Implantes con superficie roscada

Dentro de los implantes roscados existen dos modalidades bien diferenciadas en cuanto a su técnica de implantación. Ambas tienen en común una fase inicial de realización de un socavado cilíndrico de pequeño diámetro pero posteriormente, en una se fabrica un roscado en el propio hueso con un macho de terraja, al que se adaptarán posteriormente las roscas del implante (ejem. Sistema Brånemark<sup>(4)</sup>, (Steri-Oss), mientras que en la otra, denominada técnica autoroscante, se inserta a rosca del propio implante, sin lecho roscado previo<sup>(25)</sup> (Sistema Vent-plant) (Fig. 1).

No se han publicado trabajos ni comparativos, ni definitivamente concluyentes sobre cuál de los dos métodos de implantación de estos dispositivos roscados es el más idóneo.

Los defensores del método autoroscado postulan que dicho método asegura una mejor estabilización inicial del implante al conseguirse una íntima conexión hueso-rosca, no siendo precisa la colocación del extremo apical del implante en hueso duro cortical. Además, las virutas del hueso desprendidas del autoroscado y dirigidas por unos canales hacia las fenestraciones, proporcionarían una matriz sobre la que se desarrollaría la invasión ósea de dichas fenestraciones. Asimismo afirman que la técnica de roscado previo a la inserción del implante, produce hendiduras en la interfase implante-hueso, que dificultan la estabilización inicial del implante, sobre todo si su extremo apical no se apoya en hueso cortical, como sucede generalmente en el maxilar superior.

Pero no existen trabajos experimentales que demuestren estos hechos. Sin embargo existe una coincidencia general en que a mayor proximidad y adaptación inicial entre lecho e implante, hay mejores condiciones y resultados de osteointegración, como lo demuestra el trabajo de Carlsson y cols.<sup>(9)</sup> en tibia de conejo, en la que experimentalmente produjo diversos grados de hendiduras de tamaño definido entre hueso y superficie de los implantes, comprobándose que en hendiduras de 0,85 mm, tras 12 semanas no existía contacto hueso-implante.

Aparte de las diferencias en cuanto a su técnicas de inserción, todos los implantes roscados deben su estabilidad y retención en el hueso a la presencia de las

espiras de rosca, que, además, aumentan la superficie de interfase hueso-implante y a la presencia de fenestraciones. Entre los diversos fabricantes de sistemas de implantes roscados algunos refieren una superioridad sobre los restantes en cuanto al diseño, angulación y número de sus espiras de rosca, pero no hay constancia experimental sobre ello.

### Implantes cilíndricos

Los implantes cilíndricos de "impactación", como los I.M.Z., los cilíndricos de Vent-Plant, Integral, etc., basan su técnica de inserción quirúrgica en la realización de un lecho cilíndrico con brocas de cañón de diámetro progresivo y técnica atraumática, de forma que el diámetro final del socavado óseo sea ligerísimamente inferior al del implante. Este se introducirá, pues, mediante una cierta presión o impactación, lo que *a priori* otorgaría una buena estabilización inicial. Los implantes cilíndricos sin espiras basan su retención y estabilidad en las modificaciones que se introducen en su superficie, haciéndolas porosas e irregulares, bien sea mediante socavado mecánico (chorreado de arena) o mediante su recubrimiento de spray de plasma, lo que mejora sensiblemente sus propiedades mecánicas y de osteointegración, como veremos más adelante.

Además presentan también diversos tipos de fenestraciones laterales y en algunos casos también apicales, que conectan con una cámara central hueca, que será invadida por tejido óseo (Fig. 2a).

### Implantes de cilindro hueco

Los implantes tipo cilíndrico-hueco son modificaciones del diseño original de Linkow de 1965, en cuya técnica se labra un orificio cilíndrico en el hueso, en el que se inserta el implante dejando un núcleo óseo en su interior. En su experiencia inicial se produjeron numerosos fracasos debido a que este núcleo óseo relativamente avascular se necrosaba y producía sequestros con la consiguiente pérdida del implante, por lo que Linkow abandonó la técnica.

A pesar de ello, años más tarde surgieron réplicas de su *hollow-basket* original, y algunas siguen comercializándose (ITI Hollow Cylinder, Core-Vent) (Fig. 2b).

La retención en su lecho depende de su ajuste al mismo y a la posterior osteointegración, aunque algunos de ellos, como el tipo Core-Vent, también disponen de espiras roscadas en la superficie externa del cilindro. Todos disponen también de amplias fenestraciones

que comunican el espacio óseo interno del cilindro, con la superficie ósea periimplante. Se han referido roturas de implantes del tipo ITI Hollow-Basket que llegan hasta un 15% de los implantados y puestos en función experimentalmente en el perro<sup>(27)</sup>.

### Implantes aplanados en hoja

Los implantes aplanados en hoja, consisten en una lámina plana fenestrada, cuya dimensión horizontal es muy superior a la vertical y que fueron diseñadas originariamente por Linkow<sup>(23,24)</sup> en 1967 para su implantación en rebordes residuales edéntulos muy atroficos, con gran reabsorción de los procesos alveolares, poco profundos y en filo de cuchillo. Ejemplos de los mismos son el Blade-Vent de Linkow<sup>(31, 33)</sup>, y los Implantes en hoja IMZ, que han sido ampliamente usados en implantología, aunque el progresivo desarrollo de implantes roscados o cilíndricos cada vez más pequeños y perfeccionados, ha condicionado en la actualidad un uso de los implantes en hoja cada vez más limitado. (Fig. 2c).

En la actualidad los implantes osteointegrados de uso y aceptación más general son los cilíndricos y los de superficie roscada y será a ellos a quienes dedicaremos mayor atención.

Aunque ha sido en las dos últimas décadas cuando los implantes bien sea cilíndricos o forma de tornillo han alcanzado una amplia difusión en el ámbito odontológico, los modernos desarrollos en este área datan de principios de siglo. En su descripción histórica sobre la evolución de los implantes cilíndricos fenestrados, Linkow y Rinaldi<sup>(25)</sup> muestran que ya en 1909, Greenfield patentó su implante en forma de caja enrejada.

En 1939, Strock describe su tornillo de cromo-cobalto para la sustitución de piezas únicas y en 1949 Chérchève creó un implante espiral de doble hélice. Este mismo autor, con su "sleep-away implant", que dejaba enterrado en el hueso en una primera fase, para favorecer su curación, fue el pionero de la implantación en dos tiempos, sistema que hoy en día es ampliamente reconocido como base de una adecuada osteointegración.

En 1963, Linkow desarrolló en Estados Unidos el primer implante fenestrado (Vent-Plant), constituido por una porción roscada y un extremo profundo fenestrado. Se fabricaron inicialmente de diversos materiales, como cromo-cobalto, tantalio y acero inoxidable, pero tras sucesivas evaluaciones se concluyó que el material de elección era el titanio comercialmente puro



430 o aleaciones a base de titanio, de modo que a partir de 1964 todos los implantes del tipo Vent-Plant, fueron hechos a base de titanio<sup>(22)</sup>.

En Suecia, en 1969 Brånemark y col.<sup>(2)</sup> publican sus estudios experimentales sobre prótesis osteointegradas y en 1977<sup>(4)</sup> exponen su experiencia de 10 años de rehabilitaciones protésicas osteointegradas mediante implantes roscados de titanio, junto con su método basado en una técnica de implantación atraumática y largos períodos de reposo intraóseo libre de cargas. A partir de entonces multitud de trabajos avalan su experiencia a largo plazo y documentan su técnica<sup>(3, 12, 13, 20, 21)</sup> (Fig. 1).

Dentro de los implantes cilíndricos no roscados destacan los IMZ y el Vent-Plant, ambos de titanio, recubiertos de spray de plasma de titanio, en toda su superficie excepto en su porción gingival que de forma anular presenta una superficie de titanio lisa y altamente pulida. Ambos presentan fenestraciones laterales, y el segundo además presenta fenestración apical (Fig. 2a).

El desarrollo del sistema de implantes IMZ comenzó a principios de la década de los 70 en Alemania Federal (A. Kirsch)<sup>(30)</sup> y tras sucesivas frases de perfeccionamiento ha sido aplicado a la clínica humana en su configuración actual y como sistema estandarizado, desde 1978<sup>(32)</sup>.

Desde entonces han sido publicados varios trabajos sobre su aplicación clínica, entre los que destaca el estudio multicéntrico<sup>(17)</sup> llevado a cabo desde 1978 a 1986 en Alemania por Kirsch con 1.624 implantes colocados en 753 pacientes, con unas tasas de éxito del 98% y en E.E.U.U. por P. Mentag con 190 implantes en 93 pacientes y una tasa de éxito del 96%.

Aparte de estos diseños originales existen otros, como el TPS (Fig. 1), que es un implante roscado y recubierto de spray de plasma de titanio, el ITI (Fig. 2c) de cilindro hueco y también recubierto de plasma y otros muchos roscados de superficie no recubierta.

La realización de implantes con fenestraciones amplias se basa en los hallazgos histológicos que demuestran aposición ósea con invasión ósea de los espacios fenestrados.

Ya en la década de los 60 en los que ciertos tipos de implantes de vitáium fenestrados eran insertados con técnicas no consideradas hoy adecuadas para oseointegración, como son la alta velocidad y sobrecarga del implante inmediata tras su colocación, se comprobó

histológicamente la aposición e invasión ósea de las cámaras huecas fenestradas, mientras que el resto de la interfase estaba constituida por encapsulación fibrosa de tejido conectivo y por verdadera osteointegración.

Las fenestraciones constituyen, por tanto, verdaderos sistemas de anclaje hueso-implante a nivel macroscópico.

### **Técnica quirúrgica en dos etapas: Osteointegración**

En odontología, y sobre todo en ortodoncia, es largamente aceptada la ley de Wolff, que dice que el hueso, como tejido vivo, es capaz de responder a su entorno biomecánico. Sin embargo, las diversas formas de respuesta del tejido óseo a la interfase hueso-implante han sido puestas de manifiesto recientemente. Se comenzó a sospechar que factores mecánicos como movilidad relativa (denominada por ciertos autores como micromovilidad), stress funcional y tensión podrían influenciar la respuesta tisular a los implantes óseos<sup>(29)</sup>.

Estudios comparativos<sup>(7)</sup> entre técnicas de implantación en un tiempo con sobrecarga precoz de un implante, y en dos tiempos, con una primera fase de "enterramiento" con absoluta inmovilidad del implante indican que una movilidad del implante precoz se correlaciona con la formación de tejido fibroso alrededor de los implantes, especialmente si esta movilidad ocurre durante las tempranas etapas de curación postimplantación. Esto sugiere que este tejido fibroso es un subproducto derivado de interferencias mecánicas sobre el hueso en curación alrededor del implante.

Los autores que abogan por la fibroretención desean tener tejido fibroso en la interfase con el implante. También afirman que este tejido conectivo actuaría como un ligamento pseudoperiodontal, capaz de amortiguar las sobrecargas y a su vez de estimular su crecimiento y remodelación. Sin embargo no existe ninguna evidencia experimental que demuestre que este tejido conjuntivo actúe de dicha manera. El hecho de que implantes con tejido conjuntivo interfacial estén funcionando adecuadamente en humanos no justifica, de forma general, su adecuada capacidad funcional, dado que, con frecuencia, son sólo exposiciones anecdóticas de casos clínicos.

Sí se ha demostrado, sin embargo, en múltiples estudios clínicos y experimentales y con diversos tipos de

implantes, en los que se ha seguido un protocolo en dos tiempos con una primera fase de curación sin sobrecarga, que se producía una osteointegración, con una clara interfase hueso-implante desprovista de tejido conectivo y capaz de soportar *a posteriori* sobrecargas mecánicas sin alteración evidente de esta interfase ni formación de tejido conectivo. Además, estudios a largo plazo de esta interfase<sup>(4)</sup> demuestran reacciones óseas del tipo de "laminalización" de las trabéculas óseas alrededor de la superficie de implantes sometidos a carga. Estas son similares a las remodelaciones óseas biomecánicamente inducidas en los tratamientos ortodónticos.

La técnica quirúrgica en dos tiempos, con una primera fase pasiva de curación, sin cargas durante varios meses, con el implante "sumergido" en el hueso recubierto de fibromucosa, es uno de los pilares básicos de la osteointegración. Algunos autores<sup>(25)</sup> preconizan en casos de implantes postextracción, colocados en alveolos no infectados, esta misma fase pasiva, pero con el implante "semisumergido", es decir, con su porción coronal emergiendo a la cavidad bucal.

### **Biomaterial o Materia biocompatible: el titanio. Resistencia a la corrosión y propiedades energéticas de superficie**

Las técnicas modernas de implantología requieren materiales de alta dureza que deben a su vez ser o bien bioinertes, como los metálicos o bioactivos, como la hidroxiapatita, en relación a los fluidos orgánicos.

Uno de los mayores problemas por el uso de implantes metálicos es la corrosión, lo que está en inversa relación con la tolerancia biológica a los mismo.

Sobre la base de numerosísimos estudios histológicos que demuestran una excelente tolerancia orgánica al titanio puro, no serían de esperar reacciones de incompatibilidad a este material. Sin embargo, varias investigaciones<sup>(14, 35)</sup> han tratado de probar la resistencia a la corrosión de diversos materiales de uso implantológico como el titanio comercialmente puro (99, 6 Ti DIN), aleaciones de níquel-titanio (Memory Ni-Ti) y aleaciones de cromo-cobalto-molibdeno (Vitallium Co-29 Cr-7 Mo), en condiciones de escasez de oxígeno y en diversas soluciones electrolíticas que simulan líquidos naturales orgánicos, como sangre, plasma, líquido extracelular y saliva. Las mediciones de corrosión se llevaron a cabo mediante mediciones de corriente po-

tenciodinámicas en curvas de densidad-voltaje (método de polarización lineal). Los resultados mostraron una escasísima tendencia a la corrosión para el titanio puro.

Las aleaciones de Vitallium y especialmente la de níquel-Titanio mostraron una rápida pérdida de pasividad de las mismas, con formación de capas de óxidos, que pueden afectar a las condiciones metabólicas de las interfases óseas.

Por tanto el titanio, por su estabilidad a la corrosión, resulta un material de uso implantológico idóneo.

Pero no sólo por esta característica, sino también por su química superficial, la también llamada energía de superficie, relacionada con los fenómenos de tensión superficial, lo hacen adecuado.

La energía de superficie de un material se mide en términos de "humectabilidad", es decir, se examina la difusión de líquidos standard y el ángulo crítico de contacto que forman con dicha superficie, y se expresa en forma de tensión superficial crítica en Dynescm.

La mayoría de los materiales pueden ser clasificados en tres grandes categorías según su energía de superficie.

**a) Materiales de baja energía superficial**, como ceras y siliconas. Son típicamente hidrofóbicos, presentan tensiones superficiales críticas del orden de 20 a 30 Dynes y muestran una mínima adhesividad biológica. Estos, al ser implantados en el organismo, provocan la aparición de la típica "reacción a cuerpo extraño", con encapsulación débil, inflamación y rechazo.

**b) Materiales de energía superficial media**, como polímeros comunes, cerámicas y metales convencionalmente preparados, con tensiones superficiales de 30 a 40 Dynes provocan en el organismo una reacción de encapsulación más evidente, por una matriz conjuntiva de el espesor de 10 a 15 capas celulares, con mayor tolerancia orgánica, cierta bioadhesión y capaces de soportar modestas cargas mecánicas.

**c) Materiales de alta energía superficial**, con tensiones superficiales de más de 40 Dynes que implantados en el organismo desarrollan una estrecha aposición de células conectivas unidas a su superficie por mediación de la llamada "línea adhesiva" que desarrollan las glicoproteínas depositadas en su superficie espontáneamente y debido a esta "química de superficie".

Estas glicoproteínas son las que depositadas espontáneamente forman el film acondicionante y que son

432 las responsables de los primeros procesos de creación de interfases con buena tolerancia, sin rechazo. Estas películas acondicionantes son las mediadoras de la adhesión celular y de los depósitos de biominerales en la interfase del implante.

La superficie del titanio está recubierta con una fina capa de óxido de titanio de formación espontánea al contacto con el aire, que siempre está presente en este material, así como en la mayoría de los metales, y tiene un espesor de 2 a 5 nm. Es sobre esta superficie de óxido de titanio, sobre la que se produce la interfase, primero a nivel atómico-molecular con el agua, gracias a su elevada hidrofilia, lo que favorece el inmediato depósito de glicoproteínas, que son las auténticas conductoras de la adhesión celular.

El titanio químicamente puro, con sus óxidos de superficie adecuadamente tratada ésta, para evitar cualquier tipo de contaminante orgánico e inorgánico, es un material de alta energía superficial.

La presencia de cualquier resto orgánico de la superficie de un implante de titanio, como consecuencia de defectuosa preparación industrial, o de inadecuada manipulación en su manejo, provoca el depósito de sustancias que interferirán con la bioadhesión y la osteointegración, provocando reacciones de encapsulamiento fibroso y rechazo o pobre tolerancia a cargas mecánicas, con movilidad.

La causa más frecuente de contaminación de la superficie de un implante de titanio, como consecuencia de defectuosa reparación industrial, o de inadecuada manipulación en su manejo, provoca el depósito de sustancias que interferirán con la bioadhesión y la osteointegración, provocando reacciones de encapsulamiento fibroso y rechazo o pobre tolerancia a cargas mecánicas, con movilidad.

La causa más frecuente de contaminación de la superficie de un implante<sup>(1)</sup> es su manipulación (tocar su superficie, apoyarlo sobre cualquier objeto, empaquetado en bolsas, etc.), pues a causa de ella pueden depositarse en su superficie partículas de talco, films orgánicos e inorgánicos, productos de corrosión, micropartículas de papel y plástico y diversos residuos citotóxicos.

Asimismo las técnicas convencionales de esterilización<sup>(11)</sup> resultan inadecuadas para el correcto mantenimiento de las propiedades de superficie de los implante. Así, la esterilización en autoclave de vapor deja residuos inorgánicos en forma de sales y productos de

corrosión del ambiente y orgánicos en forma de película adherida reduciéndose su energía de superficie.

La esterilización por calor seco no disminuye la energía de superficie, pero deja partículas adherentes en forma de cenizas de restos orgánicos.

El método de óxido de etileno deja microburbujas de gas tóxico en los poros. La esterilización por rayos gamma, en sí, no produce residuos, pero precisa de una correcta preparación previa de la superficie. El tratamiento por rayos ultravioletas deposita partículas de contaminantes de plata en su superficie.

El mejor método para la limpieza, conservación y esterilización de una superficie de alta energía superficial es el tratamiento de descarga de incandescencia en frecuencia de onda de radio (glow-discharge), pues elimina cualquier resto orgánico e inorgánico adherido, proporcionando una superficie limpia y de alta energía<sup>(1, 11)</sup>.

Permite esterilizar y a la vez eliminar de la superficie todos los residuos contaminantes adheridos.

Pero este método no puede ser convenientemente aplicado a las superficies porosas, por lo que se han seguido investigaciones conducentes a desarrollar métodos de limpieza superficial mejores que los métodos convencionales.

Baier y Meyer<sup>(1)</sup> defienden la idoneidad de los denominados SADS o "soluciones de desplazamiento superficial-activas". Estas son emulsiones cuidadosamente formuladas de baja estabilidad, que aplicadas en una base acuosa en forma de spray producen la formación de esferas de desplazamiento de contaminantes disueltos. Según los principios termodinámicos y de acción de masas, las gotas de emulsiones de baja estabilidad se rompen al contacto con las contaminaciones de una superficie y las desplazan hacia la fase soluble, por lo que se desprenden y son arrastradas dentro de micelas surfactantes y solubles y así arrastradas al medio acuoso.

El titanio o cualquier otro material de alta energía superficial, si presenta contaminantes en su superficie se transforma en un material de energía superficial media, con propiedades de bioadhesión de inercia y de biocompatibilidad muy disminuidas, lo que puede hacer fracasar su osteointegración.

Hasta hace poco tiempo muchos sistemas de implante se comercializaban sin esterilizar. En la actualidad la mayoría ya vienen esterilizados, convenientemente envasados en cápsulas de cristal sin contacto entre el



envase y la superficie del implante y en condiciones de ser implantados sin ningún tipo de manipulación. Pero en la mayoría de los casos el profesional implantólogo desconoce los métodos seguidos durante su fabricación y envasado para la creación y conservación de una correcta química de superficie, por falta de información de la casa comercial correspondiente, datos, que dada su relevancia para una exitosa osteointegración, deberían ser facilitados.

### **Microarquitectura superficial: superficie rugosa versus superficie lisa**

La microarquitectura superficial es uno de los factores que más diferencian a los implantes roscados de los cilíndricos de impactación. Los primeros presentan una superficie lisa, mientras que los segundos están recubiertos de spray de plasma de titanio, lo que les confiere una superficie altamente rugosa.

El desarrollo de las técnicas de spray de plasma para la aplicación del titanio y otros metales al campo implantológico se debe a Hahn y Palich en 1969<sup>(15)</sup>. El método consiste en irrigar la superficie a recubrir con un spray de polvo microesférico de titanio a 18.000 °C mediante arco voltaico de argón, de lo que resulta una superficie porosa, áspera con protuberancia y depresiones de muy variado tamaño, desde finamente macroscópica hasta de pocas micras.

Esta técnica de recubrimiento ha sido adoptada por muchos fabricantes europeos y americanos, tanto para el campo de implantes dentales (Hollow-basket, TPS, ITI, Vent-plant, etc. IMZ), como para el de aplicación ortopédica.

El revestimiento superficial de spray de plasma de titanio en estos implantes está diseñado para producir macro y microirregularidades, que aumentan unas 6 veces su área superficial y favorecen una rápida fijación inicial del implante a la superficie ósea, así como una mejor osteointegración, que la que se conseguiría con una superficie lisa.

Diversos estudios experimentales han tratado de definir la respuesta ante implantes de diversa textura superficial (lisa, rugosa y porosa) por parte de las células y tejidos vivos, tanto *in vitro*, mediante cultivos celulares<sup>(6)</sup> como *in vivo* a nivel subcutáneo, a nivel óseo, en el aparato locomotor, y a nivel de las arcadas dentarias.

Los implantes dentales presentan una particular

complejidad en cuanto a sus interfases tisulares, ya que deben interactuar a la vez con tres tipos muy diferentes de tejidos, óseo, conjuntivo y epitelial, derivados de dos diferentes estructuras embrionarias, el mesodermo y el ectodermo.

Albrektsson y Hanson estudian la interfase entre hueso y superficie lisa de titanio. La interfase consistía en una capa de proteoglicanos de 200 a 400 Å de espesor, con bandas de colágeno a una distancia de 1000 a 2000 Å y depósitos cálcicos visibles en algunas zonas y en contacto directo con el óxido de titanio.

Por el contrario, Thomas y Cook en un estudio con diversos materiales de distinta textura superficial observaron que los de superficie rugosa mostraban aposición ósea directa, mientras que los de superficie lisa presentaban grados variables de encapsulación fibrosa<sup>(34)</sup>.

Con el fin de comprobar la importancia que la textura superficial de un implante tiene sobre su resistencia mecánica a ser movilizado tras la osteointegración, se han realizado varios trabajos. Uno de los más relevantes<sup>(8)</sup> estudia la resistencia a la torsión de diversos implantes roscados con diferentes texturas de su superficie, finas o rugosas, implantados en tibia de conejo durante 6 semanas. Se midió la máxima fuerza de torsión necesaria para desenroscarlos, con el calibre de torsión de Johnichi, resultando que los de textura rugosa precisaban una media de un 53% más de momento de torsión para su movilización que los de superficie lisa.

El estudio histológico interfacial de los controles de ambos no reveló diferencias significativas en cuanto al área de superficie osteointegrada, es decir, de contacto directo hueso-metal, sin interfase fibrosa, que resultó ser de un 72%. Este estudio muestra por tanto la importancia de la textura superficial rugosa de un implante para conseguir un adecuado anclaje óseo.

Desde una perspectiva teórica, la interfase hueso-implante de aquellos con diseño superficial de rosca, presentaría una mayor resistencia a las fuerzas compresivas y tensiles inmediatamente tras la inserción, que los de diseño cilíndrico, ya que estos últimos precisarían un tiempo de incorporación ósea a su superficie de varias semanas. Sin embargo, los implantes recubiertos de superficie porosa y diseñados para ser implantados con una adecuada presión inicial muestran una buena resistencia para soportar dichas fuerzas.

Los trabajos de Boby J.D. y Klawitter J<sup>(5, 18)</sup>, demues-

434 tran que la estructura ósea puede crecer dentro de poros interconectados que tengan un diámetro mayor de 100 micras (de 150 a 250 micras), ya que éste permite una adecuada vascularización y mineralización de las trabéculas.

Esto ha sido probado en estructuras porosas metálicas, cerámicas e incluso poliméricas. Rugosidades del orden de una micra no resultan ya significativas en las interacciones de estos materiales con los tejidos receptores.

En resumen, el hueso crece y se adapta estrechamente a la superficie de un material biocompatible como el titanio, sea ésta lisa o rugosa. La porosidad no es por tanto una precondition para la aposición ósea sobre la superficie del implante pero sí ha resultado evidente que la rugosidad o porosidad de la superficie tiene un papel en el grado de fijación del implante.

En este sentido es muy revelador el trabajo experimental de Kirsch y Donath<sup>(16)</sup> sobre el efecto de implante de titanio con diversas texturas superficiales, sobre la osteogénesis estabilizadora primaria. Se colocaron en tibia de rata pequeños implantes de superficie torneada, lisa, rugosa mediante chorreado de arena (sand-blasting) y revestida de spray de plasma de titanio, examinándose las interfaces hueso-implante de forma seriada desde el 1.º hasta 56º día. Comprobaron en que todos los casos la osteoneoformación comenzaba al 5.º día en una zona situada a unas 50  $\mu$  del implante. Sin embargo se apreciaron notables diferencias en cuanto a la rapidez e intensidad del contacto óseo directo con la superficie del implante. Así, en los revestidos de spray de plasma de titanio, el contacto óseo directo comenzaba al 7.º día, en los rugosos por chorreado de arena al 11.º día y en los de superficie lisa al 20.º día. Concluyen que la rugosidad de la superficie del implante acelera el proceso de aposición ósea y favorece por tanto la estabilidad primaria del implante.

Numerosos trabajos clínicos y experimentales<sup>(10, 27, 28, 30)</sup> avalan la eficacia de los recubrimientos de spray de plasma de titanio tanto en la fase de estabilización inicial del implante como en la consecución de una óptima osteointegración y adecuado funcionalismo de dichos implantes sometidos a carga.

Sin embargo, la complejidad de la técnica de recubrimiento hace que no siempre se obtenga un material de características ideales, restando pureza a su composición.

Estudios<sup>(14)</sup> mediante técnicas de polarización lineal,

complementados con microscopia electrónica de barrido, han sido aplicados al estudio del comportamiento a la corrosión en fluidos simuladores de líquidos orgánicos de diversas marcas comerciales de implantes recubiertos de spray de plasma de titanio (Friedrichsfeld GmbH, Mannheim, y Aesculap-Werke AG, ambas de Alemania Occidental).

Dichos estudios mostraron que el plasma de recubrimiento fabricado por la primera contenía numerosas impurezas mecánicas en forma de pequeñas partículas de hierro, coromo y plomo. Así mismo, se detectó la presencia de zonas compuestas por aluminio u óxido de aluminio y rodeadas o cubiertas por titanio, lo que indica que fueron originadas por el proceso de chorreado de arena que se realiza previamente al recubrimiento con plasma de titanio. El material analizado de la segunda compañía no reveló impurezas. Así, Linkow, preconiza que mediante refinadas técnicas de atomización del polvo microesférico de titanio a alto vacío, mejores que las fuentes químicas de obtención de titanio a partir de hidruros, se pueden eliminar las posibles fuentes de contaminantes de superficie como el aluminio y restos de carbono, obteniéndose recubrimientos que tras análisis espectroscópico nos muestren restos apreciables de sílice o aluminio (menos del 0,1%).

Estos estudios demuestran que es tecnológicamente posible la fabricación de recubrimientos de spray de plasma de titanio altamente puros. Sería por tanto exigible que dichas técnicas de recubrimiento se lleven a cabo concienzudamente, con el fin de eliminar cualquier tipo de impurezas que modifiquen la biocompatibilidad del implante y puedan resultar en detrimento de una óptima osteointegración.

Las irregularidades de la superficie del implante a nivel microscópico, en conjunción con macroirregularidades incrementan notablemente las áreas de interfase hueso-implante, lo que permite mejorar su capacidad de transmisión y reparto de cargas.

## CONCLUSIONES

1) El diseño macroscópico de los implantes (roscado, cilíndrico, en cesta vacía, en hoja), no es condicionante para la osteointegración, mientras se sigan los principios de material biocompatible, técnica quirúrgica atraumática y en dos fases, con una primera libre de cargas.

2) La presencia de fenestraciones, que crean espacios huecos en el interior del implante, mejora su fijación a largo plazo, ya que permiten la invasión ósea de los mismos.

3) Los implantes del tipo "cesta vacía" pueden en ocasiones, producir secuestros óseos y se ha informado de rotura de alguno de ellos.

4) El uso de implantes en "hoja fenestrada" es decreciente y sólo en indicaciones muy precisas, como rebordes residuales muy reabsorbidos y en territorios distales.

5) El titanio es un material de excelentes características de biocompatibilidad, por su bajo nivel de corrosión, su bioinercia y su alta tolerancia orgánica, siempre que en su manipulación y esterilización se empleen los métodos adecuados para obtener y preservar una alta energía de superficie.

6) Los métodos convencionales de esterilización resultan inadecuados para mantener unas óptimas características de superficie de los implantes.

Aquellos que se comercializan ya esterilizados deberían aportar información técnica sobre el método de esterilización empleado, así como sobre su composición, procesos de fabricación, y manipulación.

7) La microarquitectura de superficie influye significativamente en el grado de fijación del implante al hueso y en la velocidad de aposición ósea alrededor del implante. Así, la microarquitectura superficial rugosa resulta ventajosa sobre la lisa, tanto para una mejor estabilización precoz del implante, como para obtener una mayor resistencia a fuerzas de torsión y tracción.

## BIBLIOGRAFIA

- 1 Baier, R. E. (1988). Implant surface preparation. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* **3**: 9-20.
- 2 Brånemark, P-I.; Breine, U.; Lindstrom, J.; Adell, R.; B. O.; Hansson D.O.; Ohman, A. (1969) Intraosseous anchorage of dental protheses I. Experimental studies. *Scand J. Plst. Reconstr. Surg.* **3**: 81-93.
- 3 Brånemark, P-I.; Hansson, B. O.; Adell, R.; Breine, U.; Lindstrom, J.; Hallen, O.; Ohman, A. (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Stockholm, *Almqvist and Wiksell International*.
- 4 Brånemark, P-I.; Zarb, G. A.; Albrektsson, t. (1985) Tissue-integrated Prothesis, Chicago. *Quintessence Publ. Co. Inc.*
- 5 Boby, J. D.; Pilliar, R. M.; Cameron, H. U.; Westherly, G. C. (1980). The optimum pore size for the fixation of porous surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clin. Orthop. Rel. res.* **150**: 263.
- 6 Brunette, D. M. (1988) The effects of implant surface topography on behavior of cells, *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* **3**, **4**: 231-246.
- 7 Brunsky, J. B. (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant desing. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* **3**: 85-97.
- 8 Carlsson, L.; Röstlund, T.; Albrektsson, B.; Albrektsson, T. (1988). Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* **3**: 21-24.
- 9 Carlsson, L.; Röstlund, T.; Albrektsson, B.; Albrektsson, T. (1988). Implant fixation improve by close fit. *Acta Orthop Scand.* **59**: 272-275.
- 10 Donath, K.; Kirsch, A.; Osborn, J. F. (1984) Zelluläre dynamic um enossale titaniimplantate. *Fortschr Zahnärztl Implantol.* **1**: 55.
- 11 Doundoulakis, J. H. (1987). Surface analysis in titanium after sterilization: Role in implant-tissue interface and bioadhesion. *J. Prosthet Dent* **58(4)**: 471-478.
- 12 Engquist, B.; Bergendal, T.; Kallus, T.; Linden, U. (1988) A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* **3**: 129-134.
- 13 Ericsson, I.; Glantz, P-O; Brånemark, P-I. (1988) Use of implants in restorative therapy in patients wit reduced periodontal tissue support. *Quintessence Int.* **19(11)**: 801-807.
- 14 Geis-Gerstorfer, J.; Weber, H. (1988). Corrosion resistance of the implant materials Contimet 35, Memory, and Vitallium in artificial physiological fluids. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* **3**: 135-140.
- 15 Hahn, H., Palich, W. (1970). Preliminary evaluation of porous metal surfaced titanium for orthopaedic implants. *J. Biomed Mater Re.* **4**: 571.
- 16 Kirsch, A.; Donath, K. (1984). Tierexperimentelle unterschungen zur bedeutung der mikromorphologie con titaniimplantatoberflächen. *Fortschr Zahnärztl Implantol.* **1**: 35-40.
- 17 Kirsch, A., Mentag, P. J. (1986). The IM Z endosseous two phase implant system: A complete oral rehabilitation treatment concept. *Oral Implantology*, XII, 4.
- 18 Klawiter, J., Weinstein, A. M., Cooke, F. W.; Peterson, L. J.; Pennel, B. M.; Mckinney, R.V. (1977) An evaluation of porous alumina ceramic dental implants. *J. Dent. Res.* **56**: 1768.
- 19 Laney, W. R. (1988) N.I.H. Consensus Conference Statement: Dental implants. *Int. J. Oral and Maxillofac Implants.* **3**, **4**: 290-293.
- 20 Lewis, S. G.; Beumer, J.; Perri, G. R.; Hornburg, W. P. (1988).

- 436** Single tooth implant supported restorations. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* **3**: 25-30.
- 21 Lindquist, L. W.; Rockler, B.; Carlsson, G. E. (1988) Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J. Prosthet Dent* **59**(1): 59-63.
- 22 Linkow, L. I. (1968) Histopathologic and radiologic studies on endosseous implants. *Dent Concepts* **11**(3): 3-13.
- 23 Linkow, L. I. (1968) The endosseous blade. A new dimension in oral implantology. *Rev. Trim Implant* **5**: 13-24.
- 24 Linkow, L. I. (1969) The endosseous blade implant and its use in orthodontics. *Int. J. Orthod* **18**(4): 149-154.
- 25 Linkow, L. I.; Rinaldi, A. W. (1988). Evolution of the Vent-Plant osseointegrated compatible implant system. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* **3**: 109-121.
- 26 Lundgren, D.; Laurell, L.; Falf, H.; Bergendal, T. (1987). Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants. *J. Prosthet Dent* **58**(2): 197-203.
- 27 Lüthy, H., Strub, J. R. (1988). Thickness of plasma flame-sprayed coating on titanium implants exfoliated in dogs. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* **3**: 269-273.
- 28 Lüthy, H.; Strub, J. R.; Schärer, P. (1987) Analysis of plasma flame-sprayed coatings on endosseous oral titanium implants exfoliated in man: Preliminary results. *Intr. J. Oral Maxillofac Implants* **2**: 197.
- 29 Meffert, R. M.; Block, M. S.; Dent, J. N. (1987). What is osseointegration? *Int. J. Periodont. Rest. Dent* **7**(4): 9-21.
- 30 Schroeder, A. (1981). The reactions of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with titanium sprayed surfaces. *J. Oral Maxillofac Surg* **1**(9): 14.
- 31 Smithloff, M.; Fritz, M. E. (1982) Use of blade implants in a selected population of partially edentulous patients. *J. Periodontol* **53**: 413-418.
- 32 Strunz, V.: Enossale Implantationsmaterialen in der mund. *Kieferchirurgie* 51-66.
- 33 Tetsch, P.; Ackerman, K. L.; Kirsch, A. (1982). Experience with intramobile cylinder implants. A follow-up analysis. *G. Heimke. Dental Implants* 75-79
- 34 Thomas, K. A.; Cook, S. D.; Renz, E. A.; Anderson, R. C.; Haddad, R. J. (1985). The effect of surface treatments on the mechanics of LTI pyrolytic carbon implants. *J. Biomed Mater Res* **19**: 145.
- 35 Zitter, H.; Plank, H. (1987). The electrochemical behavior of metallic implant materials as an indicator of their biocompatibility. *J. Biomed Mater Res* **21**: 881-885.