

Implantes de cara al 2000

* Dr. Roberto H. Chaves

* Profesor Titular
Director del Magister en Rehabilitación Oral
Facultad de Odontología. U.N.L.P.

RESUMEN Y CONCLUSIONES

Ante la creciente oferta de sistemas y marcas comerciales existentes actualmente en plaza, cada vez más resulta imprescindible la selección profesional jerarquizada para cada caso clínico en particular. Hay innumerable cantidad de clonaciones que muchas veces nada nuevo aportan y confunden cada día más el mercado. Calidad y servicio son factores a tener en cuenta en el momento de la elección.

Resulta indudable que son las empresas que más aportan en investigación, las que marcan pautas a nivel mundial y ofrecen productos de avanzada. Ciertos parámetros a tener en cuenta en el momento de decidir qué implante colocar son:

- Los hexágonos externos presentan excelentes soluciones estéticas y permiten una adecuada corrección de las angulaciones. Su mayor limitación suele ser el sistema de conexión y cierta tendencia al aflojamiento o pérdida de los tornillos, sobre todo en restauraciones unitarias. El uso de tornillos de oro y un torque adecuado minimizan dicho problema.

- Los de hexágono interno y cono tornillo presentan mayor estabilidad en el encastre y una adecuada solución cosmética aunque menos versátil. En estos últimos, implantes preangulados contribuyen a tal fin en casos clínicos que así lo requieran.

- Los implantes de superficie tratada con ácido se indican especialmente en huesos de baja y mala calidad por los excelentes reportes clínicos que auguran un índice de éxito a largo plazo, significativamente mayor. Sin embargo, es necesario un seguimiento durante lapsos más prolongados para corroborar lo expuesto. De la misma manera, en huesos de buena calidad se podrían acortar los tiempos de espera para la carga.

- En huesos de poco espesor y/o calidad pobre sería de elección el implante de una sola fase quirúrgica y de superficie tratada para optimizar los resultados.

SUMMARY

The growing offer of commercially available implant systems require a careful professional selection for each particular clinical case.

There are innumerable clone products which sometimes provide nothing new, but daily create greater confusion.

At the moment of choice, quality and service are to be taken into account.

Undoubtedly the firms which devote the greatest efforts to research are the leading ones, which

SOCIEDAD ODONTOLÓGICA
DE LA PLATA
BIBLIOTECA

offer the most advanced products. There are certain points to be considered when selecting the right implant design:

- The external hex offer excellent aesthetic solutions and allow an adequate angle correction. Their major drawback might be the connection system and a certain tendency to loosening or loss of screws, especially in unitary restorations. The use of golden screws and an adequate torque reduce problems.

- The internal hex and screw-shaped implants offer greater stability in adjustment and a proper cosmetic solution, though less versatile. Pre-angled implants prove useful in certain clinical cases.

- The implants of acid-etched surface are especially suitable for bones of low or poor quality since excellent clinical reports speak of a long-term considerably greater success.

However, evaluation during longer periods is necessary to confirm such consideration. In the case of bones of good quality, the loading time could be shortened.

In thin or poor quality bones the choice should be a one-phase surgical implant of treated surface for optimal results.

PALABRAS CLAVES

Implantes - Oseointegración - Topografía superficial - Encastres

KEY WORDS

Implants - osseointegration. Surface topography. Implant - abutment connection.

INTRODUCCION

El principal objetivo de un sistema de implantes es la capacidad de lograr y mantener la oseointegración dentro de parámetros altamente confiables. Asimismo se busca proveer de elementos adicionales que posibiliten la estabilidad implantoprotética dentro de límites estéticos y funcionales simples y duraderos, previendo al máximo complicaciones a corto, mediano y/o largo plazo.

Seleccionar pues un sistema implantoprotético no resulta tarea fácil, sobre todo, teniendo en cuenta la gran cantidad de desinformación que proviene de algunas compañías comerciales. Se deben leer cuidadosamente los trabajos originales generados por investigadores serios, analizar el material y método empleados y las conclusiones a que arriban para poder así conformar un

criterio propio. Sucede muchas veces que un mismo trabajo sirve a los fines de compañías comerciales que responden a intereses contrapuestos. La difusión parcial o intencionalmente equivocada, según su propia conveniencia suele ser moneda corriente hoy en día. Un mismo autor, un mismo trabajo científico puede servir para mostrar o sugerir precisamente lo contrario a lo que el trabajo demuestra. O para traspolar resultados de investigación, de laboratorio a casos clínicos que nunca fueron investigados ni comprobados. A veces, compañías comerciales surgidas de la nada publican como propias resultados estadísticos de investigaciones realizadas con otras marcas comerciales y con recursos técnicos y humanos ajenos. Por eso, en este mundo que se presta tanto a la improvisación, es tan importante utilizar productos de marcas serias y de calidad reconocida.

Muchas veces suele ser el mismo profesional que, inadvertidamente, puede generar problemas con una incorrecta selección del implante. Posiblemente, la mayor falta consista en creer que un solo sistema puede reunir las condiciones ideales requeridas para todas las situaciones. Y la realidad no es ésta. Debemos priorizar ciertas características, según sea el caso clínico. Y así lo han entendido algunas marcas de implantes que, a fuerza de copiar sistemas patentados por la competencia (mejorándolos o no) y con los problemas legales que ello conlleva han creado clones para ofrecer una mayor versatilidad de elementos compatibles entre sí. Por ello, hoy es común encontrar en el mercado marcas comerciales con diversidad de soluciones aparentemente similares a fin de ofrecer todas las opciones posibles, compitiendo en precio, calidad y servicio.

Cuando en la década del ochenta aparece en el mercado el implante Branemark avalado por un riguroso estudio científico con seguimiento longitudinal de los resultados obtenidos en una investigación previa que duró años, ofreció un protocolo estricto que establecía, entre otras condiciones ⁽¹⁻²⁻³⁻⁴⁻⁵⁾:

- * Conexión implante-pilar con hexágono externo.
- * Cirugía en dos tiempos.
- * Superficie externa maquinada lisa en titanio comercialmente puro.
- * Carga diferida según el tipo de hueso.

Rápidamente y dentro de la misma década se cuestionaron las tres primeras premisas. Hoy, con el concepto de carga temprana y carga inmediata se cuestiona la última.

En este momento del desarrollo científico y tecnológico en implantología oral, resulta imprescindible para poder tener un criterio clínico propio, conocer en

profundidad cada una de estas cuestiones analizándolas detenidamente. Tanto la forma de conexión implantoprotética como los tiempos quirúrgicos de la intervención, el tipo de superficie externa del implante, su relación directa con el hueso y el tiempo de carga a que la misma conlleva, requieren de un exhaustivo análisis y de una cuidadosa selección a fin de poder asegurar el éxito final de la restauración. Y entendemos por "éxito final" el logro de resultados estéticos, funcionales y de confort del sistema odontoestomatognático y su preservación a través del tiempo en condiciones de salud. Ello nos lleva a analizar cuidadosamente y con una nueva perspectiva, aquellos casos en que debe ser considerada la permanencia o no de dientes y su coexistencia con implantes, cuestionando el concepto de permanencia a ultranza de dichas piezas, tal como era el concepto clásico preexistente.

IMPLANTOLOGIA, PRESENTE Y FUTURO

En el presente artículo es nuestra intención analizar en forma sucesiva cada uno de los factores anteriormente citados de la forma más crítica y objetiva posible. Para ello hemos de considerar pues:

- I- Sistema de encastré antirrotacional entre el implante y el pilar protético.
- II- Tiempos quirúrgicos.
- III- Superficie externa del implante y su comportamiento según el tipo de hueso.
- IV- Tiempos de carga protética.

Todos y cada uno de estos puntos son altamente polémicos y posiblemente ello se deba a que no existe un implante ideal. Cada marca, cada casa comercial difunde y defiende su sistema, exponiendo las bondades de sus productos. Esa competencia permanente, cuando está sustentada por investigación seria, genera progresos, abre nuevos caminos y expectativas cada vez más importantes que pueden volver obsoleto, en poco tiempo, mucho de lo que hoy puede ser considerado como de última generación. Sin embargo, todos estos cambios que se están generando, van a precisar sin lugar a dudas del tiempo de evaluación clínica que, en definitiva, es el parámetro más importante a la hora de definir el límite entre lo duradero y lo efímero y que, en biología, es sinónimo de éxito o fracaso.

I- SISTEMA DE ENCASTRE ANTIRROTACIONAL

Permite hermanar las superficies del implante y del pilar protético y de ese modo que el conjunto funcione como un todo. Si existe alguna razón tal como la falta de pasividad del aparato protético colado o la presencia de imperfecciones entre las partes por defectos en la construcción del mismo, ya sea éste colado o maquinado, la cupla no se encontrará hermanada. Las fuerzas entonces se transmitirán directamente sobre el tornillo y éste se afloja, o se fatiga y se rompe.

Cuatro son los sistemas adoptados por la industria odontológica que presentan amplia difusión en nuestro medio y por ello hemos de considerar su análisis.

A) HEXÁGONO EXTERNO:

El más difundido de todos los encastrés es el hexágono externo de 0,7 mm de alto y 2,5 mm de ancho, sobre una plataforma u hombro de 4,1 mm (**Figura 1**). Ejemplos comerciales de este tipo de encastré son: Nobel Biocare 3i®, Steri Oss®, Life Core® e Impla Med®. A todo hexágono externo presente en el implante, corresponde un contrahexágono en el pilar o abutment, cuando se pretende proveer a la prótesis de un mecanismo antirrotacional. El mismo ha de ser imprescindible en las restauraciones unitarias y opcional, en realidad ocasionalmente empleado, en las restauraciones múltiples ferulizadas o interconectadas.

El hexágono externo permite una oscilación rotacional de 2° a 8°⁽⁶⁾, dependiendo de la altura del hexágono. A medida que disminuye el juego rotacional, hecho sumamente positivo para prevenir un eventual aflojamiento del tornillo, también se dificulta la posibilidad de que el clínico pueda percibir en forma táctil el momento en que el pilar con contrahexágono se encuentra totalmente asentado sobre el hexágono. Tan sólo controles radiográficos pueden asegurar de una manera más o menos cierta el referido calce ⁽⁵⁻⁶⁻⁷⁻⁸⁻⁹⁾.

Si no existiera una precisa adaptación entre las paredes del encastré macho-hembra del hexágono, todas las fuerzas funcionales serían transmitidas directamente al tornillo de conexión, con el alto riesgo de aflojamiento, pérdida o ruptura que ello conlleva.

A su vez, los abutments o pilares se encuentran disponibles en el comercio en forma de piezas maquinadas en oro o aleación de titanio y plásticos calcinables para ser colados según se decida, en metales nobles o aleaciones de cromo-níquel. Sin embargo, la precisión en el encastré de las partes maquinadas, plásticos calcinables, y colados en oro y cromo-níquel

no son equivalentes según se observa en las **Figuras 1, 2, 3, 4, y 5.**

La pieza colada a partir de un plástico calcinable pierde en precisión y ajuste, presenta una mayor desadaptación entre las partes y dificulta la estabilidad antirrotacional de las restauraciones unitarias. Algo similar sucede con piezas pretorneadas sobrecoladas por los sucesivos cambios dimensionales a los que se ven sometidas durante los distintos pasos de laboratorio.

B) HEXÁGONO INTERNO

Utiliza un hueco hexagonal en el cuerpo del implante (hembra) y una prolongación hexagonal en el pilar o abutment que encaja a fricción dentro de la primera (**Figura 6**). Un tornillo pasante ajusta ambas partes y las une íntimamente, reduciendo prácticamente a cero la capacidad de rotación y determinando como consecuencia una estabilidad mucho mayor del sistema. La estabilidad del mismo es tal que para retirar el pilar del contrahexágono del implante se debe retirar primero el tornillo de ajuste y luego, con un tornillo especialmente

diseñado al respecto, proceder a la remoción del mismo. Este tipo de unión es denominado por una casa que comercializa este sistema Paragon's Friction-Fit Internal Hex Thread®, una verdadera soldadura en frío⁽¹⁰⁾. Este íntimo contacto entre las partes absorbe el efecto vibratorio de la oclusión y previene aflojamientos o fracturas del tornillo. Sin embargo, fuerzas no axiales, consecuencia de actividad parafuncional, oclusiones con contactos prematuros y/o defectivos o falta de mecanismos anteriores de desoclusión, pueden llegar a producir la fractura de la cabeza del implante con las graves consecuencias que ello implica. La estabilidad de la unión de este sistema lo hace indicado especialmente para restauraciones unitarias. En condiciones de angulación no ideales presenta una interesante versatilidad de recursos protéticos disponibles de última generación, de alta resolución estética, aunque menos completa que el sistema de hexágono externo.

C) CONO TORNILLO.

Este tipo de conexión (8° Morse Taper) fue incorporado hace casi dos décadas por el Instituto Straumann para su sistema de implantes ITI (originalmente,



Fig. 1 Hexágono externo

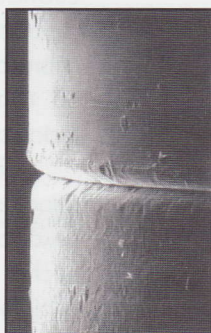


Fig. 2 U.C.L.A.
Maquinado en oro
aumento x 200

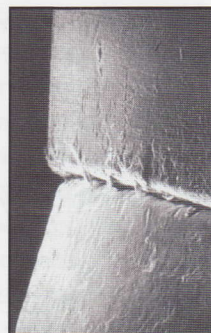


Fig. 3 U.C.L.A.
Plástico calcinable
aumento x 200



Fig. 4 U.C.L.A.
Calcinable colado en oro
aumento x 200



Fig. 5 U.C.L.A.
Calcinable colado en cromo
aumento x 200



Fig. 6

(ITI Bonefit)* y actualmente adoptada con algunas variantes por otros sistemas tales como el TG Osseotite, 3i Implant Innovations Inc. Se trata de un sistema cónico de conexión entre el pilar y el implante con una convergencia de 8° en sentido apical (**Figura 7**). Esto previene la pérdida del tornillo o el desajuste del mismo debido a la fuerza friccional antirrotacional que generan por contacto ambas superficies cónicas y que aumenta la resistencia a las fuerzas de torsión. Gran cantidad de experimentos de tipo mecánico y pruebas clínicas avalan este hecho. Cuando el encastrado de ambas partes ha sido correctamente logrado, este diseño asegura el mejor asentamiento de las partes y por ende la forma de traba mecánica más efectiva (Sutter et al 1993; Schroeder et al 1996). Un hecho altamente positivo es que, cuando un pilar es ajustado al cono del implante, a un torque predeterminado, la fuerza necesaria para desajustar el mismo resulta levemente superior, debido a la fricción existente entre ambas superficies cónicas. Esto, unido a la resistencia friccional de las espiras del tornillo ajustado a su paso de rosca correspondiente, hace de éste un sistema muy estable. Se calcula que de un 35% a un 40% del torque de ajuste se transmite al sistema cono-tornillo, lo que genera una efectiva protección del tornillo.

Esta conexión no puede proveer un pilar angulado de 15° y 20° para satisfacer requerimientos estéticos. Para su mejor resolución puede ser necesario: a) una colocación lo más vertical posible del implante; b) el uso de implantes preangulados; c) la utilización de aditamentos intermedios octogonales -sistema Octa- que atornillados al mismo lo transforman en un sistema de encastrado -en este caso, octógono externo- que funcionan en forma similar al conocido hexágono externo con sus pro y sus contra. Para ello también se puede colocar el implante en forma más sumergida, introduciendo parte de la cabeza del implante, maquinada lisa, dentro del hueso, sin que hasta el momento se haya comprobado fehacientemente si ello trae cambios favorables o no - en su comportamiento.

D) HENDIDURA EXTERNA.

(Calcitek external SPLINE). La estabilidad de este sistema está dada por un conjunto de lengüetas y surcos o hendiduras de encastrado mutuo (**Fig. 8**) entre la cabeza del implante y el pilar. Este tipo de encastrado, busca por un lado aumentar la estabilidad de las juntas implanto protéticas, de manera tal que sea capaz de conservar la precarga que se obtiene al ajustar el tornillo; por otra parte, permite lograr un adecuado asentamiento y la percepción táctil del mismo durante su instalación clínica. Esto es, según ya se ha expresado, de difícil comprobación en los encastrados de hexágono externo, y requiere con frecuencia la realización de tomas radiográficas en forma prácticamente sistemática.

En el sistema Spline la estabilidad a nivel de la junta entre el implante y el pilar va a ser proporcionada por seis lengüetas paralelas que se alternan con seis surcos. Ambos elementos -pilar e implante- poseen esta configuración. La serie de lengüetas de cada pieza se aloja y ajusta en los surcos correspondientes de la pieza opuesta. Tanto los pilares no sobrecolables como los tornillos, son fabricados en aleación de titanio (Ti6Al4V). Las lengüetas colocadas en la cabeza del implante y del pilar tienen una altura de 0.04 pulgadas. También este sistema cuenta con una completa variedad de aditamentos protéticos adaptados a esta especial configuración. Este sistema está diseñado para ⁽⁸⁻⁹⁾:

- Reducir los micromovimientos, causa del aflojamiento o fatiga e incluso ruptura de los tornillos de fijación.
- Aumentar la resistencia mecánica, previniendo la fatiga por concentración de esfuerzos, debido al uso de aleación titanio.
- Elevar el límite de fatiga. Debido a razones anatómicas muchas veces los implantes y las superestructuras son requeridas por fuerzas no axiales.



Fig. 7



Fig. 8



Fig. 9

* The ITI (Bonefit) Dental Implant System (Institute Straumann AG)

II- TIEMPOS QUIRÚRGICOS

Según lo expresado anteriormente, el protocolo de Branemark estableció el acto quirúrgico en dos etapas: (11-12-13)

- Primero, la colocación del implante sumergido, instalado a nivel del reborde óseo y cubierto totalmente por mucosa durante un tiempo de espera que varía según el tipo de hueso.

- Segundo, el descubrimiento del implante, mediante una incisión, y la instalación de un tornillo de cicatrización.

Sin embargo, al cabo de un año, distintos autores reportan una pérdida ósea alrededor del cuello del implante de 1mm o más. Este hecho fue atribuido a la inserción de mucosa y los tejidos subyacentes a nivel del borde superior y a la necesidad de crear espacios biológicos. A posteriori, la pérdida ósea se estabiliza en valores de 0,1mm anuales a partir del segundo año y subsiguientes (**Figura 9**)⁽⁴¹⁴⁻¹⁵⁾

Hace más de veinte años, con el sistema de una sola fase quirúrgica*, se introdujo el diseño transmucoso, que requiere un solo procedimiento quirúrgico para la inserción del implante. Esto significa que se elimina la necesidad de reapertura quirúrgica para la conexión con el implante ya que el cuello del mismo queda expuesto al medio bucal (**figura 10**), desde el mismo momento de la implantación.

Estudios clínicos a largo plazo han demostrado fehacientemente que el logro y mantenimiento de la oseointegración es tan predecible como la de los implantes de dos fases quirúrgicas. Estudios en animales de laboratorio avalan el hecho de que la salud de los tejidos preimplantados lograda es tan buena o mejor que la de los implantes sumergidos.

Todo ello hace que para muchos sea éste el sistema de elección. La ventaja de evitar la segunda cirugía se aúna al hecho de que la cicatrización y maduración de los tejidos periimplantarios se efectúa desde un primer momento sobre la superficie pulida de titanio. Del mismo modo, la microscópica hendidura existente entre el pilar y el implante queda por fuera del tejido gingival, hecho inevitable en los implantes de dos tiempos o inicialmente sumergidos. Esta microfisura presente en el ámbito de los tejidos puede eventualmente convertirse en una zona que favorezca la retención de la placa bacteriana. Algunas marcas preconizan para evitar una segunda cirugía, como si fuera una solución similar, el uso inicial en forma conjunta del implante y el tornillo de cicatrización, anunciando similares resultados.

En los casos en los que la estética juega un rol

determinante, para lograr una relación cosmética de la restauración con los tejidos periimplantarios existe el recurso de colocar semisumergidos los implantes de una sola fase quirúrgica.

Algunas marcas comerciales (TG Osseotite 3i) han adoptado en el momento actual la técnica de un solo tiempo, por las razones anteriormente expuestas, incorporando implantes de una sola pieza.

III- SUPERFICIE EXTERNA DEL IMPLANTE Y SU COMPORTAMIENTO SEGÚN EL TIPO DE HUESO

El mayor problema existente en la oseointegración es la falta de predecibilidad de los implantes en huesos de baja calidad (tipo III y IV) y de escasa o nula cantidad. El comportamiento de los mismos en huesos de buena calidad, especialmente tipo I y aun tipo II siempre ha sido excelente y altamente fiable. Numerosos trabajos científicos, estadísticas serias y estudios longitudinales de largo alcance así lo demuestran⁽¹¹⁻¹²⁻¹³⁻¹⁴⁾.

Sin embargo, desde hace casi veinte años, se han venido publicando estudios estadísticos que señalan un menor porcentaje de éxitos en implantes de superficie externa maquinada en el maxilar superior. Adell en 1981 habla de 81% de éxito con implantes Branemark. Alberkson et al obtienen en 1991 el 84% en similares condiciones (hueso tipo III y IV). Berman y Jaffin, en cambio, en 1991, obtienen un éxito de sólo el 65% en huesos tipo IV.

Ante esa realidad evidente, diversos han sido los caminos emprendidos por los distintos investigadores para encontrar una solución efectiva.

Para la escasa cantidad de hueso, se han desarrollado técnicas de injerto y relleno óseo, regeneración ósea guiada, cuyos resultados exitosos son ampliamente conocidos y están aún hoy en pleno desarrollo, del cual no nos hemos de ocupar ahora.

Una importante línea de investigación enfoca sus esfuerzos en la utilización de las proteínas morfogenéticas, con perspectivas que nos hacen esperar resultados concretos y aplicación clínica efectiva a no muy largo plazo.

Respecto a la superficie externa del implante y su relación con el hueso, rápidamente se buscó la forma de mejorar la performance de los mismos en huesos de mala calidad. A tal efecto se modificó esa superficie lisa maquinada de titanio comercialmente puro, propuesta por Branemark (**Figura 11**), y reemplazándola inicialmente por:

- Superficie maquinada arenada
- Superficie maquinada arenada y grabada

- Superficie cubierta con plasma spray de titanio
- Superficie cubierta con hidroxiapatita.

Es importante destacar la línea investigadora realizada por Buser⁽¹⁴⁻¹⁵⁾ y colaboradores midiendo mediante la perfilografía la superficie rugosa del implante cilíndrico y adjudicándole mayor índice de oseointegración a medida que dicha rugosidad aumentaba. En dicho estudio, la superficie cubierta con hidroxiapatita tuvo el mayor contacto con el hueso.

En realidad, para muchos autores⁽¹⁶⁻¹⁷⁻¹⁸⁻¹⁹⁻²⁰⁾ la rugosidad en la superficie del implante es el factor importante para aumentar la proporción de oseointegración. Se sabe que el implante no se integra un 100%. Un implante exitoso es considerado como tal cuando reúne una serie de requisitos de fijación, inmovilidad, no sensibilidad, etc., según lo enunciado oportunamente por Alberksson.

Ello no significa que el 100% del implante esté en contacto directo con el hueso. Un porcentaje del 40% en el implante liso maquinado es considerado normal⁽³⁶⁾. Lo malo es que no hay una forma clínica de medirlo y sólo nos damos cuenta del fracaso cuando implantes que inicialmente aparecían exitosos de repente fracasan, sobre todo en huesos de baja calidad.

Hoy existen tres caminos posibles para aumentar dicho porcentaje:

- Aumentando la rugosidad en la superficie⁽¹⁶⁻¹⁷⁻¹⁸⁻¹⁹⁻²⁰⁻²¹⁻²⁶⁻²⁷⁻²⁸⁻²⁹⁾

- Grabando la superficie externa⁽²²⁻²³⁻²⁴⁻²⁵⁾

(Figura 12)

- Combinando ambas técnicas, o sea, aumentando la rugosidad superficial y grabándola⁽¹⁶⁻¹⁷⁻²⁰⁻³²⁻³³⁻³⁴⁾ **(Figura 13)**

Veamos primero algunos ejemplos que adoptan estas alternativas en las que el grabado de la superficie es considerado fundamental:

- # Superficie arenada con esferas cerámicas y grabada con HCl y H_2SO_4 : **ITI® (Straumann)**
- # Superficie arenada con carbonato de calcio y grabada con HF y H_2SO_4 : **Paragon®**
- # Superficie lisa maquinada y grabada con H_2SO_4 y HCl a altas temperaturas durante aproximadamente 5'. **Ossteotite® 3i**

El mecanismo posible de cicatrización ósea en el

área periimplantaria es descrita por Davies⁽²³⁾. Este autor compara la formación del coágulo óseo y el ulterior comportamiento del mismo según el tipo de microtopografía de la superficie del implante. El modelo que este autor propone describe fundamentalmente dos tipos distintos de mecanismos osteogénicos, uno por contacto y otro a distancia. En la superficie tratada, el contacto óseo directo sería sustancialmente mayor, lo cual conllevaría tres consecuencias clínicas posibles y sobre las cuales se está hoy trabajando:

- a) Un mayor porcentaje de éxito clínico en huesos de baja calidad
- b) Una oseointegración más rápida, menor tiempo de espera para la carga
- c) Un área mayor real de soporte para la carga protética

El problema a dilucidar es cuál de los tratamientos de la superficie es más efectivo. La tendencia actual parecería dar la mayor importancia al grabado de la superficie -superficie lisa grabada o superficie arenada y grabada - que a las superficies de plasma spray de titanio o hidroxiapatita.

Centremos pues nuestra consideración en estas dos variables de la primera opción. El grabado superficial permitiría una 'humectación' de la superficie y una osteogénesis por contacto. El problema resulta ser, pues, cuál de dichos tratamientos resulta ser más efectivo, o si ambos lo son de la misma manera. Y la respuesta no es sencilla, pues una verdadera polémica se ha instalado sobre el tema, ya que existen intereses comerciales antagónicos y opiniones de investigadores absolutamente contrapuestas. ¿En qué se fundamentan ambas posturas?

El grabado ácido sobre la superficie maquinada⁽²²⁻²³⁻²⁴⁾ es promocionado por sus fabricantes como la mejor superficie para las áreas de peor calidad. El mecanismo de acción sugerido sería el siguiente⁽²⁴⁾:

- * En un primer momento quirúrgico, durante la instalación del implante, el coágulo se formaría de manera similar tanto sobre la superficie maquinada como sobre la grabada.
- * A partir de ese coágulo se desarrollaría una red de fibrina que estaría en íntimo contacto con la superficie grabada y tan sólo lo haría en forma parcial sobre la superficie maquinada.



Fig. 10



Fig. 11



Fig. 12



Fig. 13

* Ello llevaría a una migración de las células óseas en directo contacto sobre las superficies grabadas - osteogénesis por contacto- y a una osteogénesis a distancia en áreas importantes de la superficie maquinada, que generaría un crecimiento aposicional del hueso a partir de las paredes óseas ya existentes.

* El aumento del porcentaje de hueso en contacto directo con la superficie grabada sería la consecuencia de la retención inicial del coágulo y haría más efectiva la proporción inicial y final de oseointegración del implante.

Todo ello tendría efectos clínicos directos aumentando significativamente el porcentaje de éxito logrado en huesos de baja calidad y acortando los tiempos de espera para la carga protética de los mismos en los huesos de probada calidad.

Esta posición se basa en trabajos de experimentación clínica y sobre animales. Klokkevold ⁽²²⁾ coloca implantes en forma de tornillo maquinados lisos y grabados en tibia de conejo y compara el comportamiento superficial de los mismos al cabo de tres meses. Encuentra un significativo aumento en el torque de reversa empleado para remover los implantes con superficie grabada. Pebe et al arriban a similares conclusiones en estudios en perros.

Estudios clínicos multicéntricos (Lazzara et al) compararon el comportamiento de implantes de superficie maquinada y grabada en áreas de hueso tipo IV -de baja calidad- encontrando un 97,4% de éxito al cabo de 24 meses, equiparable a los resultados obtenidos en huesos de óptima calidad.

Buser et al ⁽³⁵⁾ por su parte, comparan implantes con superficie lisa y grabada, e implantes con superficie arenada y grabada encontrando diferencia significativa en la fuerza necesaria para la remoción en torque de reversa a favor de estas últimas.

La superficie del implante es actualmente 'arenada' con materiales solubles tales como el fosfato tricálcico a los efectos de crear una textura superficial no contaminada, sustancialmente más rugosa que la superficie maquinada y/o grabada.

Evidentemente, existen dos líneas de investigación que son aparentemente disímiles y claman la exclusividad de los mejores resultados.

- La superficie maquinada lisa de titanio puro grabada con ácido clorhídrico y sulfúrico (**Osseotite 3i**).

- La superficie maquinada y arenada de titanio o de aleación de titanio y grabada con HCl y H₂SO₃ (**ITI - Straumann**) y HF y H₂SO₃ (**Paragon**) respectivamente.

Son requeridos estudios más completos, tanto clínicos como en animales de laboratorio, y un mayor tiempo de seguimiento para poder dilucidar cuál de ambas posturas es la mejor o si ambas son correctas y toda esta controversia existente es absolutamente innecesaria.

Hasta aquí los fundamentos enunciados no difieren demasiado en ambas posturas. Para unos, la simple acción de grabar la superficie maquinada del implante con ácido, resulta suficiente. Para otros es mejor aún, una superficie arenada y grabada.

IV- TIEMPOS DE CARGA PROTÉTICA

Carga inmediata, temprana o carga diferida

Otra de las premisas del protocolo de Branemark, aparentemente hoy cuestionada por él mismo y sus grupos de estudio, es la carga diferida. Es un principio durante años universalmente aceptado que los implantes debían ser colocados totalmente sumergidos y dejados, durante el período de oseointegración, absolutamente libres de carga. El tiempo variaba entre los tres meses para tipos de hueso I y II a los seis o más meses en los de tipo III-IV y de reciente formación. Hoy, el cambio que representa el distinto comportamiento del hueso respecto a la superficie tratada del implante pone en duda este concepto. Aparentemente, en huesos de buena calidad, se podría hablar de carga temprana (o implantes de medio tiempo) o aun de carga inmediata en huesos de tipo I con excelentes resultados clínicos en el relativamente corto tiempo que llevan estas experiencias. Sin embargo, convengamos que no existe aún un protocolo estandarizado que nos permita extrapolar resultados de diversos estudios clínicos realizados.

Sin embargo, reportes de trabajos clínicos multicéntricos (Lazzara et al, 1998) concluyen que 'los resultados preliminares de esta investigación clínica sugieren que la carga funcional exitosa de los implantes dentales con superficie grabada (98,5%) es posible a los dos meses siguientes de la colocación sin complicaciones'. Agregan, además, 'que, aunque altos índices de éxito fueron logrados en este estudio, se necesita investigación adicional para la completa evaluación del impacto clínico de la carga temprana'.

Hasta ahora, nada definitivo se ha probado al respecto. Los estudios resultan escasos y son a corto plazo. Sin embargo, todo parecería indicar que éste es un camino serio, con implicancias clínicas muy importantes. Falta saber qué ocurre, cuál es el comportamiento de los implantes sometidos a carga funcional a largo plazo. Pero esto es algo que, por ahora, no sabemos. Sólo el

tiempo, la investigación clínica y el seguimiento multicéntrico podrán avalar su comportamiento a través de los años. Tampoco podemos negar el hecho de que estudios a mediano plazo indican, fehacientemente, el éxito de este nuevo cambio en el protocolo quirúrgico⁽³⁴⁻³⁵⁾.

BIBLIOGRAFIA

- 1- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10:387-416.
- 2- Albrektsson T, Jansson T, Lekholm T. Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am* 1986;30:151-174.
- 3- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark P-I. Surgical Procedures. In: Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, eds *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago Quintessence, 1985: 211-232.
- 4- Zarb GA, Jansson T. Prosthetic procedures. In: Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, Eds. *Tissue integrated Prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985; 241-282.
- 5- Branemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 399-410.
- 6- Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995; 8(2): 162-178.
- 7- Nicholls, JI, Basten CHJ. A comparison of three mechanical properties of four implant designs. *Postgraduate Dent* 1995; 2(1): 4-12.
- 8- Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. *Int J Oral Maxillofac implants*. 1993; 8(6): 622-633.
- 9- Binon PP. Test data confirms close tolerance machining of Restore(System. *Oral Restorative Update* 1996 [Fall]; 3(1). Lifecore Biomedical.
- 10- Niznick GA. Correspondence. *Int J Prosthodont* 1998; 8(6): 587-588.
- 11- Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res* 1998; 40:1-11.
- 12- Branemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallen, O. & Ohman, A. (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery, Supplementum* 16.
- 13- Branemark, P.I. (1983) Osseointegration and its experimental background. *Journal of Prosthetic Dentistry* 50(3): 399-410.
- 14- Zarb, G.A. & Schmitt, A. (1991) Osseointegration and the edentulous predicament. The 10-year-old Toronto study. *British Dental Journal* 170(12):439-444.
- 15- Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991; 25: 889-902.
- 16- Sullivan DY, Sherwood RL, Mai TN. Preliminary results of a multicenter study evaluating a chemically enhanced surface for machined commercially pure titanium implants. *J Prosthet Dent* 1997; 78(4): 379-386.
- 17- Morris HF, Ochi S. The influence of implant design, application, and site on clinical performance and crestal bone: A multicenter, multidisciplinary clinical study. *Implant Dent* 1992; 1: 49-55.
- 18- Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminium oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 38-45.
- 19- Wennerberg A, Hallgren C, Johansson C, Danelli S. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Impl Res* 1998; 9: 11-19.
- 20- Cordioli G, Zajzoub Z, Piatelli A, Scarano A. Removal torque and histomorphometric study of four different titanium surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998.
- 21- Lazzara R, Testori T, Trisi P, Porter S. A human histologic analysis of Osseotite and machined surfaces using two-surfaced implants. *Int J Periodont Res Dent* 1998.
- 22- Baker DA, London RM, O'Neal RB. Integration strength and speed of dual-etched titanium implants: a comparative study in rabbits. Abstract presented at the 13th Annual Meeting of the Academy of Osseointegration, Atlanta, Georgia, March 6, 1998.

(continúa página 28)

- 23- Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 391-401.
- 24- Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo AM. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Impl Res* 1997; 8: 442-447.
- 25- Sullivan D, Mai T. Preliminary results of a multi-center study evaluating a chemically enhanced surface for machined commercially pure titanium implants. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 379-386.
- 26- Wennerberg A, Aberktsson T, Lausmaa J. Torque and histomorphometric evaluation of CP titanium screws blasted with 25- and 75- μ m-sized particles of Al₂O₃. *J Biomed Mat Res* 1996; 30: 251-250.
- 27- Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3(1): 21-24.
- 28- Thomas, K.A., Kay, J.F. & Cook, S.D. (1987). The effect of surface macrotexture and hydroxyapatite coating on the mechanical strength and histologic profiles of titanium implant materials. *Journal of Biomedical Materials Research* 21: 1395-1414.
- 29- Wennerberg, A., Aberktsson, T., Andersson B. & Krol, J.J. (1995) A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clinical Oral Implants Research* 6: 24-30.
- 30- Wennerberg, A., Aberktsson, T. & Andersson B. (1996). Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminium oxide. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 11: 38-45.
- 31- Wilke, H.J., Claes, I. & Steinemann, S. (1990) The influence of various titanium surfaces on the interface shear strength between implants and bone. *Clinical Implant Materials*. In Heimke, M., Soltesz, U. & Lee, A.J.C. eds. *Advances in Biomaterials*, Vol. 9, 309-314. Amsterdam: Elsevier Science Publishers B.V.
- 32- Wong, M., Eulenberger, J., Schenk, R. & Hunziker, E. (1995). Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *Journal of Biomedical Materials Research* 29: 1567-1575.
- 33- Polson, A.M., Sharkey, D., Salama, H. & Rose, L. One year alveolar bone levels of dental implants after immediate loading. *J. Dent. Res.* 78 (IADR Abstracts) 1999
- 34- Salama, H., Rose, L., Minsk, Y. & Polson, P. One year clinical status of dental implants after immediate loading. *J. Dent. Res.* 78 (IADR Abstracts) 1999
- 35- Busser D et al. Removal Torque Values of Titanium Implants in the Maxilla of Minature Pigs. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 13, 611-619.
- 36- Carr A.B., Larsen P. E., Papazoglou E. Reverse torque failure of screw-shaped implants in baboons. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 11 (1): 38-45.