

Implantes de superficie lisa o rugosa: Una decisión clínica

Jorge Arismendia, Lina Agudelob, Ana Ospinac

Resumen: Los implantes de superficie lisa y diseño atornillado, presentados inicialmente a la profesión odontológica por el sistema Brånemark, han mostrado excelentes resultados clínicos a largo plazo en la rehabilitación de pacientes total y parcialmente edéntulos y en la restauración de dientes unitarios. La característica particular de estos implantes endoóseos es la utilización de titanio comercialmente puro o de una aleación de titanio para lograr la respuesta biológica de la osteointegración. Diferentes estudios del fenómeno de la osteointegración han establecido que es posible mejorar la respuesta ósea alrededor de los implantes por medio de la modificación de su superficie y la modulación de la respuesta celular y molecular. Una de las primeras modificaciones presentadas en el mercado fue la de los implantes con superficies texturizadas o rugosas, procedimiento que los hace de mayor coste en el mercado. Los estudios histológicos nos presentan una mejor respuesta ósea y mayor área de contacto superficial hueso-implante con la superficie rugosa. No hay estudios clínicos que demuestren una ventaja significativa a largo plazo de un tipo de superficie específico. Le corresponde entonces al grupo de trabajo, cirujano y prostodoncista, seleccionar el tipo de implante que se va a utilizar en cada situación clínica específica, de acuerdo con una acertada evaluación de la relación gasto/beneficio para el paciente.

Palabras clave: Osteointegración, implantes, superficie lisa, superficie rugosa.

Introducción

El uso de los implantes osteointegrados, y su gran éxito presentado en la literatura a largo plazo, ha revolucionado el enfoque terapéutico de la odontología restauradora convencional. Los estudios del equipo de Brånemark, con su diseño de implante atornillado de superficie lisa, marcaron la pauta para los trabajos posteriores. Aparece posteriormente el equipo de trabajo de ITI con su diseño de superficie rugosa (TPS) y conexión protésica interna

para llevarnos a un enfoque diferente de la osteointegración. En la década de los noventa, la literatura se ocupa en mayor grado de las diferencias clínicas e histológicas que se derivan de la presencia de estos dos grandes sistemas. Esto es consecuencia de la gran cantidad de marcas comerciales a las que los clínicos nos enfrentamos hoy en día, y que nos ofrecen todo tipo de diseños, superficies, tamaños y precios.

En la actualidad, se discute el uso de implantes de superficie «rugosa», de mayor coste, desconociéndose los excelentes resultados logrados con los implantes de superficie lisa. El objetivo de este artículo es realizar una revisión bibliográfica acerca de los implantes de superficie lisa y rugosa que le aporte al clínico elementos de juicio que permitan una mejor selección del tipo de implante que va a utilizar en las diferentes situaciones clínicas.

1. Osteointegración

Los materiales más comúnmente utilizados para implantes dentales son 1: metales y aleaciones (titanio comercialmente puro, aleación de titanio, otras aleaciones); cerámicas y carbono (óxido de aluminio, hidroxiapatita, fosfato tricálcico, carbono de silicio); polímeros (polimetacrilato, politetrafluoretileno, polietileno). Las cerámicas y el titanio se consideran materiales biológicamente inertes, estables en el lecho tisular e indicados como materiales de elección ya que no presentan reacciones de cuerpo extraño. Lo anterior está relacionado con los aspectos de biocompatibilidad, estrechamente ligados a la capacidad que tienen las superficies de los materiales de absorber diferentes moléculas o átomos".

a Especialista Odontología Integral del Adulto, Universidad de Antioquia. Profesor Asociado, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia:

b Odontóloga, CE5, Medellín, Colombia.

c Odontóloga, U. de A. Estudiante de Posgrado en Cirugía Oral y Maxilofacial, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.

El titanio presenta varias características que lo hacen ideal para su uso en implantes osteointegrados':

- Alta resistencia mecánica.
- Se oxida espontáneamente al contacto con el agua, el aire o los fluidos tisulares.
- El óxido inicial le confiere una alta resistencia a la corrosión.
- Es inerte en los tejidos.
- Tiene baja densidad, que le proporciona una alta relación resistencia/peso.
- Extremadamente biocompatible.
- En aleación con aluminio (6%), aumenta su resistencia y disminuye su peso.
- El vanadio (4%) actúa como catalizador y evita la corrosión.

El titanio comercialmente puro o en aleación forma y mantiene una capa de óxido, sin más corrosión o cambios aparentes bajo condiciones fisiológicas. La capa de óxido puede ser TiO , TiO_2 , Ti_2O o Ti_3O_4 . Y puede atraer y unir moléculas. Parece ser que el espesor relativo de la capa de óxido es lo que determina la interacción implante-tejido, más que el metal mismo'. Así, la capa de óxido superficial del implante de titanio asegura su excelente biocompatibilidad. Si un implante de titanio ha sido fabricado para permitirle unas características superficiales óptimas y es llevado a un estado de alta energía superficial, se puede esperar una reacción biológica celular a dicha superficie expresada en términos de adhesión, inserción y repoblación celular³.

El proceso de cicatrización de la herida quirúrgica, tras cualquier lesión, incluye una secuencia coordinada de acontecimientos que intentan restaurar los tejidos al estado inicial; estos *eventos* se dividen en tres fases: inflamación, proliferación y maduración. La exposición inicial del implante a los tejidos locales lo pone en contacto con células y líquido extracelular, produciéndose una rápida adsorción de proteínas plasmáticas locales sobre la superficie del implante. Inicialmente, se presenta una respuesta celular inflamatoria inespecífica por migración de neutrófilos hacia el área de daño tisular. Al final de la primera semana se da una respuesta inflamatoria más específica, apareciendo los linfocitos T, B y los macrófagos. La reacción del macrófago a la exposición de materiales extraños depende de la naturaleza física y química del material. En la fase proliferativa se inicia el proceso de neovascularización, acompañado de diferenciación, proliferación y activación celular que da como resultado la producción de una matriz de tejido conjuntivo inmaduro que posteriormente es remodelado. En la fase de maduración, el hueso necrótico que se produce en los espacios de la interfase con el implante es reemplazado por hueso vital por aposición. En general, la interfase implante-hueso estará compuesta por hueso calcificado, matriz osteoide no mineralizada y tejido conjuntivo, dependiendo en gran parte del material del implante como factor más importante para determinar la naturaleza química de esta interfase⁴.

Dado que las reacciones *in vivo* son manejadas por mediadores moleculares, se podría suponer que tales mediadores juegan un papel importante en las reacciones de la interfase hueso-implante. Cuando un implante se coloca en el lecho óseo, uno de los primeros acontecimientos es la adsorción de proteínas sobre el sustrato, evento que ocurre en los primeros 10-60 segundos. El grupo de proteínas adsorbido parece depender de las propiedades físicas y electroquímicas de la superficie dada. Las biomoléculas con más alta especificidad para la superficie del implante forman la primera capa monoatómica sobre la cual se asientan otras capas moleculares. A mayor distancia se ubican complejos biológicos y estructuras celulares más organizados. Si la superficie del material no puede unir las macromoléculas que llevan a la estimulación de la función del osteoblasto, el material probablemente no será adecuado para ser utilizado como implante endoóseo^{5,6}. Estas moléculas incluyen proteínas de adhesión y factores de crecimiento. El hueso de cicatrización está asociado con el factor de crecimiento transformador β (TGF- β) y con el factor de crecimiento derivado de las plaquetas (PDGF), los cuales han sido presentados como mitogénicos para las células óseas. Podría pensarse que las superficies de los materiales que sean capaces de interactuar con dichos péptidos reguladores y de crecimiento hacia la osteomorfogénesis serían integrados biológicamente⁵.

En resumen, el implante de titanio forma una capa inicial de óxido superficial (50-100 Å), la cual adsorbe proteínas del plasma, principalmente fibronectina. La interacción entre la fibronectina y sus receptores regula el anclaje de las células, su polaridad, su capacidad de migración y su estado de diferenciación. Estas proteínas de adhesión forman interacciones directas con el citoesqueleto de las células osteogénicas por medio de adhesiones focales o fibras de tensión, influyendo así en la división y diferenciación celular. La propiedad de la superficie de titanio para adsorber e interactuar con moléculas *claves* incluye también el reclutamiento de factores de crecimiento como el TGF- β , el factor derivado de plaquetas y la osteogenina. La interacción de estas moléculas con la superficie oxidada del implante está determinada por uniones químicas del tipo fuerzas de van der Waals, puentes de hidrógeno y uniones covalentes, primando las uniones débiles, lo que evita la desnaturalización de las proteínas".

Para otros autores la situación no es tan clara. Se dice que no están bien definidos los determinantes de la osteointegración y que el empleo del término osteointegración no da una idea del mecanismo por medio del cual el hueso se superpone a la superficie del implante. A partir de la sustentación de dos formas diferentes de formación ósea, la osteogénesis de contacto y la osteogénesis a distancia, surge la posibilidad de que no exista una descripción universal de los fenómenos que se desarrollan en la interfase implante-hueso, sino una multitud de formas variables⁷.

Quedan entonces en el aire interrogantes como: ¿cuál es el significado biológico de estas diferentes formas de cicatrización? ¿Hay diferencia en la estructura y composición de la interfase implante-hueso? ¿Cuál es el papel del diseño de la superficie del implante en la osteoconducción y su significado clínico?

2. Implantes de superficie lisa

Varios estudios han establecido una alta tasa de éxito con implantes osteointegrados en la restauración de pacientes totalmente edéntulos^{8,9} parcialmente edéntulos¹⁰ y para el reemplazo de un diente unitario¹¹. La característica particular de estos implantes endoósicos es la utilización de titanio comercialmente puro¹² o en aleación (Ti-6Al-4V)¹³ como material para lograr la respuesta biológica de osteointegración por medio de un cuidadoso protocolo quirúrgico y protésico⁸.

Inicialmente, se presentaron en la bibliografía datos de los porcentajes de implantes en funcionamiento en los maxilares superior e inferior, los porcentajes de prótesis estables y la pérdida ósea marginal por año de funcionamiento. De los 895 implantes colocados en 130 maxilares edéntulos, con un seguimiento de 5 a 9 años, se mantenía el 81 % de los implantes en el maxilar superior y el 91 % de los implantes en el maxilar inferior, con un 89% de prótesis estables en el maxilar superior y el 100% en el maxilar inferior". La pérdida ósea marginal registrada en este estudio era de 1,5 mm en el primer año y 0,1 mm por año a partir del segundo. A los 15 años se presentaban un 92% de prótesis estables en el maxilar superior y un 99% en el maxilar inferior". El artículo anterior presenta una tasa de supervivencia para los implantes individuales del 78% en maxilar superior y del 86% en el maxilar inferior.

Para pacientes parcialmente edéntulos se dispone de un estudio a 10 años¹⁴, con seguimiento clínico y radiográfico; se colocaron 461 implantes en 127 pacientes, la mayoría dentro de la clasificación I y II de Kennedy para el sector posterior. Los resultados muestran una tasa de 94,3% para las prótesis originales, algunas repeticiones de prótesis en funcionamiento y una pérdida ósea promedio de 0,7 mm, con muy baja frecuencia de problemas relacionados con partes blandas o biomecánica. La conclusión del estudio es que el sistema de implantes Brånemark es un método seguro y predecible para restaurar a pacientes parcialmente edéntulos.

Existe un estudio multicéntrico para el grupo de pacientes con restauraciones sobre un solo implante con resultados a 5 años, sobre la base de 99 implantes colocados y 97 restaurados, con una tasa de éxito acumulada de 95,6% para los implantes y 91,1 % para las restauraciones¹⁵. Los parámetros clínicos de evaluación utilizados en el estudio fueron: hemorragia gingival, localización del margen de la restauración con respecto al margen gingival, profundidad de surco en dientes adyacentes y movilidad. Los resultados muestran que las partes blandas alrededor de los implantes no presentaron reacción inflamatoria, hay algunos datos de hemorragia, pero sin complicaciones al respecto, y la profundidad del surco en los dientes adyacentes presentó buenos resultados. El nivel del margen gingival no presentó cambios con respecto al margen de la restauración en la mayoría de los casos. La evaluación radiográfica presentó una pérdida ósea marginal promedio de 0,45 mm en el primer año, con cambios mínimos en los 4 años siguientes. Los fracasos registrados en el estudio anterior incluyen cuatro implantes: dos de ellos se perdieron antes de colocar la restauración, uno a la semana y el último en el segundo año de funcionamiento. En el período de 5 años se fracturaron siete coronas, todas del tipo cerámica sin metal y se aflojaron cuatro tornillos de oro (fig. 1).

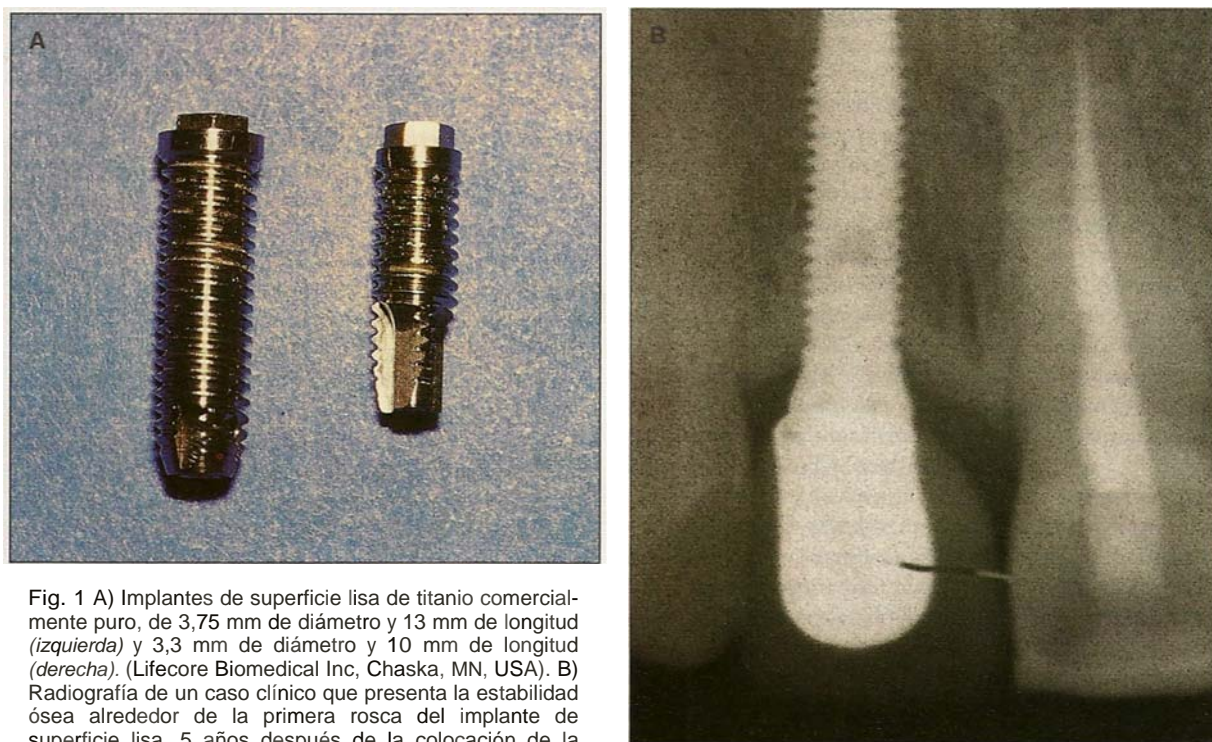


Fig. 1 A) Implantes de superficie lisa de titanio comercialmente puro, de 3,75 mm de diámetro y 13 mm de longitud (izquierda) y 3,3 mm de diámetro y 10 mm de longitud (derecha). (Lifecore Biomedical Inc, Chaska, MN, USA). B) Radiografía de un caso clínico que presenta la estabilidad ósea alrededor de la primera rosca del implante de superficie lisa, 5 años después de la colocación de la restauración protésica.

En contraste con la alta tasa de éxito que presenta el tratamiento con implantes de superficie lisa para diferentes grupos de pacientes, existen artículos que presentan situaciones clínicas en las cuales se observa una tendencia a una mayor tasa de fracasos. Es el caso de la colocación de implantes en zonas de baja calidad ósea (hueso tipo IV), con corticales delgadas, baja densidad trabecular y poca resistencia interna, situación muy común en las zonas posteriores de los maxilares. En una evaluación a 5 años de 1.054 implantes tipo Brånemark (superficie lisa y titanio comercialmente puro), 102 (10%) de ellos colocados en hueso tipo IV, se observó un fracaso del 35% para este grupo, mientras que en el resto de los implantes, colocados en huesos tipo I, II y III, el fracaso fue del 3%¹⁶. La recomendación final que aparece en este trabajo es que se busque la manera de predeterminar la presencia de hueso tipo IV en la evaluación prequirúrgica como método para disminuir la tasa de fracaso en estas localizaciones. Otras posibles recomendaciones son: realizar un menor fresado en el lecho óseo, usar implantes de mayor longitud, colocar un mayor número de implantes en la zona y acortar las prótesis con extensión distal libre¹⁷. También podría ayudar el anclaje bicortical de los implantes y un mayor tiempo de cicatrización¹⁸.

3. Implantes de superficie rugosa

En los últimos años se han estado analizando algunos de los criterios de éxito para la forma, el material y la superficie del implante. Se sugiere que podrían resultar beneficiosos otros materiales y características superficiales. Clínicamente, los implantes de superficie rugosa han mostrado en la literatura resultados exitosos para la restauración de pacientes total o parcialmente edéntulos. Una evaluación de 100 implantes con superficie rugosa por grabado ácido, colocados en 63 pacientes parcialmente edéntulos y controlados radiográficamente cada año, presenta una pérdida ósea promedio de menos de un milímetro en 5 años y ningún signo de radiolucidez periimplantaria en ninguno de los implantes, determinando una tasa de éxito del 98%. De esta manera, puede establecerse que los implantes de titanio con superficie rugosa proporcionan unos resultados de osteointegración predecibles y cumplen con todos los parámetros de éxito establecidos en la literatura¹⁹. Se comenta en el estudio que, dado que la biocompatibilidad de un implante viene determinada por la capa de óxido que se forma en su superficie -capa presente también en las superficies rugosas- puede suponerse una biocompatibilidad similar para las superficies rugosas y lisas.

La topografía de la superficie puede guiar los movimientos de tipos específicos de células, con capacidad para influir directamente en la forma y la función celular²⁰. Muchos estudios han publicado que la osteointegración es más fácil sobre los implantes de superficie rugosa que sobre los de superficie lisa de un material idéntico¹⁹. Además, se han logrado menores tiempos de cicatrización y mayores valores de torque necesarios para

su remoción". Se ha sugerido que cambios mínimos en el material o diseño de un implante pueden tener un impacto significativo sobre los resultados clínicos¹⁹. Desde la perspectiva de los biomateriales, la rugosidad de la superficie, la composición y la energía superficial pueden influir en la respuesta biológica y, de esta manera, en la función clínica". La capacidad de la superficie rugosa del implante para retener la inserción de la fibrina durante la fase de contracción del coágulo es crítica para lograr que la migración celular alcance dicha superficie. Por tanto, el diseño del implante puede tener una gran influencia sobre la osteoconducción, ya que mantiene el anclaje de la matriz temporal a través de la cual las células migratorias alcanzan la superficie del implante⁷. Podría decirse que las superficies rugosas promueven la osteoconducción al incrementar el área de la superficie disponible para la inserción de la fibrina y así permitir características de superficie con las cuales la fibrina puede formar una «malla». Se ha observado que los osteoblastos proliferan más sobre las superficies rugosas y que la composición y rugosidad de la superficie pueden influir en la energía superficial. Las superficies con energía superficial más alta exhiben un comportamiento de humectación mejorado, lo cual se cree que resulta en mejores interacciones con los dominios protésicos, importantes para la respuesta osteogénica²¹.

Es esencial la estabilidad primaria para lograr una osteointegración ideal y depende de las características micro y macroscópicas del implante, así como de la estructura ósea. Los implantes con superficie rugosa muestran mayor anclaje inicial en hueso y mayor porcentaje de contacto óseo que los implantes de superficie lisa²². De acuerdo con el microscopio de luz se logra un contacto directo hueso-implante, aunque la evaluación cuantitativa muestra diferencias en la cantidad de hueso en la interfase, de acuerdo con las diferentes superficies de los implantes²³. El uso de una superficie activa es ciertamente una ventaja, pero no modifica la densidad del hueso, por lo que deberíamos esperar una alta tasa de fracaso con cualquier tipo de implante colocado en hueso de muy baja densidad. Incluso, aunque se encuentre un alto porcentaje de contacto implante-hueso con implantes de superficie rugosa, la capacidad biomecánica de esta capa ósea delgada para soportar cargas oclusales es cuestionable, porque la densidad ósea no mejora con la colocación de implantes²².

Los diferentes tratamientos de calor y de superficie que se aplican a los implantes alteran sus características superficiales (composición, rugosidad y energía) y pueden tener implicaciones en la actividad clínica. Los estudios deben evaluar el efecto de estas diferencias sobre las interacciones biológicas²¹. Considerando los hallazgos de que diferentes sistemas de implantes con diferentes superficies muestran patrones de fracaso diferentes con el tiempo, parece probable que las características de superficie de los implantes jueguen un papel importante en el resultado final²⁴. Pero a pesar de la

importancia y necesidad de todos estos estudios para la evaluación ultraestructural de la interfase hueso-implante, ofrecen poca ayuda para el juicio clínico de éxito de la osteointegración. La evaluación clínica se lleva a cabo con los parámetros clásicos propuestos originalmente y otros que se han añadido 20. Se requieren estudios comparativos bien diseñados y a largo plazo para evaluar cuantitativamente estas diferencias24.

4. Estudios histológicos

Existe gran confusión en la literatura cuando se habla de las características superficiales de los implantes. En general, se han establecido las categorías de superficies «rugosas» y «pulidas o maquinadas». Resulta que las superficies «pulidas» no son tan lisas como aparentan y las superficies «rugosas» varían considerablemente entre sí. También existe la costumbre de definir la superficie por su proceso de fabricación (arenado, plasma de titanio, grabado ácido) lo cual no *proporciona* ninguna definición clara del tipo de superficie que permita una comparación entre los diferentes grupos de implantes". Existe un gran número de técnicas de medición bi- y tridimensionales disponibles para caracterizar la topografía superficial, todas ellas con limitaciones en los planos horizontales y verticales. Una medición típica de la rugosidad superficial de los implantes es el *valor R.*: promedio aritmético de la desviación de picos y valles sobre el perfil de una línea media. Dicho valor de R. puede ser igual para superficies con diferente geometría 25-26. Más reciente es el valor *Sex*: espacio promedio entre los picos, asociado con diferentes comportamientos biológicos. Se ha llegado a diferentes conclusiones en distintos estudios, publicándose muy frecuentemente un valor de rugosidad óptima (*Ra*) de 1,00 a 4,00 micras y un diámetro de la microfosa (*valor Sex*) de 3 a 11 micras27

Los diferentes métodos para obtener superficies rugosas pueden ser: capa de cubrimiento (plasma de titanio-SPT), figura 2, abrasión (arenado con óxido de titanio-TiO₂ o materiales solubles/reabsorbibles-RBM), figura 3, arenado, arenado y grabado ácido (óxido de aluminio Al₂O₃ y H₂SO₄/HCl), anodizado, trabajo en frío que produce hoyuelos en la superficie del implante, sinterización, atomización magnética (CaPO₄, apatitas), diferentes métodos de grabado químico (H₂SO₄ / HCl) y microtexturización con láser. Cada uno de ellos produce diferentes tipos de rugosidad, por lo que se requiere de la existencia de un método de descripción más adecuado de los diferentes tipos de topografías superficiales para uso en los estudios clínicos. Idealmente, cualquier parámetro que sea seleccionado debería estar correlacionado con variables como la respuesta ósea25. Un implante de superficie lisa necesitaría ser aproximadamente un 30-40% más grande para lograr la misma área de superficie que un implante rugoso. Las críticas a los diferentes métodos para producir superficies rugosas van desde la posibilidad de permanencia de ácido residual sobre la superficie del implante después del grabado ácido hasta el debilitamiento de la estructura por daño a nivel molecular con un grabado

- ácido agresivo, afectando la resistencia final del implante. Los implantes arenados con óxido de aluminio contienen una alta concentración de aluminio embebido que puede separarse de la superficie del implante y llegar a los tejidos adyacentes, provocando reacciones inflamatorias, osteólisis, reabsorción del hueso alrededor de los implantes y pérdida de éstos.

La estabilidad de los implantes aumenta si el anclaje es bicortical, si hay hueso más compacto y si los implantes tienen mayor longitud y diámetro. Hoy en día se prefieren los implantes cilíndricos roscados con mayor número de roscas pequeñas a los de roscas más grandes y en menor número27. Se cree que las propiedades químicas y topográficas de las superficies de los implantes son los factores principales que determinan la interacción de los implantes con el medio ambiente biológico, ya que estas propiedades influyen en la formación de la interfase material extraño/tejido y a la vez en el éxito o fracaso a largo plazo de la integración tisular26.

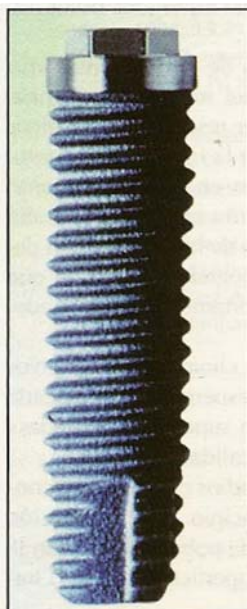


Fig. 2 Implante atornillado con recubrimiento de SPT (Titanium Plasma Spray: Rocío de Plasma de Titanio) sobre un sustrato de aleación de titanio para máxima resistencia(Lifecore Biomedical Inc, Chaska, MN,USA).



Fig.3 Implante atornillado con superficie tratada con medios biocompatibles(cerámicas de fosfato de calcio, MAR: medio de arenado reabsorbibles). Se conservan 3 milímetros de superficie lisa en la parte coronal para el mantenimiento del tejido blando (Lifecore Biomedical Inc, Chaska, MN,USA).

Los efectos de la topografía superficial sobre la adhesión celular varían con el tipo de célula. Los fibroblastos se adhieren más a superficies electropulidas que a superficies grabadas o arenadas. Los osteoblastos demuestran mayores niveles de adhesión a superficies rugosas que a superficies pulidas. Se registra una correlación positiva entre el aumento de la rugosidad y el contacto óseo^{26 27}. La óptima aposición de células óseas en una fase temprana ocurre, en mayor porcentaje, sobre superficies rugosas en comparación con superficies de titanio no tratadas, tradicionalmente pulidas²⁸.

En un estudio se evaluaron seis tipos diferentes de superficies de implantes cilíndricos huecos en cerdos miniatura: electropulida, tratada con grano medio y baño ácido, arenada con grano grueso, arenada con grano grueso y grabado ácido, plasma de titanio y plasma de hidroxiapatita. Histológicamente, se observó osteointegración con todas las superficies, pero con diferencias en el porcentaje de contacto óseo. Las superficies de los implantes rugosos mostraron más aposición ósea que las superficies maquinadas o pulidas; la evaluación a los 3 y 6 meses de cicatrización mostró que las superficies más rugosas tenían la mayor cantidad de contacto óseo. La conclusión es que la interfase hueso-implante es directamente proporcional a la rugosidad de la superficie".

Otro estudio evaluó la adhesión de células óseas a implantes dentales con diferentes características superficiales: liso, arenado con óxido de titanio, plasma de titanio e hidroxiapatita. Los resultados sugieren que las superficies SPT (plasma de titanio) promueven más rápidamente la diseminación celular por presentar una topografía más parecida y estable, según los autores³⁰. La evaluación histológica de un grupo de implantes maquinados (grupo control) y un grupo de implantes con una superficie arenada con partículas de hidroxiapatita (material de arenado reabsorbible-MAR) en un período de 4 a 8 semanas presentó un mayor porcentaje de contacto óseo hueso-implante con los implantes arenados. Se concluye que este tipo de superficie podría ser considerada más osteoconductiva que la superficie pulida".

Un análisis histológico e histomorfométrico de 84 implantes, 42 de superficie lisa y 42 rugosos (arenados con partículas de óxido de aluminio de 150 μm) en conejos, con tiempos de cicatrización de 1 a 8 semanas, presentó patrones diferentes de crecimiento óseo entre los dos grupos y un mayor porcentaje de contacto óseo, significativo estadísticamente a partir de la tercera semana, para el grupo de implantes rugosos, posiblemente por una mayor actividad osteoconductiva de estas superficies³². Se realizaron análisis histomorfométricos de cuatro superficies diferentes y valores de torque para su remoción; se utilizaron 48 implantes con superficie lisa, arenado, plasma de titanio y grabado ácido (Osseotite, Implant Innovations Inc, Palm Beach Gardens, FL). Después de 5 semanas de cicatrización se observó un mayor porcentaje de contacto implante-hueso y fuerza de remoción para el grupo de implantes con grabado ácido³³.

Un estudio en perros con 40 implantes 3i (Implant Innovations Inc, Palm Beach Gardens, FL), 20 estándar y 20 Osseotite (grabado ácido), cargados protésicamente 3 meses después de la cirugía y con 6 meses de funcionamiento, describe los resultados obtenidos en la evaluación de las partes blandas y hueso alrededor de dichos implantes. El análisis histométrico de las partes blandas periimplantarias y el nivel marginal de contacto huesoimplante era igual entre los dos grupos. Se observó un mayor porcentaje de contacto hueso-implante (CHI%) en la superficie de doble grabado ácido que sobre la superficie lisa de los implantes estándar, con significación estadística. La variación en la topografía de la superficie no tuvo, aparentemente, ninguna influencia sobre la altura o densidad del hueso periimplantario adyacente a la zona de contacto inmediato³⁴.

Como puede observarse, los diferentes estudios histológicos orientan el futuro desarrollo de los implantes hacia la utilización de superficies «rugosas o tratadas», observándose en ellos un mayor porcentaje de formación ósea y una cicatrización más rápida. Aún así, surge la gran duda del beneficio clínico para la utilización de implantes más costosos en el trabajo diario. Lo que se espera, con los estudios futuros, es lograr determinar la caracterización de cada tipo de superficie para determinadas situaciones clínicas, obteniéndose así un mayor rendimiento gasto/beneficio y mejores resultados en el trabajo con los pacientes.

Conclusiones

1. La mejora en el diseño de la superficie de los implantes determinará en el futuro los resultados clínicos que se puedan lograr en los tratamientos odontológicos con implantes dentales, al determinar ellos mismos la respuesta biológica en las diferentes etapas de la cicatrización y maduración de los tejidos óseos adyacentes.
2. Las características superficiales de los implantes «rugosos», independientemente del método de fabricación, deben llevarnos a obtener resultados biológicos y mecánicos más favorables en la interfase implante-hueso. Es necesario el avance en el conocimiento básico con respecto a la relación entre la topografía superficial y el comportamiento de las células para determinar los parámetros de topografía superficial que nos permitan predecir el comportamiento óseo alrededor de nuestros implantes.
3. Ante la ausencia de estudios clínicos comparativos bien controlados, la evidencia experimental publicada apoya el uso de implantes con superficies «tratadas» en zonas con hueso de pobre calidad.
4. Se sugiere la realización de estudios clínicos bien controlados que sustenten el principio de cicatrización más rápida o mayor en hueso de pobre calidad con la utilización de implantes con superficie «rugosa o tratada».

Bibliografía

1. Meffert RM, Langer B and Fritz ME. Dental Implants: A Review. *J Periodontol* 1992; 63:859-870.
2. Branemark PI, Zarb G and Albrektsson T. Tissue Integrated Prosthesis. Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago, Quintessence. 1985. Pp. 103-107.
3. Botha SJ. Physycal, mechanical, chemical, biological and optimal surface characteristics for bioacceptability. *Journal of Dental Association of South Africa* 1997; 52:273-282.
4. Zoldos J and Kent J Healing of Endosseous Implants. In: *Endosseous Implants for Maxillofacial Reconstruction*. Ed. by Michael Block and John Kent. Philadelphia, WB Saunders Co. 1995. Chapter 4, Pp. 40-51.
5. Bagambisa FB, Kappert HF and Schilli W. Cellular and molecular biological events at the implant interface. *J CranioMaxillo-Facial Surgery* 1994; 22:12-17.
6. Kasemo B and Lausmaa J. Metal Selection and Surface Characteristics. In: *Tissue Integrated Prosthesis. Osseointegration in Clinical Dentistry*. Ed by Branemark, Zarb, Albrektsson. Chicago, Quintessence. 1985. Chapter 4, Pp. 99-107.
7. Davies JE. Mechanisms of Endosseous Integration. *Int J Prosthodont* 1998; 11 :391-401.
8. Adell R et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981; 10:387-416.
9. Adell R et al. A Long-Term Follow-up Study of Osseointegrated Implants in the Treatment of Totally Edentulous Jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:347-359.
10. Lekholm U et al. Survival of the Branemark Implant in Partially Edentulous [aws: A 10-Year Prospective Multicenter Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:639-645.
11. Schmitt A and Zarb G. The Longitudinal and cJinical effectiveness of osseointegrated dental implant for single tooth replacement. *Int J Prosthodontic* 1993;6:197-202.
12. Lekholm U. Osseointegrated Implants in Clinical Practice. *J Oral Implantology* 1986, SI; Vol XII, No. 3:357-364.
13. Lemons J. Surface Evaluations of Materials. *J Oral Implantology* 1986, SI; Vol XII, o. 3:396-405.
14. Lekholm U et al. Survival of the Branemark Implant in Partially Edentulous [aws: A 10-Year Prospective Multicenter Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14:639-645.
15. Scheller H et al. A 5-Year Multicenter Study on ImplantSupported Single Crown Restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:212-218.
16. Jaffin RA and Berman Cl.. The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type IV Bone: A 5-Year Analysis. *J Periodontol* 1991; 62 :2-4.
17. Brunski J. Biomechanics of Dental Implants. In: *Block M5, Kent JN, Guerra LR. Implants in Dentistry*. Chapter 7, part 2. 1997. W. B. Saunders Company. Philadelphia. Pp. 63-71.
18. Bahat O. Branemark System Implants in the Posterior Maxilla: Clinical 5study of 660 Implants Followed for 5 to 12 Years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:646-653.
- Leonardis D, Garg A, Pecora E. Osseointegration of Rough Acid-Etched Titanium Implants: 5-Year Follow-up of 100 Minimatic Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:384-391.
20. Sykaras N, Iacopino M, Marker V, Triplett R, Woody R. Implant Materials, Designs, and Surface Topographies: Their Effect on Osseointegration. A Literature Review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:675-690.
21. Kilpadi D, Lemons J, Liu J, Raikar G, Weimer J, Vohra y. Cleaning and Heat-Treatment Effects on Unalloyed Titanium Implant Surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:219-230.
22. Trisi P, Rao W, Rebaudi A. A Histometrie Comparison of Smooth and Rough Titanium Implants in Human Low-Density Jawbone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:689- 698.
23. Masuda T, Yliheikkila P, Felton D, Cooper L. Generalizations Regarding the Proeeess and Phenomenon of Osseointegration. Part I. In Vivo Studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:17-29.
24. Esposito M, Hirsch J, Lekholm u. Thomsen P. Biologieal factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II) Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 1998; 106:721-764.
25. Cooper L. A role for surfaee topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants. *J Prosthet Dent* 2000;84:522-34.
26. Wieland M et al. Wavelength-Dependent Roughness: A Quantitative Approaeh to Charaeterizing the Topography of Rough Titanium Surfaees. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:163-181.
27. Ellingsen JE. Surfaee eonfigurations of dental implants. *Periodontology* 2000 1998;17:36-46.
28. Kieswetter K, Sehwartz Z, Humert TW, Cochran DL et al. Surface roughness modulates the local production of growth factors and cytokines by osteoblast-like MG-63 cells. *J Biomedical Materials Researh* 1996;30:739.
29. Buser D, Schenk RK et al. Influence of surface characterstics on bone integration of titanium implants. A histomotphometric study in miniature pigs. *J Biomedical Materials Research* 1991 ;25:889-902.
30. Lumbikanonda N, Sammons R. Bone Cell Attachment to Dental Implants of Different Surfaee Charaeteristics. *Int J Oral Maxillofae Implants* 2001 ;16:627-636.
31. Piatelli M et al. Bone response in rabbit to machined and RBM titanium implants. *J Dent Res* 1999;78:246. Abstraet 1126.
32. Piatelli A et al. Histologic and Histomorphometric Analysis of the Bone Response to Maehined and Sandblasted Titanium Implants: An Experimental 5study in Rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:805-810.
33. Cordioli G et al. Removal Torque and Histomorphometrie Investigation of 4 Different Titanium Surfaees: An Experimental Study in the Rabbit Tibia. *Int J Oral Maxillofae Implants* 2000;15:668-674.
34. Abrahamsson I et al. Bone and Soft Tissue Integration to Titanium Implants with Different Surface Topography: An Experimental Study in the Dog. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001 ;16:323-332.