

# Superficies de los implantes orales (parte 1): Revisión enfocada a la topografía y las propiedades químicas de superficies diferentes y respuestas a ellas in vivo

Tomas Albrektsson, MD, PhD, ODhca/Ann Wennerberg, DOS, PhD

**Objetivo:** Este artículo revisa las propiedades topográficas y químicas de las distintas superficies de implantes orales. Se examinan los diferentes mecanismos de anclaje, como la unión biomecánica y bioquímica. Se discuten la osteoatracción y las superficies recubiertas. **Resultados:** La calidad de la superficie de un implante oral puede subdividirse en propiedades mecánicas, topográficas y fisicoquímicas. Las propiedades topográficas se evalúan a un nivel de resolución micrométrico. Las superficies moderadamente rugosas (Sa entre 1,0 Y 2,0 mm) muestran respuestas óseas más fuertes que las superficies más lisas o más rugosas. La mayoría de los implantes comercializados actualmente son moderadamente rugosos. Los implantes orales permiten el crecimiento óseo hacia el interior de pequeñas irregularidades superficiales: unión biomecánica u osteointegración. Parece posible una unión biomecánica adicional con ciertas superficies. La osteoatracción es un término comercial sin correspondencia biológica precisa. Se han desarrollado superficies recubiertas con agentes biomecánicos, tales como los factores de crecimiento. **Conclusión:** Las superficies moderadamente rugosas parecen tener algunas ventajas clínicas sobre las superficies más lisas o más rugosas, pero las diferencias son pequeñas y, a menudo, no estadísticamente significativas. Los implantes bioactivos podrían ofrecer resultados prometedores. *Int J Prosthodont* 2004; 17:536-543.

La calidad superficial determinará las reacciones tisulares a un implante oral. La calidad superficial puede dividirse en tres categorías: 1) propiedades mecánicas, 2) propiedades topográficas y 3) propiedades fisicoquímicas. Este artículo trata estos aspectos de la calidad superficial de manera separada, a pesar de que se sabe que el cambio de un aspecto puede llevar a cambios en los otros. Por ejemplo, Sul y cols.<sup>1</sup> observan que anodizar un implante lleva a cambios en la rugosidad superficial, así como a alteraciones en la cristalinidad del óxido y a la inclusión de iones en la superficie. Morra y cols.<sup>2</sup> observaron que los implantes maquinados o lisos presentan una concentración más baja de titanio en su superficie y una concentración mayor de carbono que las superficies arenadas, grabadas con ácido o chorreadas con plasma.

## Aspectos de la calidad superficial

### Propiedades mecánicas

Las propiedades mecánicas de las superficies de los implantes están relacionadas con las tensiones potenciales en la superficie que pueden dar lugar a un mayor porcentaje de corrosión y desgaste en relación con la dureza del material. Se ha descrito una disminución en la resistencia a la fatiga en las superficies de los implantes con coberturas porosas.<sup>3</sup> El desgaste está relacionado con la resistencia del material, pero también con la rugosidad de la superficie. Una técnica para minimizar el desgaste es la implantación de iones.<sup>4</sup> Se han investigado de manera insuficiente las propiedades mecánicas de los sistemas de implantes orales.

### Propiedades topográficas

Se trata de unas propiedades importantes de las superficies de los implantes. La topografía superficial está relacionada con el grado de rugosidad de la superficie y con la orientación de las irregularidades superficiales. Durante más de una década, la rugosidad superficial ha sido el centro de la atención de los implantes orales. El implante Brånemark original (Nobel Biocare) era un tornillo roscado que presentaba una rugosidad mínima en su superficie, esto es entre 0,5 y 1,0 de valor Sa (fig. 1). Durante mucho

---

<sup>a</sup>Profesor y Jefe, Departamento de Investigación en Biomateriales e Incapacitados, Instituto de Ciencias Quirúrgicas, Universidad de Gotemburgo, Suecia.

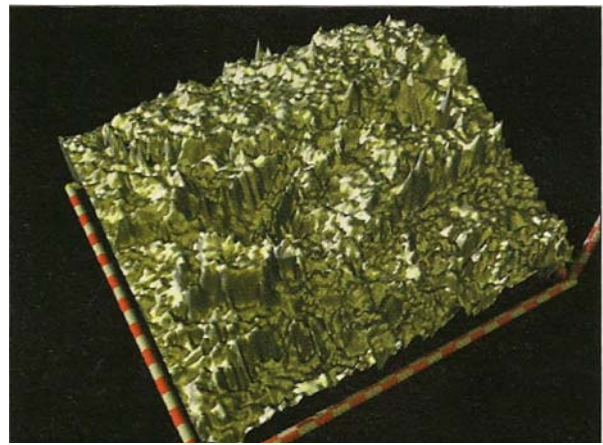
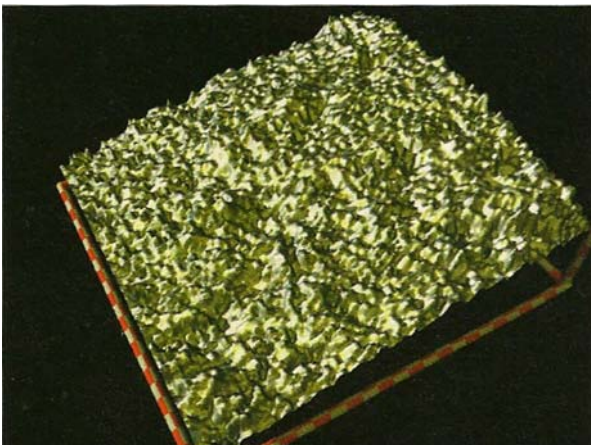
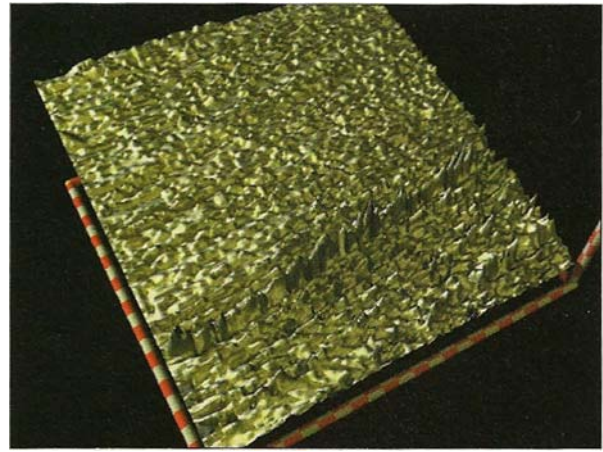
<sup>b</sup>Profesor y Jefe, Departamento de Prosthodontia, y Departamento de Investigación en Biomateriales e Incapacitados, Instituto de Ciencias Quirúrgicas, Universidad de Gotemburgo, Suecia.

2.1.

**Fig. 1 (derecha)** Una superficie roscada no es totalmente lisa. Ésta sigue siendo, de todas las superficies de implantes, la mejor documentada (cada sección roja y blanca de las barras = 10 mm).

**Fig. 2 (inferior)** Superficie moderadamente rugosa, con una rugosidad en el rango de 1 a 2 mm Sa, desarrolla una respuesta del hueso más fuerte que las superficies más lisas o más rugosas (cada sección roja y blanca de las barras = 10mm).

**Fig. 3 (inferior derecha)** El implante chorreado con plasma es más rugoso y ha demostrado una respuesta ósea más débil que los implantes moderadamente rugosos (cada sección roja y blanca de las barras = 10mm).



tiempo este implante fue el estándar dorado, lo que se basaba principalmente en un buen comportamiento clínico<sup>5,6</sup>. Sin embargo, a mediados de los años noventa, la mayoría de la evidencia experimental apuntaba en la misma dirección: los implantes de una superficie de unos 1,5  $\mu\text{m}$  (Sa) mostraban una respuesta ósea más fuerte (fig. 2) que los implantes roscados (más lisos) y que los chorreados con plasma<sup>7</sup> (Fig. 3 y tabla 1).

Sin embargo, más hueso interfacial (respuesta ósea más fuerte) en los experimentos en animales no implica necesariamente un mayor éxito clínico (fig. 4). Además, las desventajas potenciales de asperizar la superficie de un implante incluyen más problemas de periimplantitis y un riesgo mayor de liberación de iones. El riesgo de más periimplantitis con las superficies rugosas tiene el respaldo clínico de algunas investigaciones independientes<sup>8,9</sup>, pero que están relacionadas con los implantes chorreados con plasma muy rugosos (>2,0  $\mu\text{m}$  Sa). Por otra parte, la documentación clínica de las superficies moderadamente rugosas, como los implantes atornillados Tioblast (Astra Tech), muestra que no se produce una incidencia mayor de periimplantitis y, de hecho, los niveles de altura ósea se mantenían en el seguimiento a los 5 años<sup>10,13</sup>.

El otro inconveniente potencial de las superficies rugosas, el aumento del riesgo de liberación de iones, se basaba en el conocimiento físico de que una

rugosidad superficial mayor daba lugar a un contacto mayor tejido-implante y, por tanto, a una mayor liberación de iones. Sin embargo, no estaban identificados los niveles de riesgo y parece probable que esta liberación de iones con una rugosidad ligera de todos los implantes sea despreciable<sup>14</sup>. De hecho, la mayoría de los implantes orales comercializados son moderadamente rugosos, lo que podría ser su mayor beneficio. Sin embargo, se discutirán algunos de los implantes moderadamente rugosos desde el punto de vista químico, puesto que combinan una rugosidad superficial moderada con una modificación superficial química descrita como única por el fabricante.

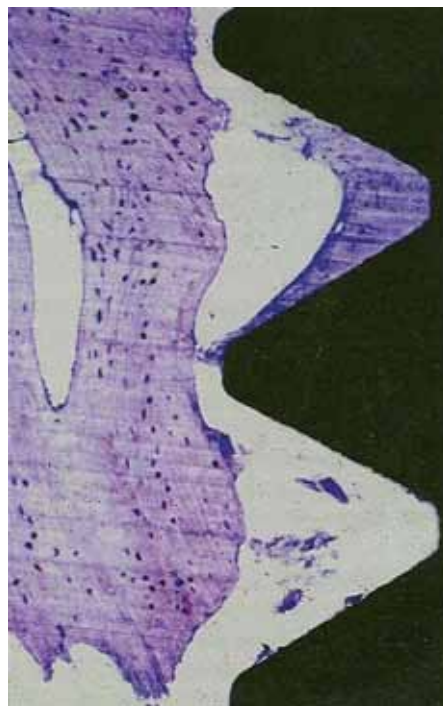
En la ciencia básica existe actualmente un interés considerable por las nanoestructuras. Con respecto a la rugosidad superficial, no se sabe si las irregularidades del tamaño de nanómetros afectarán a la respuesta ósea. Los cambios en la rugosidad del implante a nivel micrométrico de resolución pueden dar lugar, simultáneamente, a cambios en el nivel nanométrico. Es difícil, por tanto, excluir con fiabilidad la posibilidad de que las irregularidades superficiales del tamaño de nanómetros puedan influir en la respuesta ósea a un implante. Para el conocimiento de los autores de este artículo, la prueba se limita a los datos in vitro procedentes de diferentes nanosuperficies. Un estu-

**Tabla 1** Características de diferentes superficies de implantes

Rugosidad ( $S_a$ )	Uso clínico	Beneficios potenciales	Riesgos potenciales
0,0-0,4 $\mu\text{m}$ («lisa»)	Pilares, ciertos implantes experimentales «maquinados»	Ninguno si se utiliza para anclaje óseo	Demasiado lisa para una osteointegración adecuada
0,5-1,0 $\mu\text{m}$ («mínimamente rugosa»)	Pilares roscados, Osseotite, la mayoría de los implantes utilizados antes de 1995	Mayor documentación clínica de todos los implantes	¿Más exigentes para odontólogos no entrenados?
1,0-2,0 $\mu\text{m}$ («moderadamente rugosa»)	Tioblast, SLA, TiUnité, Frialit-2, la mayoría de los implantes actuales	Mayor respuesta ósea, tendencia a resultados clínicos mejores que los implantes roscados	Muchos, pero no todos los diseños, tienen sólo un seguimiento a corto plazo
>2,0 $\mu\text{m}$ («rugosa»)	Implantes de titanio chorreados con plasma y recubiertos de hidroxiapatita	Documentación positiva publicada de 5 años	Mayor incidencia de periimplantitis publicada en dos estudios



**Fig. 4a** Implante con una proporción elevada de contacto hueso-implante. Una cantidad mayor de hueso interfaccial no implica necesariamente una mejor función clínica (tinción de hematoxilina-eosina; distancia entre las puntas de dos roscas = 600  $\mu\text{m}$ ).



**Fig. 4b** Implante con una baja proporción de contacto hueso-implante. Es necesaria una prueba clínica controlada para revelar si es beneficiosa una alteración definida de la superficie (tinción de hematoxilina-eosina; distancia entre las puntas de dos roscas = 600  $\mu\text{m}$ ).

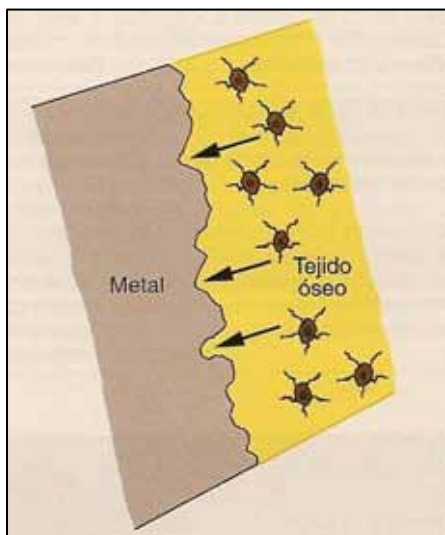
dio mostraba que las líneas celulares de macrófagos reaccionan a los microsurcos a nivel manométrico<sup>15</sup> mientras que otra investigación no encontraba efectos significativos en la adhesión celular a diferentes nanotopografías<sup>16</sup>. Es necesario llevar a cabo más estudios in vitro y, por supuesto, in vivo, para decidir la importancia potencial de las nanoestructuras. A pesar de ello, para los objetivos clínicos, la forma relevante de describir la superficie de un implante oral es refiriéndose a sus irregularidades micrométricas<sup>17</sup>.

### Características físicas

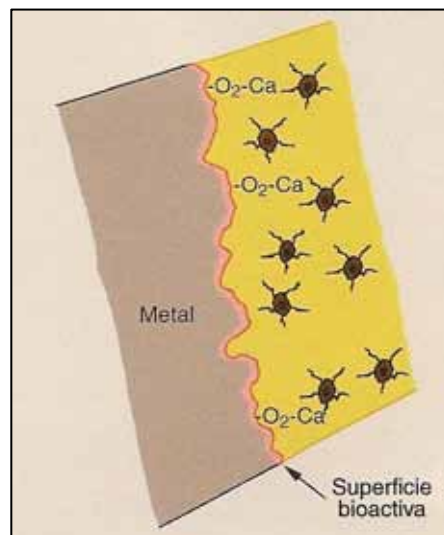
Las características físicas se refieren a factores tales como la energía y la carga superficiales. Según Hench y

Ethridge<sup>18</sup>, la energía superficial es una medida de la extensión hasta la que las uniones no son satisfactorias en la superficie. Una superficie con una alta energía tiene una elevada afinidad para la adsorción. En otras palabras, un implante oral con alta energía superficial podría, al menos teóricamente, mostrar una osteointegración más fuerte que los implantes con una energía superficial baja. El tratamiento de chorreado incandescente da lugar a una energía superficial mayor, así como a una mayor esterilización del implante<sup>19</sup>. Baier<sup>20</sup> defiende que la alta energía superficial influye en que las proteínas formen una beneficiosa capa primaria sobre el implante.

Una forma práctica de medir la energía superficial son las mediciones del ángulo de contacto<sup>18</sup>, método utilizado



**Fig. 5** La unión biomecánica significa crecimiento óseo hacia el interior de las irregularidades superficiales de tamaño micrométrico. Esto es lo mismo que «osteointegración» en el significado original del término.



**Fig. 6** La unión bioquímica puede producirse con ciertas superficies bioactivas de implantes.

también para determinar si una superficie es hidrófoba o hidrófila, es decir, la humectabilidad de una superficie<sup>21</sup>. Sin embargo, la hipótesis de que los implantes con una alta energía superficial dan lugar a una osteointegración más fuerte no ha sido verificada por estudios *in vivo*<sup>22,23</sup>. Es posible que una energía superficial inicialmente alta cambie inmediatamente cuando los implantes se cambian del contenedor de chorreado incandescente a través del aire hacia el paciente.

Las propiedades químicas parecen ser el foco del futuro de la implantología oral. La composición química de la superficie provocará reacciones diferentes desde el medio circundante. La composición química de la superficie difiere a menudo de la del material en bloque debido a los métodos de preparación y a las impurezas atrapadas en la superficie<sup>24,25</sup>. La capa superficial puede contener uniones reactivas, y un intercambio continuo de agua y diversos iones influye en la unión de las proteínas a la superficie y en las reacciones celulares subsiguientes<sup>26,27</sup>.

#### Mecanismo de anclaje de los implantes orales

Muchas compañías de implantes orales han lanzado recientemente nuevos productos que dicen poseer superficies únicas y, en ocasiones, bioactivas. El enfoque principal ha virado de la rugosidad superficial a la química superficial. Para explicar apropiadamente las características atractivas de las superficies nuevas es esencial resumir las opiniones actuales con respecto al anclaje al hueso, enfatizando los potenciales para la unión bioquímica.

#### Unión biomecánica

Un implante roscado de titanio, como el atornillado original de Brånemark, se ancla al hueso mediante su crec-

miento a través de las pequeñas irregularidades de la unión biomecánica a la superficie del implante (fig. 5). Por ello, la osteointegración depende de la unión biomecánica. Los implantes chorreados, grabados con ácido y otros moderadamente rugosos muestran una respuesta ósea más potente que los implantes raspados. Sin embargo, también dependen de la unión biomecánica. Este tipo de anclaje puede seguir la colocación de implantes de titanio relativamente inertes (y de algunos otros metales y cerámicas) de una rugosidad superficial al menos mínima. El aspecto potencialmente negativo de la unión biomecánica es que emplea tiempo. Transcurren semanas hasta que se empieza a formar hueso en las irregularidades de la superficie del implante. Antes del engranaje óseo, el implante depende de su macrodiseño (p. ej. roscado) para su retención. Los artículos específicos publicados en los años ochenta indicaban, por lo general, que el hueso necesita cavidades o poros de un mínimo de 50 a 100  $\mu\text{m}$  para un crecimiento adecuado. Actualmente, tenemos un conocimiento suficiente de que las irregularidades por debajo de, al menos, 1  $\mu\text{m}$  pueden ser invadidas por hueso, pero los sistemas haversianos completos necesitan un espacio mayor<sup>17</sup>.

Las superficies de titanio electropulidas de una rugosidad similar a los pilares (es decir, sobre 0,2  $\mu\text{m}$  Sal no se osteointegran de una manera apropiada<sup>28-30</sup>. Las uniones biomecánicas más fuertes están presentes en superficies de una rugosidad de 1,5  $\mu\text{m}$ , mientras que las de los implantes chorreados con plasma, más rugosos, muestran un crecimiento óseo hacia el interior más débil<sup>7</sup>.

#### Unión bioquímica

Según Osborn y Newsly<sup>13</sup>, el titanio (y metales similares y ciertas cerámicas) son bioinertes, en contraste con los materiales bioactivos, como varios fosfatos cálcicos y biovidrios, por

mencionar sólo unos pocos ejemplos. La mejor definición del modo de unión biomecánica del anclaje del implante (fig. 6) es: «La bioactividad es la característica del material de un implante que le permite formar una unión con los tejidos vivos»<sup>32</sup> Hench y cols<sup>33</sup> sugirieron por primera vez la unión química potencial entre el implante y los tejidos del huésped y se refirieron a ella como una cierta composición vitrocerámica y su reacción con los tejidos del huésped. A pesar del gran interés que suscita en el campo de la investigación, las cerámicas de biovidrio nunca llegaron a utilizarse de una manera habitual para los implantes orales, presumiblemente debido a razones biomecánicas. En su lugar, se lanzaron las cerámicas de fosfato de calcio (p. ej., hidroxiapatita [HA]) como recubrimientos superficiales potencialmente bioactivos para los implantes de titanio (como revisión, v. Hulbert<sup>34</sup>).

Es importante comprender que los implantes bioactivos podrían, además de la unión biomecánica, mostrar anclaje biomecánico, de tal manera que un implante podría anclarse a través de ambos mecanismos. La ventaja teórica con los implantes bioactivos es que la unión biomecánica es rápida, es decir, funciona en un momento en que aún no se ha desarrollado una unión biomecánica apropiada.

A pesar de que el titanio comercialmente puro (cp) en su forma original es sólo capaz de una unión biomecánica, las modificaciones químicas del titanio cp pueden convertirlo en un material bioactivo. Las modificaciones superficiales consisten en el tratamiento con NaOH y calor<sup>35,36</sup> la implantación iónica con calcio<sup>37</sup> o la anodización con electrolitos que contienen iones de fósforo, sulfuro, calcio o magnesio<sup>38,40</sup>. Son interesantes estas superficies de titanio modificadas pero, hasta donde saben los autores de este artículo, no se han introducido clínicamente.

Hasta donde conocen los autores, existen dos tipos de superficies potencialmente bioactivas y comercializadas actualmente como implantes dentales: una de estas superficies está representada por los implantes recubiertos de fosfato cálcico que comercializan algunas compañías; la otra es la del implante fluorado Osseospeed (Astra Tech). Puesto que los implantes oxidizados pueden ser también bioactivos<sup>40</sup>, se ha investigado particularmente si existe alguna evidencia de que la superficie TiUnite (No. bel Biocare) oxidizada sea bioactiva<sup>38</sup>. Ese estudio experimental falló a la hora de señalar alguna bioactividad de una superficie oxidizada con iones de fósforo embebidos, una característica del implante TiUnite.

*Implantes recubiertos de fosfato cálcico.* Como resumió L. Agerholm<sup>41</sup>, los biomateriales de fosfato cálcico son similares al mineral óseo. Pueden formar apatita ósea como mineral o HA carbonada sobre sus superficies (bioactividad); son capaces de promover la función celular, llevando a la formación de una interfase resistente entre el hueso y el fosfato cálcico. Además, son osteoconductores y pueden unirse a las proteínas morfogenéticas óseas (BMP) para convertirse en osteoinductores. Jarcho y cols<sup>42</sup> fueron los primeros que presentaron indicaciones de la unión directa

del hueso a la HA. Por regla general, actualmente se cree que los fosfatos cálcicos pueden tener capacidad bioactiva<sup>43,44</sup>, aunque esto no puede aplicarse a todos los tipos de fosfatos cálcicos.

No se conocen los mecanismos de la capacidad bioactiva potencial del fosfato cálcico, pero se ha rechazado la hipótesis de que se forma una capa de apatita carbonada similar al mineral óseo por disolución iónica a partir del material bicerámico<sup>45</sup>. Otros mecanismos potenciales incluyen un efecto directo de las concentraciones elevadas de calcio y fósforo y la alta afinidad por los factores de crecimiento (como revisión, v. Jansen y cols<sup>46</sup>).

*Implantes fluorados.* Hlinqser<sup>47</sup> introdujo el tratamiento del titanio con flúor. Realizó pruebas de cizallamiento de implantes de titanio fluorados y control colocados en conejos durante un tiempo superior a 8 semanas. Los implantes fluorados soportaban más pruebas de cizallamiento que los implantes control y se observaba una mayor adhesión ósea a los implantes fluorados, mientras que los controles fracasaban siempre en la interfase entre el hueso y el material extraño. Este último hallazgo es una indicación de la bioactividad de los implantes fluorados. Johansson y cols<sup>48</sup> publican un contacto óseo significativamente mayor a los implantes de titanio modificados con flúor al mes y los 3 meses de seguimiento, a pesar del hecho de que los implantes fluorados eran mínimamente rugosos y a que los controles chorreados eran moderadamente rugosos. Ellingsen<sup>49</sup> describe otro experimento con conejos a los que se implantaron implantes roscados de titanio, comparado con los implantes chorreados, de una rugosidad intermedia, con y sin fluoración de su superficie. No sorprendió observar que las pruebas de torque de remoción verificaban un torque significativamente mayor en la remoción de los implantes chorreados. Sin embargo, los implantes chorreados fluorados mostraban un torque de remoción significativamente mayor que los implantes chorreados de la prueba, lo cual era de nuevo indicativo de una reacción bioactiva de los implantes de titanio fluorado.

## Evidencia de una superficie bioactiva del implante

Hasta el momento ha sido imposible demostrar la existencia de bioactividad. Sin embargo, la literatura científica ha presentado varias indicaciones de la unión biomecánica. Cada una de ellas va unida a una posible indicación para la unión biomecánica:

- Coalescencia tisular. Esta teoría se basa en la micrografía electrónica de transmisión de alto poder (MET) que demuestra que el tejido «flota en el interior» de la superficie del biomaterial. Las distancias son tan pequeñas que parece probable que se produzca una unión biomecánica<sup>50</sup>. Sin embargo, Davies<sup>51</sup> señala la existencia de una semejanza en la morfología interfacial entre las imágenes a alto poder de la HA potencialmente bioactiva y el titanio cp, no considerado bioactivo.
- Cuando se retira un implante, por ejemplo, con una prueba de cizallamiento, la ruptura no se produce en la

3. interfase, sino en el tejido óseo<sup>47</sup>. Esto puede ser importante, ya que los enlaces iónicos actúan sobre una distancia corta (nanómetros), mientras que los movimientos registrados de los implantes osteointegrados se producen en un nivel micrométrico de resolución. Los enlaces iónicos no serían posibles si estos movimientos se produjeran en la interfase entre el hueso y el material; por ello, deben producirse en el tejido óseo, al menos para los implantes unidos. Sin embargo, el hallazgo de tejido óseo sobre la superficie de los implantes después de las pruebas de cizalla miento podría no servir como conclusión evidente de bioactividad, ya que, al menos en teoría, el entrecruzamiento biomecánico puede dar lugar a la fractura y expulsión de porciones de tejido óseo atrapado en las irregularidades, orientadas tridimensionalmente, del implante.

- La evidencia química, tal como la formación de capas de apatita de carbonato sobre los implantes cerámicas con fosfato cálcico<sup>41,52</sup>. La evidencia química publicada en la literatura es bastante interesante, pero es necesario investigar más antes de que la evidencia química pueda ser considerada concluyente.
- El hallazgo de una unión ósea significativa mente más fuerte a la superficie tratada de un implante, comparada con la de otra superficie idéntica pero no tratada" control, cuando no existían factores conocidos (p. ej., diferencias potenciales en la rugosidad superficial debido al tratamiento de la superficie), puede explicar la unión ósea más fuerte<sup>40</sup>. Naturalmente, investigaciones futuras podrían identificar otros factores (no necesariamente asociados con la bioactividad) que pueden explicar las diferencias observadas.

Un problema obvio es el hecho de que el uso de varias técnicas de modificación superficial de los implantes orales simultáneamente lleva a una superficie más rugosa. Por ello, cuando se evalúa la respuesta del hueso a la nueva superficie, bioactiva en potencia, los efectos positivos de la respuesta ósea pueden explicarse debido a un incremento de la rugosidad superficial.

#### *Superficies de los implantes orales que se sugiere son «osteoretivas»*

En algunos casos, los fabricantes afirman que tienen una superficie particularmente osteoattractiva, pero no utilizan el término «bioactivo». Una razón para la reticencia a hablar de bioactividad (aparte de la ausencia de evidencia directa) es que puede negarse la designación 510(k) «equivalencia sustancial» y que han de llevarse a cabo estudios prospectivos, controlados y aleatorizados antes de vender el dispositivo en Estados Unidos. Este artículo incluye dentro de este grupo a los implantes no conocidos que cumplan algunas de las indicaciones para la bioactividad.

Desde un punto de vista científico, es difícil definir la osteoattractividad particular y diferenciar estas superficies de las superficies moderadamente rugosas que son bastante atractivas para la formación de hueso. Las principales

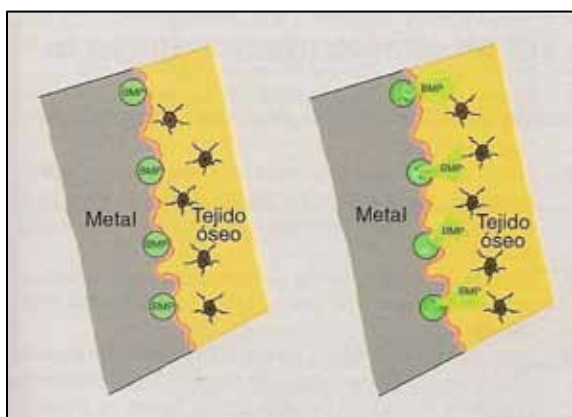
compañías de implantes orales, que no disponen de una documentación apropiada a 5 años de sus nuevas superficies, tienden a sugerir que éstas tienen una atracción especial para el tejido óseo. Se ha afirmado que los implantes grabados con ácido Dsseo (3i) aumentan la retención de fibrina que posibilita que las células osteogénicas migren hacia la superficie del implante, permitiendo lo que Davies<sup>53</sup> denomina «formación de hueso de novo». Este tipo de retención de fibrina se observa claramente en muchas topografías implantarias superficiales diferentes<sup>54</sup>. Por tanto, no es sorprendente que se asegure que las otras superficies, como la del nuevo implante Cellplus (Oentsply/Friadent), muestran una capacidad de retención de fibrina similar<sup>55</sup>.

Otras superficies que defienden ser únicas con respecto a la respuesta del hueso incluyen la superficie SLA (Straumann) y la TiUnite. La superficie SLA está chorreada y grabada con ácido, por lo que realmente no es única, ya que la superficie del implante OPS (Oentsply/Friadent) también está chorreada y grabada con ácido. Ambas superficies son moderadamente rugosas. Todavía no está probado si una es más osteoattractiva que la otra. Los implantes TiUnite actúan como ánodos, es decir, se considera que el espesor del óxido aumenta a más de 1.000 nanómetros (el espesor real de óxido varía a lo largo de la longitud del implante). Cuando se colocan las superficies de titanio en una célula galvánica con ácido fosfórico como electrolito (el contenido exacto del electrolito no se da a conocer al público, pero los autores han descubierto que contiene iones de fósforo), con el tiempo se produce una fractura en la superficie. Naturalmente, es más atractivo referirse a la superficie indicando que se ha vuelto «porosa» (hay, en efecto, más indentaciones que verdaderos poros) y afirmar que estos poros presentan características únicas. Existe poca evidencia científica al respecto.

Todos los tipos de implantes descritos como «osteoa-tractivos» pueden, de hecho, compartir las características de ser moderadamente rugosos y, de esta manera, más atractivos para la formación de hueso nuevo que los implantes roscados más lisos o los chorreados con plasma más rugosos.

#### *Superficies recubiertas*

En esta denominación se incluyen las superficies de implantes que han sido recubiertas con un agente potencialmente estimulante de hueso, como BMP u otros factores de crecimiento óseo (fig. 7). Aunque se ha discutido mucho sobre ello, los autores de este artículo no tienen constancia de que realmente las superficies recubiertas se hayan probado y documentado como implantes orales. Presumiblemente, existen aún soluciones hipotéticas para el futuro. Se sugiere actuar con precaución, especialmente, puesto que se duda del efecto de la administración externa de factores de crecimiento en el caso de implantes orales colocados de la manera habitual<sup>56</sup>. Esta observación no contradice la evidencia del efecto positivo de las BMP en caso de falta de soporte óseo, por ejemplo, en el caso de crestas alveolares reabsorbidas<sup>57</sup>.



**Fig. 7** Las superficies recubiertas que contienen varios tipos de factores de crecimiento óseo u otros agentes estimulantes óseos pueden demostrar ser ventajosas en lechos óseos comprometidos. Sin embargo, hasta el momento falta documentación sobre la eficacia de dichas superficies; *BMP* = proteína morfogenética ósea.

## Conclusión

Las superficies moderadamente rugosas pueden tener algunas ventajas clínicas en comparación con las superficies roscadas, más lisas, y con las superficies chorreadas con plasma, más rugosas. Los implantes bioactivos presentan unas expectativas que pueden ser prometedoras en el futuro. Sin embargo, los autores coinciden con Jokstad y cols.<sup>59</sup> en que «un número sustancial de afirmaciones llevadas a cabo por diferentes fabricantes sobre la superioridad atribuida a las características del diseño no se basan en estudios clínicos rigurosos y a largo plazo». De hecho, parece probable que los avances en la técnica quirúrgica aporten buenas expectativas para mejorar los resultados clínicos.<sup>59, 60</sup> Algunos cirujanos simplemente tienen menos resultados clínicos exitosos que otros que trabajan con el mismo implante. Ésta es una observación importante que debe tenerse en cuenta para evitar ser mal orientado por el lado comercial de la implantología oral cuando proclama que las modificaciones de las superficies osteoatractivas son, supuestamente, la única manera de mejorar el éxito clínico.

## Bibliografía

4. Sul YT, Johansson CB, Petronis S, et al. Characteristics of the surface oxides on turned and electrochemically oxidized pure titanium implants up to dielectric breakdown: The oxide thickness, micropore configuration, surface roughness, crystal structure and chemical composition. *Biomaterials* 2002;23:491-501.
5. Morra M, Asinelli C, Bruzzone G, et al. Surface chemistry effects of topographic modification of titanium dental implant surfaces. 1. Surface analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:40-45.
6. Kohn DH, Ducheyne P. A parametric study of the factors affecting

the fatigue strength of porous-coated Ti6Al4V implant alloy. *J Biomed Mater Res* 1990;24:1483-1501.

7. McKellop HA, R6stlund T, Ebranzadeh E, Sarmiento A. Wear of titanium 6-4 alloy in laboratory tests and in retrieved human joint replacements. In: Brown SA, Lemons JE (eds). *Medical Applications of Titanium and Its Alloys: The Material and Biological Issues*. Philadelphia: American Society for Testing and Materials, 1995.
8. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol* 1988;59:287-296.
6. Eckert SE, Parein A, Myshin HL, Padilla JL. Validation of dental implant systems through a review of literature supplied by system manufacturers. *J Prosthet Dent* 1997;77:271-279.
7. Wennerberg A. *On Surface Roughness and Implant Incorporation* [thesis], Göteborg, Sweden: Department of Biomaterials, University of Göteborg, 1996:1-196.
8. Becker W, Becker B, Ricci A, et al. A prospective, multicenter trial comparing one- and two-stage titanium screw shaped fixtures with one-stage plasma-sprayed solid-screw fixtures. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:159-165.
9. Astrand P, Anzén B, Karlsson U, Saltholm S, Sviidström P, Hellem S. Nonsubmerged implants in the treatment of the edentulous upper jaw: A prospective clinical and radiographic study of ITI implants. Results after 1 year. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:166-174.
10. Norton M. Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design: The influence of surface macro- and microstructure. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:91-99.
11. Palmer R, Palmer P, Smith B. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:179-182.
12. Gotfredsen K, Karlsson U. A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with a machined and TiO<sub>2</sub> blasted surface. *J Prosthodont* 2001;10:2-7.
13. Steveling H, Roos J, Rasmusson L. Maxillary implants loaded at 3 months after insertion: Results with Astra Tech implants after up to 5 years. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3:120-124.
14. Wennerberg A, Ide-Ektessabi A, Shino H, et al. Titanium release from implants prepared with different surface roughness. An in vitro and ex vivo study. *Clin Oral Implants Res* (forthcoming).
15. Wojciak-Stothard B, Curtis A, Monaghan W, Macdonald K, Wilkinson C. Guidance and activation of murine macrophages by nanometric scale topography. *Exp Cell Res* 1998;223:426-435.
16. Rice JM, Hunt JA, Gallagher JA, Hanarp P, Sutherland AS, Gold J. Quantitative assessment of the response of primary derived human osteoblasts and macrophages to a range of nanotopography surfaces in a single culture model in vitro. *Biomaterials* 2003;24: 4799-4818.
17. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:331-344.
18. Hench LL, Ethridge EC. *Biomaterials. An Interfacial Approach*. New York: Academic, 1982.
19. Baier RE. Conditioning surfaces to suit the biomedical environment: Recent progress. *J Biomed Eng* 1982;104:257-271.
20. Baier RE. Surface preparation. *J Oral Implantol* 1986;12:387-395.
21. Baier RE, Meyer A. Surface analysis. In: von Recum AF (ed). *Handbook of Biomaterials Evaluation. Scientific, Technical and Clinical Testing of Implant Materials*. New York: MacMillan, 1986: 97-108.
22. Carlsson L, Albrektsson T, Berman C. Bone response to plasma-cleaned titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4: 199-204.
23. Wennerberg A, Bolund P, Albrektsson T. Glow discharge pretreated implants combined with temporary bone ischaemia. *Swed Dent J* 1991;15:95-101.
24. Kasemo B, Lausmaa J. The biomaterial-tissue interface and its analogues in surface science and technology. In: Davies JE (ed). *The Bone-Biomaterials Interface*. Toronto: University of Toronto Press, 1991:19-31.

25. Smith DC, Pilliar RM, Chernenky R. Dental implant materials. 2. Preparative procedures and surface spectroscopic studies. *J Biomed Mater Res* 1992;25:1069--1084.
26. Williams RL, Higgins SJ, Hamnett A, Williams DE The characteristics of protein adsorption onto metallic biomaterials. In: Heimke G, Soltész U, Lee AJC (eds). *Clinical Implant Materials. Advances in Biomaterials. Vol 9.* Amsterdam: Elsevier Science, 1990:327-332.
27. Smith DC. Dental implants: Materials and design considerations. *Int J Prosthodont* 1993;6:106-117.
28. Carlsson L, R6stlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:21-24.
29. Buser O, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fax 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.
30. Carlsson L, Regner L, Johansson C, Gottlander M, Herberts P. Bone response to hydroxyapatite coated and commercially pure titanium implants in the human arthritic knee. *J Orthop Res* 1994;12:274-285.
31. Osborn JF, Newesly H. Dynamic aspects of the implant-bone-interface. In: Heimke G (ed). *Dental Implants, Materials and Systems.* Munich: Hanser, 1980:111-123.
32. Hench LL. Bioactive glasses and glass ceramics: A perspective. In: Yamamuro T, Hench L, Wilson J (eds). *Handbook of Bioactive Ceramics. Vol 1.* Boca Raton, FL: CRC, 1990:7-23.
33. Hench LL, Greenlee TK Jr, Allen WC, Piotrowski G. An Investigation of Bonding Mechanisms at the Interface of a Prosthetic Material, Report No. 1, Contract No. DADA 17-70-C-0001. Washington, DC: WS Army Research and Development Command, Clearinghouse for Federal Scientific and Technical Information, 1970.
34. Hulbert SC. Bioactive ceramic-bone interface. In: Yamamuro T, Hench L, Wilson J (eds). *Handbook of Bioactive Ceramics. Vol 1.* Boca Raton, FL: CRC, 1990:3--().
35. Kim HM, Miyaji F, Kokubo T, Nakamura T. Preparation of bioactive Ti and its alloy via simple chemical surface treatment. *J Biomed Mater Res* 1996;32:409--417.
36. Skripitz R, Aspenberg P. Tensile bond between bone and titanium: A reappraisal of osseointegration. *Acta Orthop Scand* 1998;69:2-6.
37. Hanawa T. Titanium and its oxide film: A substrate for formation of apatite. In: Davies JE (ed). *The Bone-Biomaterials Interface.* Toronto: University of Toronto Press, 1991:4H1.
38. Sul YT, Johansson CB, Kang Y, Jeon D-G, Albrektsson T. Bone reactions to oxidized titanium implants with electrochemical anion sulphuric acid and phosphoric acid incorporation. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4:78-87.
39. Sul YT, Johansson CB, R6ser K, Albrektsson T. Qualitative and quantitative observations of bone tissue reactions to anodized implants. *Biomaterials* 2002;23:1809-1817.
40. Sul YT, Johansson CB, Albrektsson T. Oxidized titanium screws coated with calcium ions and their performance in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:625-634.
41. LeGeros RZ. Properties of osteoconductive biomaterials: Calcium phosphates. *Clin Orthop* 2002;395:81-98.
42. Jarcho M, Kay JF, Kenneth 1, Gumaer K, Doremus R, Drobeck H. Tissue cellular and subcellular events at the bone-ceramic hydroxyl apatite interface. *J Bioeng* 1977;1:259-278.
43. Ogiso M, Tabata T, Ichijo T, Borgese D. Examination of human bone surrounded by a dense hydroxyapatite dental implant after long-term use. *J Long Term Eff Med Implants* 1992;2:235-247.
44. Neo M, Kotani S, Nakamura T, et al. A comparative study of ultrastructures of the interfaces between four kinds of surface-active ceramic and bone. *J Biomed Mater Res* 1992;26:1419--1432.
45. Ducheyne P, Qui Q. Bioactive ceramics: The effect of surface reactivity on bone formation and bone cell function. *Biomaterials* 1999;20:2287-2296.
46. Jansen JA, ter Brugge P, van der Waal E, Vredenberg A, Wolke J. Osteocapacities of calcium phosphate ceramics. In: Ellingsen JE, Lyngstadaas SP (eds). *Bioimplant Interface.* Boca Raton, FL: CRC, 2003:305-322.
47. Ellingsen JE. Pre-treatment of titanium implants with fluoride improves their retention in bone. *J Mater Sci Mater Med* 1995;6: 749--758.
48. Johansson C, Wennerberg A, Holm6n A, Ellingsen JE. Enhanced fixation of bone to fluoride-modified implants. In: *Transactions of the Sixth World Biomaterials Congress.* Sydney: Society for Biomaterials, 2002:601.
49. Ellingsen JE. Increasing biocompatibility by chemical modification of titanium surfaces. In: Ellingsen JE, Lyngstadaas SP (eds). *Bioimplant Interface.* Boca Raton, FL: CRC, 2003:323-340.
50. Hench LL, Splinter RJ, Allen WC, Greenlee TK Jr. Bonding mechanisms at the interface of ceramic prosthetic materials. *J Biomed Mater Res Symp* 1971;2:117-126.
51. Davies JE. The use of cell and tissue culture to investigate bone cell reactions to bioactive materials. In: Yamamuro T, Hench L, Wilson J (eds). *Handbook of Bioactive Ceramics. Vol 1.* Boca Raton, FL: CRC, 1990:195-225.
52. Daculsi G, LeGeros RZ, Heughebaert M, Barbieux 1. Formation of carbonate-apatite crystals after implantation of calcium phosphate ceramics. *Calcif Tissue Int* 1990;46:20-27.
53. Davies JED. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 1998;11:391-401.
54. Davies JED. Critical issues in endosseous peri-implant wound healing. In: Ellingsen JE, Lyngstadaas SP (eds). *Bioimplant Interface.* Boca Raton, FL: CRC, 2003:219--228.
55. Geis-Gerstorfer J, Lindemann W, Rupp F, Scheider L. In vitro screening of microstructured titanium implant surfaces. Presented at the 10th International Friadent Symposium, 16-17 May 2003, Mannheim, Germany. Mannheim: Dentsply/Friadent, 2003:21-22.
56. Franke-Stenport V. On Growth Factors and Titanium Implant Integration in Bone [thesis], G6teborg, Sweden: Department of Biomaterials/Handicap Research, University of G6teborg, Sweden, 2002:1-160.
57. Wikesj6 U, Sorensen RG, Kinoshita A, Wozney JM. rhBMP-2/aBSM induces significant vertical alveolar ridge augmentation and dental implant osseointegration. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4: 174-182.
58. Jokstad A, Br6qqer U, Brunski J, Can AB, Naert 1, Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J* 2003;53:409-443.
59. Albrektsson T. Is surgical skill more important for clinical success than changes in implant hardware? [editorial]. *Clin Oral Implants Res* 2001 ;3:6-7.
60. Bryant SR. *Oral Implant Outcomes Predicted by Age- and Site-Specific Aspects of Bone Condition* [thesis], Toronto: University of Toronto, 2001.