

Generalidades de la interfase hueso-implante dental

Basic principles of bone-dental implant interphase

Juan Carlos Vanegas A.^I; Nancy S. Landínez P.^I; Diego A. Garzón-Alvarado^{II}

^IMaestría en Ingeniería Biomédica. Grupo de Modelado Matemático y Métodos Numéricos (GNUM). Universidad Nacional de Colombia. Bogotá, Colombia.

^{II} Profesor Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica. Grupo de Modelado Matemático y Métodos Numéricos (GNUM). Universidad Nacional de Colombia. Bogotá, Colombia.

RESUMEN

Un implante dental es una pieza de biomaterial que se inserta en el hueso de la mandíbula para reemplazar la raíz de un diente. La oseointegración es la conexión firme, estable y duradera entre el implante dental y el tejido óseo formado a su alrededor. Esta formación de hueso está sujeta a los fenómenos de migración, proliferación y diferenciación celular que suceden en la denominada interfase hueso-implante dental. En este artículo se describen las generalidades de esta interfase a partir de la descripción biológica del hueso alveolar y de las características propias del implante dental. El objetivo es obtener las generalidades de la interfase hueso-implante dental a partir de una revisión de la literatura disponible en implantes dentales, teniendo en cuenta los avances que permiten un mejor recuperación tisular y las tendencias en términos de diseño y superficie. Se concluye que la biología del tejido óseo, las características del implante, el entorno fisiológico y las cargas mecánicas externas influyen en la consolidación de la interfase hueso-implante y su oseointegración.

Palabras clave: interfase hueso-implante dental, hueso alveolar, implante dental, topografía superficial, oseointegración, biocompatibilidad.

ABSTRACT

A dental implant is a biomaterial device inserted in the jaw bone to replace the root of a tooth. The osseointegration is the direct, stable and functional connection between the dental implant and the new bone formed around it. The formation of

this new bone depends on cell migration, proliferation and differentiation processes carried out in the so-called bone-dental implant interface. In this article we present an overview of the bone-dental implant interface from the biological description of the alveolar bone and the characteristics of the dental implant. The aim is to obtain the main aspects of the bone-dental implant interface from the review of the available literature in dental implants that considers the mayor breakthroughs leading to a better tissue healing process in terms of implant design and surface. It is concluded that the biology of bone tissue, the implant characteristics, the physiological media and the mechanical forcercs all are involved in the consolidation of the bone-dental implant interface and its osseointegration.

Key words: bone-implant interface, alveolar bone, dental implant, surface topography, osseointegration, biocompatibility.

IIINTRODUCCIÓN

En la década de los años 60 Branemark introdujo el término oseointegración para referirse a la aceptación y anclaje de piezas de titanio colocadas en el hueso maxilar,^{1,2,3,4} actualmente conocidas como implantes dentales.^{5,6} La oseointegración es la conexión firme, estable y duradera entre un implante sujeto a carga y el hueso que lo rodea 7, 8. El éxito de esta conexión o interfase hueso-implante depende de factores biológicos y sistémicos del paciente^{8,9,10} y de las características del implante y su superficie,^{11,12} entre otros. Una adecuada oseointegración está sujeta a la aceptación del implante por parte de los tejidos vivos^{4,7} sin la formación de tejido fibroso en la interfase hueso-implante y sin la presencia de síntomas de inflamación severa.^{1,2,4,13}

Por su parte, la interfase hueso-implante dental se caracteriza por las propiedades favorables al crecimiento y formación de nuevo hueso alveolar que posee el implante en su superficie^{14,15,16,17} y por el diseño del implante, lo que le permite distribuir adecuadamente las cargas mecánicas ejercidas durante la masticación.^{4,7,12} Por lo tanto, esta interfase debe considerarse como el resultado de la interacción de un conjunto de factores que modulan la respuesta biológica y que determinan el éxito de la oseointegración, entre los que se encuentran la respuesta inmune del paciente,^{4,10} el procedimiento de inserción,¹⁴ las características fisiológicas del hueso receptor,¹⁶ los factores mecánicos del implante y su superficie 18, 19, y la acción de fuerzas mecánicas sobre el hueso y el implante.²⁰

El objetivo del presente trabajo es realizar una revisión del estado del arte sobre implantes dentales para extraer las características generales de la interfase hueso-implante dental y que conducen a una adecuada oseointegración. En la sección II se revisa la biología del hueso alveolar y sus características más relevantes. En la siguiente sección se mencionan las generalidades de un implante dental y su procedimiento de inserción. Luego se describen los aspectos generales de la oseointegración, y por último se presenta una discusión sobre los principales factores que controlan la formación de la interfase hueso-implante y que regulan la oseointegración.

COMPONENTES DE LA INTERFASE

Los dientes son estructuras anatómicas utilizadas durante la masticación. Cada diente se compone de corona, cuello y raíz.^{14,21} La corona es la parte visible en la boca, mientras la raíz es la parte insertada en el hueso maxilar. El cuello corresponde al límite entre la corona y la raíz ([figura 1a](#)).¹⁴ Los dientes se insertan en una serie de cuencas o alvéolos presentes en el hueso de la mandíbula al interior de los cuales se encuentra un tipo de hueso denominado hueso alveolar.¹⁵

El hueso alveolar

El hueso alveolar hace parte del denominado periodonto o conjunto de estructuras que rodean y dan soporte al diente, conformado por la encía, el ligamento periodontal y el cemento ([figura 1b](#)).¹⁴ A su vez, el hueso alveolar está formado por dos estructuras: el proceso alveolar y la cortical alveolar. Una lesión en este tipo de hueso, como la producida por el procedimiento de inserción de un implante dental, se recupera siguiendo las etapas del proceso de cicatrización del hueso intramembranoso.^{15,21} Este proceso consiste de cuatro etapas, cada una asociada a un evento biológico característico ([figura 2](#))^{21,22}: 1) formación del hematoma (sangrado y coagulación), 2) degradación del coagulo y limpieza de la herida (fibrinólisis), 3) formación de tejido granular (fibroplasia y angiogénesis), y 4) síntesis y mineralización de nuevo hueso (modelamiento y remodelamiento óseo).

Desde el punto de vista biológico la formación del hueso en la interfase es similar al proceso de cicatrización de una fractura.^{14,16} Sin embargo, en la planeación de un tratamiento dental que incluya la inserción de un implante dental se deben tener en cuenta aspectos aún más generales que la anatomía del hueso alveolar, distintos a su capacidad regenerativa. Entre estos aspectos se encuentran la edad del paciente, el historial de posibles enfermedades óseas, el volumen de hueso necesario para que el implante sea exitoso conforme a las dimensiones anatómicas del maxilar del paciente, los espacios de maniobrabilidad que dispone el cirujano para la inserción del implante, y la posición y dirección que por estética el implante dental debe tener respecto a los dientes remanentes y al maxilar.²³

Las características de la lesión causada en el hueso alveolar como consecuencia del procedimiento quirúrgico de inserción del implante dental determinan la viabilidad del proceso de cicatrización y del nuevo hueso.^{4,13} Estas características están en relación directa con la calidad del hueso y con el procedimiento quirúrgico utilizado.^{12,23} Se denomina calidad de hueso a la relación de cantidad existente entre la proporción de hueso cortical de la cortical alveolar y la proporción de hueso trabecular del proceso alveolar^{23,24} ([figura 3](#)). Según esta relación, un hueso con calidad 1 es predominantemente cortical, mientras que un hueso con calidad 4 es predominantemente trabecular.

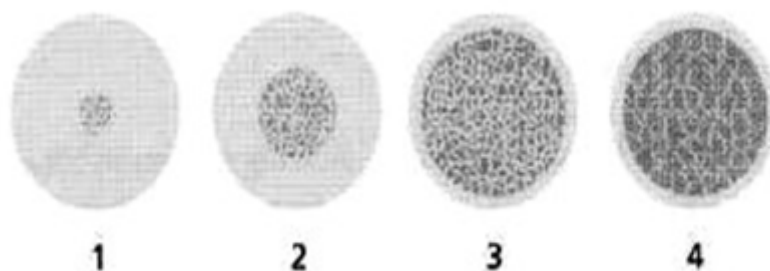


Figura 3: Calidad de hueso. Tomado de ²³.

La calidad de hueso es importante en implantología dental debido a que representa un indicador de viabilidad para un tratamiento y procedimiento de inserción determinado.²³ Por ejemplo, debido a la mayor densidad y menor porosidad del hueso cortical, las calidades de hueso 1 y 2 presentan mayor estabilidad y mayor anclaje tras la inserción del implante dental.¹² Sin embargo, por su cercanía con la médula ósea y el tejido hematopoyético, el hueso trabecular requiere un menor tiempo de cicatrización respecto al hueso cortical.¹⁶ De acuerdo a esto puede entonces resultar más conveniente que el sitio de implantación tenga una calidad de hueso 3 ó 4. Esta dualidad entre estabilidad y tiempo de cicatrización ha permitido la aparición de nuevas técnicas de fabricación de implantes dentales^{25,26,27} y nuevos protocolos de inserción²³ que mejoran la tasa y velocidad de cicatrización independiente de la calidad de hueso, con lo cual se impulsa el diseño de implantes oseointegrables destinados a ser usados en zonas con hueso mayoritariamente trabecular.²⁸

Estas características del hueso alveolar condicionan la interfase hueso-implante siempre que la formación de hueso constituye la esencia del éxito del implante 4, 21. No obstante, aspectos más generales de la anatomía del hueso mandibular deben ser tenidos en cuenta durante la planeación de un tratamiento dental que incluya la inserción de un implante. Entre estos aspectos se cuenta las dimensiones de la mandíbula y el maxilar, el volumen de hueso necesario para que el implante sea exitoso, los espacios de maniobrabilidad que dispone el cirujano para la inserción del implante, la edad del paciente y su historial de posibles enfermedades óseas.⁴⁰ Adicionalmente, la adecuada selección del implante y el procedimiento de inserción determinan buena parte de las características de estabilidad y anclaje del hueso circundante y por lo tanto, la oseointegración de la interfase.^{21,44} En la siguiente sección se mencionan las características generales de un implante dental y los factores asociados con el procedimiento de implantación en relación con la oseointegración en la interfase hueso implante.

El implante dental

Un implante dental es un dispositivo hecho de un material biológicamente inerte que es insertado mediante cirugía en el hueso alveolar y que sustituye la raíz de un diente ausente.²⁹ Hace parte de la unidad protésica que sustituye el diente por completo y que además del implante se compone del pilar protésico y la prótesis ([figura 4](#)).³⁵

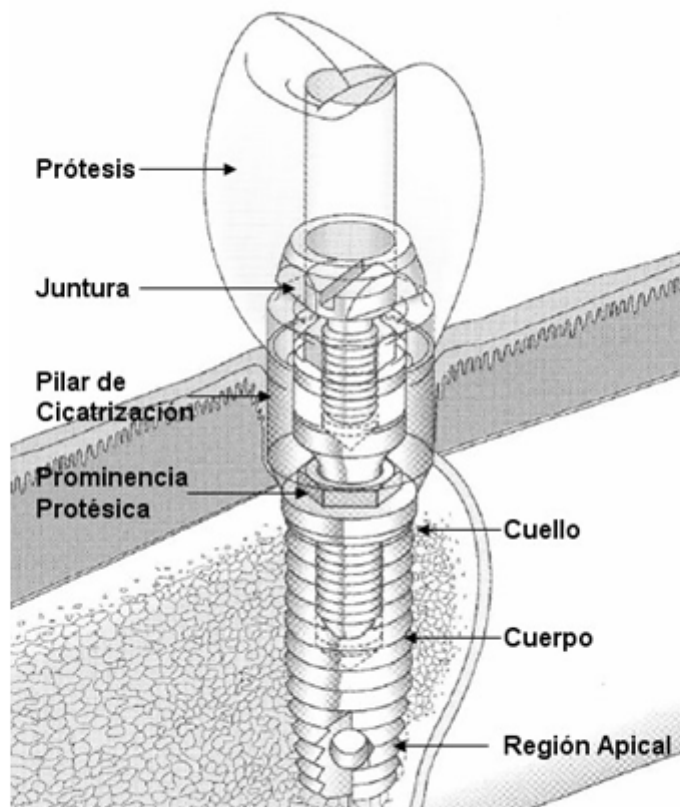


Figura 4. Características de un implante dental tipo screw-type.

Como el implante está en contacto únicamente con el tejido óseo, el pilar protésico prolonga el implante sobre los tejidos blandos (figura 4). Una cuarta pieza denominada junta se encarga de unir el pilar protésico con la prótesis dental que hace las veces de corona dental. En general, la prótesis puede unirse al implante mediante una junta atornillada o una junta cementada. En la junta atornillada (figura 4) se utiliza un tornillo para ajustar la prótesis mientras que en la junta cementada se utilizan cementos dentales mejorados, provenientes de cementos dentales estándar usados en la práctica odontológica.

Existen diferentes tipos de implantes dentales, pero se destacan aquellos que tienen el cuerpo rugado y roscado, con dimensiones que varían en promedio entre los 6,0 - 16,0 mm de largo y 3.5 - 5.0 mm de diámetro.^{4,12} Sin embargo, la longitud y el diámetro óptimos necesarios para una implantación exitosa a largo plazo dependen de las condiciones de soporte del hueso residente, y los factores biológicos^{16,21,23} y mecánicos asociados,^{30,31,32} En la actualidad existen diferentes geometrías de implantes dentales pero la más difundida es la geometría tipo tornillo o screw-type introducida por P.I Branemark 3 gracias a que posee una alta retención mecánica dada por el cuerpo acanalado y una gran habilidad para transferir fuerzas compresivas al tiempo que mejora la estabilidad inicial.^{12,28}

En general, los implantes dentales son fabricados de titanio comercialmente puro [Ti.c.p.]³³ debido a su comprobada biocompatibilidad, es decir, la aceptación por parte de los tejidos vivos.³⁴ La biocompatibilidad se caracteriza por la ausencia de corrosión y deterioro del material que puede conducir a respuestas inflamatorias indeseables, muerte del tejido circundante o la formación de trombos por efectos de coagulación sanguínea inesperada. Implica además que el organismo no genere

respuestas inmunológicas indeseadas como el aumento en el número de anticuerpos, y que no existan fenómenos de mutación celular o aparición de células cancerígenas.^{13,34,35} Para determinar la biocompatibilidad de un material se llevan a cabo pruebas experimentales in vitro usando cultivos celulares mediante las cuales se determina la toxicidad y solubilidad del material.³⁴ Además, se realizan pruebas in vivo particularmente en modelos animales que mediante técnicas de histoquímica, inmunohistoquímica, bioquímica, carga mecánica y microscopia electrónica permiten evaluar la respuesta de los tejidos vivos en presencia del material.^{34,36}

Varios estudios realizados para evaluar la biocompatibilidad de diferentes tipos de materiales^{11,37,38} han demostrado que el titanio es uno de los materiales que mejor respuesta presenta a la inserción en el organismo vivo gracias a su resistencia a la corrosión y su estabilidad mecánica durante la etapa de cicatrización.^{13,36} Se ha encontrado que el niobio, el tantalio y el circonio son los materiales no tóxicos más favorables para ser usados con aleaciones de titanio en aplicaciones biomédicas,³⁹ y que entre los biomateriales metálicos, la biocompatibilidad de las aleaciones de titanio es la más elevada. Sin embargo, estas aleaciones no son bioactivas, es decir, no forman una unión fuerte con el tejido óseo.¹⁹ Un material es bioactivo si permite la colonización de su superficie por parte de las células osteoprogenitoras. Una medida esta característica es la inmersión del material en un fluido que simula las condiciones corporales y determinando la formación de microcristales de hidroxiapatita.¹⁹ Por la necesidad de establecer uniones directas, adherentes y fuertes con el tejido óseo, los implantes dentales son provistos de tratamientos superficiales y recubrimientos con otros materiales que incrementan su desempeño al promover el crecimiento de hueso en su superficie.^{19,35,40}

Además de las características propias del implante, el procedimiento de inserción ha demostrado ser importante en el éxito de una unidad protésica. Debido a la presencia de un amplio número de bacterias en la boca, la herida causada por el procedimiento de inserción debe reservarse para evitar una posible infección que lleve consigo la pérdida del implante. Por esta razón, la técnica de inserción más referenciada incluye el cubrimiento del implante con el tejido epitelial que originalmente recubre el sitio de inserción.^{3,4,12,14,23,41} El uso de esta técnica disminuye el tiempo de cicatrización de la herida al aislarla temporalmente del ambiente rico en microorganismos presentes en la cavidad oral y aumenta la presencia de hueso en la superficie del implante reduciendo el riesgo de contaminación bacteriana y pérdida del implante.^{4,12,13} En general, esta técnica se conoce como técnica de 2 etapas debido a que se requieren dos intervenciones quirúrgicas para finalizar la colocación de la prótesis.³ En la primera intervención, se realiza la inserción del implante y se cubre con el epitelio. En la segunda intervención, 4 a 6 semanas después de la primera, se retira el epitelio para descubrir la región cortical del implante y colocar el pilar protésico y la prótesis.⁴¹ Sin embargo, existe otro tipo de técnica en la que el implante se coloca junto con el pilar protésico e incluso la prótesis dental durante una única cirugía en la cual no se realiza el recubrimiento epitelial. Esta técnica se conoce como técnica de 1 etapa y permite reducir el tiempo de cicatrización aumentando el beneficio para el paciente.⁴² No obstante, esta técnica es poco utilizada debido a los problemas de contaminación bacteriana que se presentan durante la cicatrización como consecuencia de la ausencia de aislamiento epitelial y al aumento de los daños en el tejido en formación por acción de los micromovimientos causados por el uso temprano de la prótesis.^{12,42}

Cualquiera que sea la técnica utilizada, el procedimiento de inserción debe seguir un estricto protocolo de cirugía que proteja los tejidos circundantes y garantice la estabilidad y viabilidad del implante. Se sabe que un procedimiento que genere

trauma excesivo en los bordes del hueso circundante puede conducir a una respuesta inmunológica indeseable que cause la formación de una cápsula fibrosa que aisle el implante del hueso y evite su oseointegración.⁴³ Este trauma se debe a excesos en la carga y en la velocidad del equipo de perforación usado para crear el sitio de inserción del implante 16. El exceso de carga causa la aparición de microfracturas en el hueso que afectan la estabilidad mientras que el exceso de velocidad causa un aumento en la temperatura del hueso y en consecuencia su necrosis.²³ Durante la perforación del sitio de inserción, se produce fricción entre la punta del taladro y el hueso alveolar. Si esta fricción es tal que provoca un aumento en la temperatura del hueso circundante por encima de los 47 °C promedio por minuto, se produce necrosis del hueso como consecuencia del calor excesivo y el implante puede perderse debido a la formación de tejido fibroso a su alrededor.⁴⁴

Aunque la evaluación de las características anatómicas del hueso alveolar, la selección del implante y el uso de un protocolo de inserción cuidadoso están asociadas con el éxito de la interfase hueso-implante, su oseointegración depende en gran medida de la formación de hueso en la superficie del implante.^{4,9} En la siguiente sección se muestra cómo la superficie del implante está directamente relacionada con la formación y estabilidad del hueso circundante.

OSEOINTEGRACIÓN

Como se mencionó anteriormente la oseointegración es la aceptación y adaptación funcional de un implante insertado en el hueso. El éxito del proceso depende de la función de dos procesos previos: la osteoinducción y la osteoconducción 9 (tabla 1). La osteoinducción es el proceso a través del cual las células madre se diferencian en las células osteogénicas que forman el tejido óseo ([figura 5a](#)). La deposición de nuevo hueso por parte de estas células se conoce como osteogénesis ([figura 5b](#)).⁹ Existen dos tipos de osteogénesis: osteogénesis a distancia y osteogénesis de contacto 16. En la primera, el tejido óseo se forma desde la superficie del hueso circundante. En la segunda, la formación de tejido óseo se produce desde la superficie del implante ([figura 5b](#)). Es decir, la formación de hueso en la región periprotésica tiene dos direcciones: desde la superficie del hueso circundante hacia el implante y desde la superficie del implante hacia el hueso circundante.¹⁷

Tabla 1. Mecanismos de control óseo en la interfase hueso-implante dental ^{9, 10}.

| MECANISMO | DESCRIPCIÓN |
|-----------------|---|
| Osteoinducción | Transformación de células precursoras en células osteogénicas |
| Osteogénesis | Proceso en el que las células osteogénicas forman sitios de deposición de nuevo hueso |
| Osteoconducción | Formación de hueso sobre la superficie del implante dental |

Sin embargo, y a pesar que la osteogénesis de contacto forma tejido óseo a una velocidad 30% mayor que la osteogénesis a distancia,¹⁷ la formación desde la superficie del implante implica que dicha superficie permita su colonización por parte de células de origen mesenquimal.¹⁶ Esta colonización, denominada osteoconducción, corresponde a la formación de hueso sobre una superficie de material bioactivo (figura 5c).^{9,16} Este fenómeno depende esencialmente de la biocompatibilidad del material y de sus características superficiales.^{26,45} Como consecuencia de la colonización de la superficie del implante por parte de las células osteoprogenitoras, se forma una interfase de contacto entre el implante y los tejidos que lo rodean.

Este contacto puede ser de dos tipos: el contacto con el hueso o tejido duro, y el contacto con el tejido fibroso o suave. Se ha reportado que el contacto directo entre el hueso vivo y la superficie del implante forma una fuerte matriz extracelular de unión tanto estructural como funcional que incrementa con el tiempo, promueve la osteogénesis reparativa en la interfase y permite la fijación del implante gracias a su mineralización.^{2,46} En el caso de la interfase con el tejido suave, se ha reportado que las células epiteliales forman un fuerte collar alrededor del implante que carece de signos de respuesta inflamatoria y que crea una fina capa de tejido conectivo poco vascularizada en las cercanías de la superficie del implante a partir de la cual comienza la regeneración tisular.⁴⁷

Estos contactos entre el tejido biológico y el implante están relacionados con las características topográficas en la superficie del implante. Existen tres escalas de topografía superficial ([figura 6](#)), cada una con ventajas respecto al comportamiento del implante y la formación de la interfase hueso-implante.^{18,48,49} Se ha establecido que las modificaciones superficiales en las dimensiones menores a un micrómetro tiene influencia en la morfología, orientación y adhesión celular,^{19,50} mientras que las dimensiones entre uno y cien micrómetros están asociadas con la formación de hueso 18, y las dimensiones superiores a los cien micrómetros, especialmente la topografía roscada, están relacionadas con el soporte y estabilidad del implante frente a la acción mecánica.^{19,28}

Mientras la macrotopografía, es decir, el diseño acanalado del cuerpo del implante está relacionado con la resistencia a esfuerzos y la estabilidad inicial, la microtopografía, es decir, el tratamiento superficial, proporciona a la superficie del implante un patrón similar al dejado por el frente de resorción de osteoclastos en la superficie del hueso durante el remodelamiento.^{28,51} Este patrón superficial permite que la línea de cementación secretada por los precursores osteoblásticos se entrelace con la superficie del implante y asegure la formación del nuevo hueso.¹⁸ De la misma manera, el recubrimiento de la superficie del implante puede incrementar la absorción de integrinas 19. Las integrinas son cadenas de proteínas responsables de la adhesión a nivel celular entre el citoesqueleto de la célula y un sustrato, en este caso, la superficie del implante.^{19,50} Esta unión se logra mediante la combinación de secuencias proteicas específicas que se encuentran tanto en el citoesqueleto de la células como en el sustrato. La unión de estas secuencias activa vías de señalización que modifican el comportamiento de la célula, haciendo por ejemplo que proliferen o se diferencien.⁵⁰

Se ha reportado que el recubrimiento de diferentes tipos de sustratos con algunos tipos de proteínas tales como fibronectina y vitronectina influencia la expresión de integrinas e incrementa la adhesión, proliferación y diferenciación de osteoblastos.^{48,50} Esto es así gracias a que estas proteínas de recubrimiento poseen cadenas de unión para las integrinas que median la adhesión de las células osteoblásticas.^{19,50} Actualmente estas proteínas junto con otras sustancias presentes durante la regeneración tisular son utilizadas como recubrimiento de las superficies en algunos implantes dentales.^{19,25}

CALIDAD DE LA INTERFASE

Hasta ahora se han mencionado las generalidades anatómicas del hueso alveolar, las características más importantes de un implante dental y se ha mostrado cómo su superficie determina la oseointegración en la interfase hueso-implante. No obstante, existen otros factores que controlan la respuesta biológica de formación de nuevo hueso en la interfase y que merecen un tratamiento especial. Entre estos factores se encuentran 1) la acción de la carga mecánica, 2) la acción fisiológica sobre el material del implante, 3) los recubrimientos superficiales y 4) los daños en el implante.

Carga por fuerzas externas

Se ha llegado al consenso general que la transferencia de carga es un factor primordial en el éxito de la interfase hueso-implante debido a que, tanto hueso como implante, deben estar sometidos a cierta cantidad de esfuerzo dentro de un rango de equilibrio.^{30,32} En el caso del implante, los esfuerzos deben ser tales que se evite la fatiga del material y su posible fractura. Por su parte, en el hueso es sabido que el sobre-esfuerzo puede causar resorción, mientras que un esfuerzo muy bajo puede dar lugar a atrofia por desuso y la consecuente pérdida del hueso.⁵² En condiciones normales, las fuerzas que resultan del contacto oclusal entre los dientes condicionan la adaptación fisiológica de los tejidos del periodonto, y si exceden su capacidad adaptativa, pueden causar lesiones y traumatismos.¹⁵ Sin embargo, y debido a la pérdida de los tejidos periodontales durante la inserción de un implante, la aparición de estos traumatismos en la interfase hueso-implante genera fuerzas oclusales adversas que causan complicaciones mecánicas en el implante como pérdida del perfil roscado y fractura por sobre carga.⁵²

Además de la transferencia de carga, la formación de la interfase hueso-implante depende de una adecuada estabilidad inicial. La carga inmediata del implante, aunque posible, puede producir micromovimientos que estimulen la formación de tejido fibroso.¹⁷ Aunque los micromovimientos son normales en un diente natural,¹⁵ la eliminación de las estructuras del periodonto en el caso de un implante dental da lugar a que los micromovimientos sean indeseables,⁵¹ Micromovimientos por encima de los 100 μ m son suficientes para poner en peligro el contacto directo del hueso con el implante y se ha reportado que micromovimientos mayores a 150 μ m pueden causar la formación de tejido fibroso alrededor del implante que impide la adecuada formación de hueso y por lo tanto la oseointegración.

Acción fisiológica

Como se ha mencionado, la topografía del implante influye en los contactos entre el implante y los tejidos biológicos circundantes. Sin embargo, existe un contacto adicional distinto al contacto del implante con los tejidos duros y blandos que caracterizan la interfase hueso-implante. Este contacto corresponde al creado por la presencia de fluidos fisiológicos, especialmente sangre, durante las etapas tempranas de la cicatrización.¹⁹ Estos fluidos crean una capa aislante entre el implante y el medio circundante que depende directamente de las características del implante, en especial, la tensión interfacial, el potencial zeta y la hidrofobicidad.⁵³

La tensión interfacial es un parámetro que relaciona las fuerzas de adhesión de las células y las fuerzas de cohesión de los átomos al interior del material, de manera que si las fuerzas de cohesión son mayores que las fuerzas de adhesión habrá muy poca o nula interacción física entre el material y su medio.⁵³

El potencial zeta es la diferencia de potencial en la superficie de contacto entre un material y su medio externo.^{53,54} Esta propiedad está relacionada con la densidad y naturaleza de las cargas estáticas en la superficie del material y depende tanto de las propiedades del material como del medio externo.⁵³ Determina la tasa de intercambio iónico entre el material y el medio externo. Se ha demostrado que bajos potenciales zeta estimulan la diferenciación de células osteogénicas en la superficie del material y que las superficies cargadas negativamente poseen una excelente biocompatibilidad 53, 54. Su medición es importante para establecer la formación de la capa de proteínas en la superficie del implante que gobierna los mecanismos de adhesión y proliferación celular.⁴⁸

La hidrofobicidad es la neutralidad de carga en la superficie del implante que impide su interacción con las moléculas del ambiente exterior, especialmente la molécula de agua.⁴⁸ Si el material con el que se fabrica un implante tiene una carga superficial tal que exista una polaridad superficial, entonces dicho material se denomina hidrofílico, mientras que si el material posee poca o ninguna polaridad superficial se denomina hidrofóbico. En el caso de los implantes dentales, se prefieren los materiales hidrofílicos porque reaccionan más rápidamente a las proteínas presentes en el plasma sanguíneo y porque aumentan la respuesta de las células osteoprogenitoras en la superficie del material.⁵⁵ Tanto el potencial zeta como la hidrofobicidad determinan la biocompatibilidad del material del implante, alteran el tipo de adhesión celular en su superficie y están relacionados con el grado de activación de ciertas etapas de recuperación de los tejidos como el proceso de mineralización ósea.⁵³

Recubrimientos superficiales

La tensión interfacial toma mayor importancia cuando se tiene el caso de implantes con recubrimientos superficiales. La idea detrás de esta estrategia es hacer la superficie metálica, comúnmente de titanio, más favorable para las células óseas, lo que permite una mejor cicatrización en reemplazo del encapsulamiento fibroso. Sin embargo, el uso de recubrimientos superficiales es exitoso si los materiales utilizados permiten la osteoconducción y soportan las tensiones interfaciales producidas durante la carga del implante.¹⁹ Entre los recubrimientos más comunes se tienen los fosfatos de calcio, la hidroxiapatita, los recubrimientos con flúor, los recubrimientos con factores de crecimiento como BMPs y TGF- β , y más recientemente, los recubrimientos con integrinas para proporcionar mayor adhesión celular.⁵⁰

Aunque estos recubrimientos ayudan en la oseointegración de la interfase hueso implante, existe la posibilidad que la formación de óxido en la superficie del implante haga las veces de recubrimiento y modifique el comportamiento osteoinductivo del material.¹⁹ Durante la inserción, los implantes dentales de titanio forman una capa de óxido de titanio que puede alcanzar un espesor entre 2 y 17 nm, y que exhibe características de biocompatibilidad, no toxicidad, osteoinducción e inercia fisiológica.¹⁹ Sin embargo, una formación abundante de óxido de titanio puede causar efectos negativos a la formación de los tejidos y por esta razón los implantes dentales se comercializan en envases sellados al vacío de manera que el oxígeno entra en contacto con el titanio del implante solamente durante el lapso de tiempo que le tome al cirujano colocar el implante en el sitio de inserción.^{41,42}

Daños en el implante

Se ha reportado que en implantes con un tiempo de inserción menor al año, las principales causas de falla están relacionadas con 1) factores propios del paciente como las dimensiones, la cantidad y la calidad del hueso^{23,24}, 2) los errores

durante el procedimiento de inserción^{23, 52}, 3) las fallas en la selección del material, diseño y tipo de implante^{4, 56}, y 4) la mala distribución de las fuerzas oclusales entre el hueso y el implante.⁵² Esta distribución de fuerzas debe ser tal que se conserve la integridad física del implante y se mantenga el equilibrio homeostático de fuerzas que puede y debe soportar el hueso.^{52,57} Esta carga ha de considerarse no sólo desde el punto de vista de su magnitud sino de su frecuencia gracias a la capacidad de ésta para estimular el proceso de remodelamiento óseo,^{32,57} Se ha establecido que las cargas mecánicas ejercidas sobre el hueso durante las actividades de la vida diaria generan frecuencias entre 10 y 100 Hz.⁵⁷ Sin embargo, en el caso del hueso alveolar, las cargas oclusales producidas durante la masticación causan frecuencias de hasta 30 Hz⁵¹ que si bien estimulan la recuperación tisular pueden alterar la estabilidad del implante, sobre todo en los tipos de hueso mayoritariamente cortical.^{16,51} Las fallas en los implantes y en general, las complicaciones asociadas,^{12,52} motivan el uso de modelos matemáticos por computador que optimizan el diseño de los implantes dentales y permiten simular su comportamiento ante diferentes condiciones de inserción y de carga.^{30,58} Sin embargo, la mayoría de estos estudios asumen un modelo de interfase hueso-implante con oseointegración completa⁵⁸, lo que restringe el análisis de la interfase al estado estacionario de remodelamiento óseo que se logra al final del primer año después de la inserción, caracterizado por presentar una insignificante resorción ósea y elevada estabilidad.⁴

Con el desarrollo de formulaciones matemáticas que representan procesos biológicos como la migración y diferenciación celular y el comportamiento transitorio de moléculas y sustancias de origen biológico,^{59,60} los modelos matemáticos han permitido un progreso significativo en la predicción de los fenómenos biológicos y mecánicos asociados con la cicatrización de la interfase hueso-implante. Un modelo matemático validado con el resultado de observaciones experimentales que incluya parámetros asociados con el material, recubrimiento y topografía del implante, así como los aspectos biológicos, bioquímicos y mecánicos involucrados en el proceso de cicatrización del sitio de inserción,⁵⁹ puede ayudar a mejorar el diseño de los implantes dentales^{58,60} y a ampliar el conocimiento del proceso de formación y cicatrización de la interfase hueso-implante dental.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Dr. Carlos Serrano, odontólogo y profesor de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Colombia sede Bogotá y a la Dra. Carmen Alicia Cardozo, odontóloga y directora del grupo de investigación en Biomiméticos y Reactivos Biológicos del Instituto de Biotecnología de la Universidad Nacional de Colombia sede Bogotá por sus aportes en la elaboración de este texto y su colaboración en la revisión preliminar del mismo. Este trabajo hace parte del proyecto 8530 de la convocatoria Estímulo a la investigación a través de proyectos y enfoques estratégicos, de prioridades e interdisciplinarios: apoyo a proyectos de posgrado - año 2008, financiada con recursos de la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.* 1981; 10: 387-416.
2. Branemark R, Branemark PI, Rydevik B, Myers R. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation. A review. *J. Rehab. Reseach Dev.* 2001; 38 (2): 175-181.
3. Branemark PI, Breine U, Adell R, Hansson O, Lindstöm J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969; 3: 81-100.
4. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J. Prosthet Dent.* 1983; 50 (3): 399-410.
5. ADA council on scientific affairs. Titanium applications in dentistry. *JADA* 2003; 134: 347-349.
6. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Implantology.* 1998; 26 (2): 80-88.
7. Joos U, Meyer U. New paradigm in implant osseointegration. *Head and Face Medicine* 2006; 2 (19): 1-2.
8. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontology 2000* 1998; 17: 22-35.
9. Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration *Eur. Spine J.* 2001; 10: S96-S101.
10. Cooper L. Biological determinants of bone formation for osseointegration: Clues for future clinical improvements. *J. Prosthet. Dent.* 1998; 80 (4): 439-449.
11. Matsuno H, Yokoyama A, Watari F, Uo M, Kawasaki T. Biocompatibility and osteogenesis of refractory metal implants, titanium, hafnium, niobium, tantalum and rhenium. *Biomaterials* 2001; 22: 1253-1262.
12. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang N. Critical review of immediate implant loading. *Clin. Oral Impl. Res.* 2003; 14: 515-527.
13. Hansson HA, Albrektsson T, Branemark PI. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *J. Prosthet. Dent.* 1983; 50 (1): 108-113.
14. Lindhe J, Karring T, Araujo M. Anatomy of the periodontium. En: Lindhe J, Karring T, Lang N, eds. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry.* Blackwell Munksgaard, 2003: 3-49.
15. Saffar JL, Lasfargues JJ, Cherruau M. Alveolar bone and the alveolar process: The socket that is never stable. *Periodontology 2000* 1997; 13: 76-90.
16. Davies J. Understanding peri-implant endosseous healing. *Journal of dental education* 2003; 67 (8): 932-949.

17. Puleo DA, Nanci A. Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials* 1999; 20: 2311-2321.
18. Davies J. Bone bonding at natural and biomaterial surfaces. *Biomaterials* 2007; 28: 5058-5067.
19. Ellingsen J, Thomsen P, Lyngstadaas P. Advances in dental implant materials and tissue regeneration. *Periodontology* 2000 2006; 41: 136-156.
20. Sikavitsas V, Temenoff J, Mikos A. Biomaterials and bone mechanotransduction. *Biomaterials* 2001; 22: 2581-2593.
21. Lang N, Araujo M, Karring T. Alveolar bone formation. En: Lindhe J, Karring T, Lang N, eds. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. Blackwell Munksgaard, 2003: 866-896.
22. Sfeir C, Ho L, Doll B, Azari K, Hollinger J. Fracture Repair. En: Lieberman J, Friedlaender G, eds. *Bone regeneration and repair. Biology and clinical applications*. Humana Press, 2005: 21-42.
23. Leckholm U. The surgical site. En: Lindhe J, Karring T, Lang N, eds. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. Blackwell Munksgaard, 2003: 852-865.
24. Leckholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. En: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Quintessence, 1985: 199-209.
25. Fathi MH, Azam F. Novel hydroxyapatite tantalum surface coating for metallic dental implant. *Materials Letters* 2007; 61: 1238-1241.
26. Huang Y, Xiropaidis AV, Sorensen RG, Albandar JM, Hall J, Wikesjö U. Bone formation at titanium porous oxide [TiUnite] oral implants in type IV bone. *Clin. Oral Impl. Res.* 2005; 16: 105-111.
27. Liu X, Chu PK, Ding C. Surface modification of titanium, titanium alloys and related materials for biomedical applications. *Materials Science and Engineering* 2004; 47: 49-121.
28. Martínez J, Sánchez C, Trapero C, Martínez M, García F. Diseño de los implantes dentales: estado actual. *Avances en Periodoncia* 2002; 14 (3): 129-136.
29. Whicker T. Glossary of implant terms. AAID nomenclature committee. *Journal of Oral Implantology* 1990; 16 (1): 57-63.
30. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of literature. *J. Prosthet. Dent.* 2001; 85: 585-598.
31. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseus implants. *J. Prosthet. Dent.* 1990; 63 (6): 671-676.
32. Rieger MR, Adams MK, Kinzel GL. Finite element analysis of eleven endosseus implants. *J. Prosthet. Dent.* 1990; 63 (4): 457-465.

33. Adell R, Hansson BO, Branemark PI, Breine U. Intra-osseous anchorage of dental prostheses II. Review of clinical approaches. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 1970; 4: 19-34.
34. Ratner BD, Hoffman A, Shoen FJ, Lemons JE. *Biomaterial Science. An Introduction to Materials in Medicine.* Academic Press; 1996: 215-242.
35. Aparicio C. *Tratamientos de superficie sobre titanio comercialmente puro para la mejora de la oseointegración de los implantes dentales [Tesis Doctoral].* Barcelona, España: Universitat Politècnica de Catalunya, 2005: 1-47.
36. Watari F, Yokoyama A, Omori M, Hirai T, Kondo H, Uo M, Kawasaki T. Biocompatibility of materials and development to functionally graded implant for biomedical application. *Composites Science and Technology* 2004; 64: 893-908.
37. Niinomi N. Fatigue characteristics of metallic biomaterials. *International Journal of Fatigue* 2007; 29: 992-1000.
38. Metikos-Hukovic M, Kwokal A, Piljac J. The influence of niobium and vanadium on passivity of titanium-based implants in physiological solution. *Biomaterials* 2003; 24: 3765-3775.
39. Niinomi N. Recent research and development in titanium alloys for biomedical applications and healthcare goods. *Science and Technology of Advanced Materials* 2003; 4: 445-454.
40. Oonishi H. Mechanical and chemical bonding of artificial joints. *Clin. Mater.* 1990; 5 (2): 217-233.
41. Fragiskos FD, Alexandridis C. *Osseointegrated Implants.* En: Fragiskos FD, Alexandridis C, eds. *Oral Surgery.* Springer Berlin Heidelberg, 2007: 337-348.
42. Heydenrijk K, Raghoobar GM, Meijer HJA, van der Reijden WA, van Winkelhoff AJ, Stegenga B. Two-stage IMZ implants and ITI implants inserted in a single-stage procedure. A prospective comparative study. *Clin. Oral Impl. Res.* 2002; 13: 371-380.
43. Satomi K, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Bone-implant interface structures after nontapping and tapping insertion of screw-type titanium alloys endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.* 1988; 59: 339-342.
44. Eriksson A, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. *J. Prosthet. Dent.* 1983; 50: 101-107.
45. Wennerberg A, Albrektsson T, Lindhe J. Surface topography of titanium dental implants. En: Lindhe J, Karring T, Lang N, eds. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry.* Blackwell Munksgaard, 2003: 821-828.
46. Joos U, Wiesmann HP, Szuwart T, Meyer U. Mineralization at the interface of implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2006; 35: 783-790.
47. Listgarten MA, Buser D, Steinemann SG, Donath K, Lang NP, Weber HP. Light and transmission electron microscopy of the intact interfaces between

nonsubmerged titanium-coated epoxy resin implants and bone or gingiva. *Journal of Dental Research* 1992; 71: 364-371.

48. Kasemo B. Biological surface science. *Surface Science* 2002; 500: 656-677.

49. Albrektsson T, Berglundh T, Lindhe J. Osseointegration: Historic background and current concepts. En: Lindhe J, Karring T, Lang N, eds. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. Blackwell Munksgaard, 2003: 809-820.

50. Siebers M, Brugge P, Walboomers X, Jansen J. Integrins as linker proteins between osteoblasts and bone replacing materials. A critical review. *Biomaterials* 2005; 26: 137-146.

51. Stanford C, Schneider G. Functional behavior of bone around dental implants. *Gerodontology* 2004; 21: 71-77.

52. Schwarz, MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 2000; 11 Supl. 1: 156-158.

53. Meyer U., Wiesmann HP. Bone and cartilage engineering. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2006: 131-148.

54. Kim YW, Kim JJ, Kim YH, Rho J. Effects of organic matrix proteins on the interfacial structure at the bone-biocompatible nacre interface in vitro. *Biomaterials* 2002; 23: 2089-2096.

55. Oates TW, Cochran DL. Dental applications of bone biology. En: Bronner F, Farach M, Mikos A, eds. *Engineering of functional skeletal tissues*. Springer-Verlag, 2007: 129-138.

56. Lemons JE. Unanticipated outcomes: dental implants. *Implant Dentistry* 1998; 7 (4): 351-353.

57. Klein J, Bacabac R, Mullender M. Mechanobiology of bone tissue. *Pathologie Biologie* 2005; 53: 576-580.

58. Patra A, DePaolo J, D'Souza KS, Detalla D, Meenaghan MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dentistry* 1998; 7 (4): 355-366.

59. Bailon-Plaza A, van der Meulen MCH. A mathematical framework to study the effects of growth factor influences on fracture healing. *J. Theor. Biol.* 2001; 212: 191-209.

60. Ambard D, Swider P. A predictive mechano-biological model of the bone-implant healing. *European Journal of Mechanics and Solids* 2006; 25: 927-937.

Aprobado: 20 de junio de 2009

Juan Carlos Vanegas A. Universidad Nacional de Colombia. Bogotá, Colombia.
Edificio 407, oficina 103A. E-mail: jcvanegasa@ieee.org

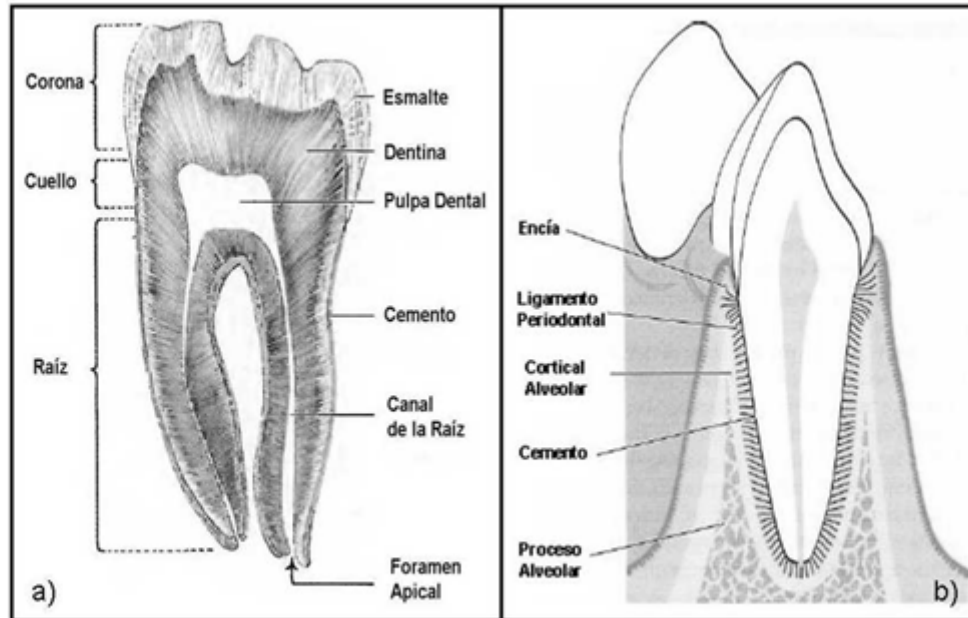


Figura 1. a) Anatomía de un molar. Adaptado de ³⁰. b) Anatomía del periodonto. Adaptado de ¹⁹.

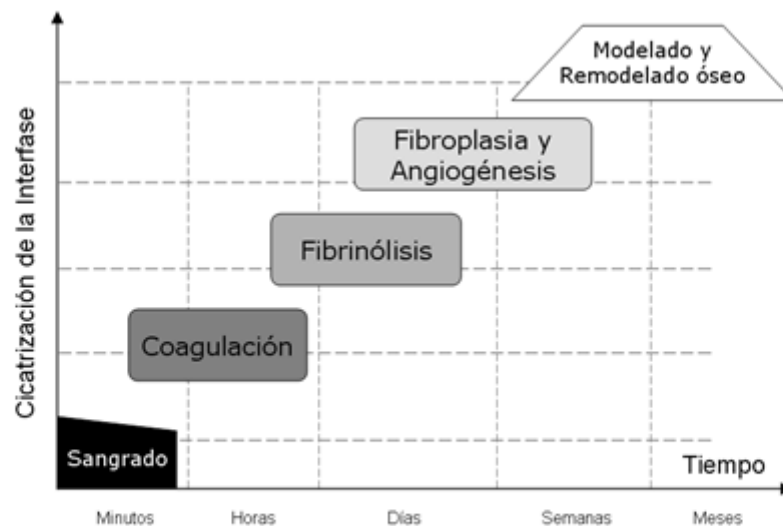


Figura 2: Etapas biológicas que sigue la cicatrización de la interfase hueso-implante dental ^{15, 17, 18}.

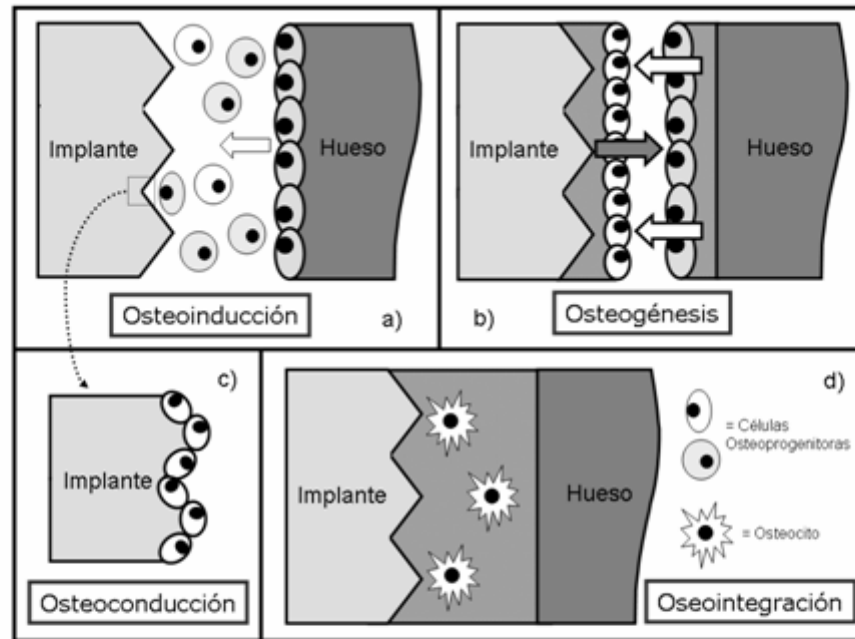


Figura 5: La *osteoinducción* (a) permite la diferenciación de las células osteoprogenitoras. La *osteogénesis* (b) es causada tanto por las células osteoprogenitoras que alcanzan la superficie del implante (osteogénesis de contacto, flecha gris) como por las células osteoprogenitoras que proliferan desde el borde del hueso (osteogénesis directa, flechas blancas). Estas células que proliferan colonizan la superficie del implante durante la denominada *osteoconducción* (c). La adecuada formación y viabilidad del hueso (presencia de osteocitos) alrededor del implante permite que exista *oseointegración* (d) en la interfase hueso-implante.