

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSGRADO DE PROSTODONCIA

**INFLUENCIA DE LAS CARACTERÍSTICAS
ESTRUCTURALES DE LOS IMPLANTES EN EL
PROCESO DE OSEOINTEGRACIÓN**

Autor: Alberto Lamberti Vázquez

Tutor: Amarelys Pérez Sánchez

Caracas, mayo de 2005

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSGRADO DE PROSTODONCIA

**INFLUENCIA DE LAS CARACTERÍSTICAS
ESTRUCTURALES DE LOS IMPLANTES EN EL
PROCESO DE OSEOINTEGRACIÓN**

Trabajo especial de grado presentado ante
la ilustre Universidad Central de Venezuela
por el odontólogo Alberto José Lamberti
Vázquez para optar al título de Especialista
en Prostodoncia

Caracas, mayo de 2005

Aprobado en nombre de la
Universidad Central de Venezuela
por el siguiente jurado examinador:

(Coordinador) Nombre y Apellido
C.I. Firma

Nombre y Apellido
C.I. Firma

Nombre y Apellido
C.I. Firma

Observaciones:-----

Caracas, mayo de 2005

DEDICATORIA

A mis padres y hermanos,
por su apoyo, cariño y
comprensión en todo
momento.

A Dios,
por darme la fuerza
para alcanzar mis metas.

AGRADECIMIENTOS

A la profesora Amarelys Pérez Sánchez, especialista en prostodoncia, por su tutela, dedicación, colaboración y constancia para el desarrollo de este trabajo especial de grado.

A la profesora Olga González Blanco, MSc en odontología restauradora y oclusión, por su orientación y dedicación para la realización de este trabajo.

A mis compañeros del posgrado por brindarme siempre su apoyo y confianza incondicional para el desarrollo de este trabajo especial de grado.

A mis familiares y amigos, por el apoyo, solidaridad y cariño brindado durante la realización de este trabajo especial de grado.

LISTA DE CONTENIDOS

	Página
Veredicto Aprobatorio.....	iii
Dedicatoria.....	iv
Agradecimientos.....	v
Lista de gráficos.....	viii
Resumen.....	ix
I. INTRODUCCIÓN.....	1
II. REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	3
1. Definición del proceso de oseointegración.....	3
2. Criterios para evaluar el éxito clínico de la oseointegración.....	13
3. Definición del implante dental.....	22
4. Elementos constituyentes del implante dental..	24
5. Factores a considerar en la selección del implante dental.....	27
5.1. Material del implante.....	27
5.1.1. Aleaciones.....	27
5.1.1.1. Titanio.....	27
5.1.1.2. Aleaciones metálicas.....	37
5.1.2. Cuerpos cerámicos.....	40

	Página
5.2. Superficie del implante.....	45
5.2.1. Superficie lisa.....	45
5.2.2. Superficie rugosa o porosa.....	52
5.3. Modificaciones superficiales del implante	57
5.3.1. Arenados con óxido de aluminio.....	57
5.3.2. Recubiertos con hidroxiapatita.....	60
5.3.3. Rociados con plasma de titanio.....	72
5.3.4. Tratados mediante grabado ácido.....	75
5.4. Diseño del implante.....	78
5.4.1. Forma del implante dental.....	78
5.4.1.1. Atornillados o roscados.....	78
5.4.1.2. Cilíndricos	83
5.4.1.2.1. Rectos.....	83
5.4.1.2.2. Cónicos.....	84
5.4.2. Dimensiones del implante dental.....	85
5.4.2.1. Diámetro.....	85
5.4.2.2. Longitud.....	89
III. DISCUSIÓN.....	91
IV. CONCLUSIONES.....	97
V. REFERENCIAS.....	100

LISTA DE GRÁFICOS

	Página
Gráfico 1. Fotografía de imagen con microscopio electrónico de barrido de un osteoblasto y sus procesos celulares adaptada a la superficie de fijación.....	10
Gráfico 2. Ejemplo de algunas de las formas y diseños actuales de los implantes dentales.....	23
Gráfico 3. Diagrama de los componentes de un implante dental	25
Gráfico 4. Implante de superficie lisa, donde se requiere unión adhesiva entre el hueso y el implante para prevenir la ruptura de la interfase durante las cargas.....	49
Gráfico 5. Implante cilíndrico roscado.....	79
Gráfico 6. Implante de superficie roscada, donde se muestra en detalle la aposición íntima del hueso.....	81
Gráfico 7. Implantes de diferentes diámetros. El implante de mayor diámetro tiene mayor área de contacto y mejora la apariencia estética de la futura prótesis.....	87

RESUMEN

El éxito de la oseointegración de los implantes dentales depende de la correcta selección del paciente, una técnica quirúrgica y protésica apropiada, el diseño del implante y las propiedades del material. Un implante oseointegrado exitoso debe cumplir con ciertos criterios en términos de función, fisiología tisular y satisfacción. Las aleaciones metálicas y los cuerpos cerámicos son los materiales más comunes para la fabricación de los implantes dentales endóseos. Existen diferentes superficies de implantes como rugosas o lisas. Los recubrimientos de hidroxiapatita, el arenado con partículas de Al_2O_3 , el rociado con plasma de titanio y el grabado ácido son métodos utilizados para alterar la superficie del implante. La rugosidad superficial de estos recubrimientos le permiten al tejido óseo penetrar en las irregularidades superficiales y aumentar la interacción biomecánica del implante con el hueso. Un implante oseointegrado roscado es capaz de resistir y transmitir las cargas al hueso circundante. Los implantes cilíndricos de superficie lisa, requieren de una fuerza de unión adhesiva, capaz de soportar las cargas y tensiones, evitando la ruptura de la interfase. La selección de las dimensiones óptimas para los implantes dentales depende de las condiciones del hueso de soporte y de los requerimientos protésicos.

I. INTRODUCCIÓN

La pérdida de los dientes y los intentos por reemplazarlos, al restaurar la función y la estética se ha presentado como un reto a través de la historia de la humanidad.

Desde la década de los años cincuenta, se presentan a los implantes dentales como un método para la rehabilitación del paciente edéntulo y a partir de allí se ha revolucionado la práctica odontológica debido a la popularización de estos dispositivos oseointegrados.

Con el pasar de los años se han desarrollado una cantidad de sistemas de implantes dentales y se clasifican de acuerdo con la modalidad de colocación y el diseño del implante. Debido a la larga trayectoria clínica del uso de los implantes oseointegrados se han presentado múltiples revisiones y estudios donde encontramos reportes acerca de los factores que inciden en la longevidad y por lo tanto en el éxito del tratamiento implantosoportado.

Entre estos factores encontramos las características superficiales, estructurales y el diseño del implante. A su vez, debido a los innumerables sistemas de implantes existentes en el mercado, con distintas características, se dificulta cada vez más la selección del sistema más adecuado para un caso en específico.

El objetivo de este trabajo especial de grado es describir, a través de una revisión bibliográfica, la influencia de las características estructurales del implante en el proceso de la oseointegración.

II. REVISIÓN DE LA LITERATURA

1. DEFINICIÓN DEL PROCESO DE OSEOINTEGRACIÓN

El término oseointegración consta del latín *os*, que significa hueso, y de *integración*, palabra derivada de la misma lengua que significa estar combinado en un todo completo.⁽¹⁾ La oseointegración en la odontología depende de la capacidad regenerativa y de cicatrización de los tejidos blandos y duros. Es una respuesta tisular predecible a la colocación de análogos radiculares.^(2,3)

La oseointegración, tal como la define Per-Ingvar Brånemark, es una conexión estructural y funcional directa entre el hueso vivo y la superficie de un implante que soporta una carga.⁽²⁾ Según el glosario de términos de prostodoncia,⁽⁴⁾ la oseointegración se define como la unión aparente o conexión directa del tejido óseo del huésped a la superficie de un material inerte, aloplástico, en ausencia de tejido conectivo.

El concepto inicial de oseointegración partió de una serie de experimentos *in vivo* con microscopios de luz, en médula ósea, más específicamente, en tibia de

conejos.^(1-3,5) Para ello se realizaron estudios a largo plazo sobre la respuesta del hueso y de la médula ósea a cámaras de titanio implantadas de un diseño roscado. Estos estudios a principios de 1960, plantearon la posibilidad de una oseointegración debido a la dificultad para retirar las cámaras de titanio del hueso adyacente una vez que cicatrizaban.^(2,3,5)

Se observó que las cámaras de titanio eran inseparables e incorporadas al hueso y el tejido óseo calcificado se encontraba adherido a las pequeñas irregularidades de la superficie del titanio.^(2,6)

Posteriormente, se realizaron estudios a largo plazo en los cuales se colocaron implantes roscados de titanio en mandíbulas de perros⁽¹⁾, se observó que al intentar extraer dichos implantes, ocurría una fractura del hueso mandibular y no en la interfase de ambos. El estudio al microscopio de luz, de las muestras tomadas de estos animales, reveló una adaptación íntima entre la fijación de titanio y el hueso adyacente. Curiosamente no había interfase de tejido conectivo fibroso, fibroblastos o macrófagos entre el titanio y el hueso.^(2,3,6)

En estudios al microscopio de barrido electrónico se observó la ausencia de una membrana de tejido conectivo fibroso entre el hueso y la superficie de titanio. Se observaron una serie de filamentos de colágeno, pero siempre separados por una capa de proteoglicanos, parte de la cual estaba calcificada.^(2,6) Este patrón de anclaje entre los filamentos de colágeno y el titanio parece similar al de las fibras de Sharpey al hueso.⁽⁵⁾

Un proceso relacionado con la formación de la interfase hueso-implante es la neovascularización luego de la colocación del implante, requisito indispensable para la oseointegración. La liberación de células sanguíneas y aminas vasoactivas, la formación del coágulo de fibrina,^(3,7) la organización y reemplazo del hematoma por tejido de granulación⁽³⁾ y la formación de nuevos vasos sanguíneos, representan una importante secuencia en la formación completa del hueso siguiente a la cirugía; nuevos vasos sanguíneos deben mantenerse y no reabsorberse durante la regeneración ósea.⁽⁸⁾

El hueso es un tejido vivo, dinámico, provisto de abundantes vasos sanguíneos que sufre un remodelado constante. Las respuestas cicatrizales del hueso constituyen parte de una serie de eventos que conllevan a la oseointegración, de allí la importancia del establecimiento prematuro del flujo sanguíneo y la osteogénesis para lograr una integración confiable del implante.⁽⁵⁾

Cooper⁽⁷⁾ sugiere que la invasión del hueso maduro mediante la instrumentación quirúrgica, para crear el lecho del implante, produce un trauma vascular y discontinuidad en el hueso. El lecho, luego de la osteotomía, se llena casi instantáneamente con sangre, y la colocación subsecuente del implante desplaza este biolíquido que satura la superficie del implante en toda su longitud.

La inserción quirúrgica de un implante en el proceso alveolar pone en marcha una respuesta osteogénica que está impulsada fundamentalmente por factores de crecimiento y citoquinas locales que se liberan con el coágulo sanguíneo, tales como el factor de crecimiento

beta y el factor de crecimiento derivado de plaquetas.⁽⁹⁾
Las proteínas, los lípidos y otras biomoléculas se adhieren a la superficie del implante.⁽¹⁰⁾

Bianchi⁽⁹⁾ determina las etapas de la reparación ósea en la zona perimplantar. El primer día, luego de la intervención, es posible identificar varios elementos bajo el microscopio óptico, como las fracturas de las trabéculas del hueso esponjoso, la poca cantidad de restos de tejido óseo producto del fresado y el hematoma en la superficie del implante que se forma como consecuencia de la lesión de los vasos medulares. Por lo general, el hematoma tiene una extensión que no supera los 100-200 μm .

A los siete días de la colocación, se observa que el implante es sostenido gracias al contacto con las estructuras trabeculares preexistentes interrumpidas y con el hueso cortical que rodea al cuello del implante; el hematoma, en parte, ha sido degradado y sustituido por un tejido de granulación, en el cual se desarrollan las nuevas estructuras vasculares. La neoangiogénesis y el consecuente reestablecimiento de la circulación

sanguínea, son condiciones necesarias para el inicio de los procesos regenerativos. Posteriormente se inicia la diferenciación de las células mesenquimatosas indiferenciadas, infiltradas inicialmente en el hematoma.⁽⁹⁾

La actividad osteoformativa se inicia sobre la superficie de las trabéculas preexistentes. Los osteoblastos se alinean formando nuevas láminas osteoblásticas que depositan matriz osteoide. También se observan grupos aislados de osteoblastos dedicados a la deposición, sin una aparente relación de continuidad con las superficies trabeculares. Por lo tanto, no se observa ningún proceso de aposición a partir de la superficie del implante, sino más bien a partir de las zonas limítrofes, para después crecer en dirección al implante.⁽⁹⁾

A los 15 días de la colocación del implante se observa una cantidad más abundante de hueso neoformado; los puentes óseos se originan desde el hueso preexistente interrumpido y se proyectan hacia la superficie del implante. Una vez que alcanza la

superficie del implante, el hueso recién formado se apoya en él y sigue aumentando la aposición progresivamente.⁽⁹⁾

El hueso que se ha aposicionado en esta fase es, principalmente, de fibras entreteljadas (reticular). En esta fase, el implante es rodeado progresivamente por nuevo tejido óseo. A continuación, con la finalización de la mineralización, este tejido primario adquiere características de resistencia.⁽⁹⁾

A los 30 días de la intervención, el hueso primario de fibras entreteljadas (reticular) empieza a ser remodelado e inicia la sustitución por hueso laminado. A los 60 días de la colocación del implante se evidencia que el tejido óseo recién formado asume, cada vez más, una conformación de tipo laminado, cuya organización es de tipo osteónico.⁽⁹⁾

El hueso que está en contacto directo con la superficie del implante mantiene las características de tipo primario de fibras entreteljadas (reticular). La actividad de remodelación no es elevada. Aún a los 90 y

180 días, no se encuentran grandes diferencias. El implante luce anclado en el trabeculado óseo que empuja hasta la superficie del implante para entrar en contacto directo con el mismo.⁽⁹⁾

El análisis con el microscopio de luz ha identificado la presencia de células osteoblásticas,^(7,11) osteocitos,⁽⁶⁾ células osteoclasticas, células gigantes multinucleadas, eosinófilos, monocitos, elementos vasculares, matrices de colágeno y matrices mineralizadas en la interfase hueso-implante^(12,13) (Gráfico 1).



Gráfico 1. Fotografía de imagen con microscópico electrónico de barrido de alta resolución de un osteoblasto y sus procesos celulares adaptado a la superficie de fijación. Tomado de Brånemark, 1983.

A pesar del continuo debate acerca de la naturaleza de la unión celular óptima hacia los implantes dentales, no cabe duda que, en alguna etapa, las células deben

unirse al implante para obtener la integración del tejido.⁽¹⁴⁾

La unión celular a los implantes es un mecanismo complejo debido a la existencia de tres tipos de tejidos diferentes involucrados: el epitelio, el tejido conectivo blando y el hueso.⁽¹⁴⁾

Se ha sugerido que esta interfase directa al hueso consiste de a) una matriz mineralizada de fibra de colágeno que se extiende directamente sobre la superficie del implante,⁽⁶⁾ b) una fina pero densa capa de electrones separada del implante ó c) una matriz fibrilar muy fina la cual, también se encuentra mineralizada separada del implante. La interfase directa del hueso al implante dental pareciera presentarse mediante una de estas tres maneras.^(11,15)

Existe un componente orgánico entre el hueso formado y la superficie del implante. Tanto el tejido óseo como la interfase parecieran ser estructuras dinámicas, sometidas a cambios inducidos biológica y biomecánicamente durante la vida del implante. Esta

zona representa un factor determinante en el estado dinámico de la formación ósea, modelando y remodelándose durante el proceso de oseointegración.⁽¹⁵⁾

Un implante dental oseointegrado se conecta directamente al hueso vivo en ausencia de algún componente de tejido blando intermedio;^(2,3,6) formando una fijación entre el hueso y el implante que debe ser lo suficientemente fuerte y duradera para transmitir las cargas eficientemente al hueso de soporte.^(3,16,17)

La preparación del hueso debe producir un daño de tejido mínimo sin modificar la topografía básica del hueso,⁽³⁾ también debe lograrse la estabilidad primaria y la limitación de micromovimientos del implante durante la fase de cicatrización para evitar la formación de una interfase de tejido fibroso.^(3,16,18)

La manipulación cuidadosa de los tejidos blandos y duros y la adecuada terapia protésica son requisitos esenciales para lograr y mantener la oseointegración de los implantes dentales.⁽³⁾

2. CRITERIOS PARA EVALUAR EL ÉXITO CLÍNICO DE LA OSEOINTEGRACIÓN

El éxito, en términos generales, puede ser definido como la obtención de lo que se propone. Por lo tanto para ser considerado exitoso, un implante oseointegrado debe cumplir con ciertos criterios en términos de función (capacidad para masticar), fisiología tisular (presencia y mantenimiento de la oseointegración, ausencia de dolor u otros procesos patológicos) y satisfacción (estética y comodidad).⁽¹⁹⁾

Al odontólogo se le presentan una serie de alternativas al determinar que tipo de sistema de implantes provee un pronóstico adecuado para garantizar su aceptación para el uso clínico. Es esencial, para la selección de un sistema, una serie de criterios para el éxito, basados en evidencias científicas.⁽²⁰⁾

En implantodontología, el resultado exitoso en un procedimiento depende de la relación de varios componentes de una ecuación que incluye lo siguiente: la biocompatibilidad del material del implante, la

naturaleza macroscópica y microscópica de la superficie del implante⁽¹⁶⁾, las condiciones saludables del lecho (ausencia de infección) y morfología (calidad ósea), la técnica quirúrgica, la fase de cicatrización ininterrumpida, el subsecuente diseño protésico y las consideraciones de higiene. El reto al cual se enfrenta el operador, si se pretende un resultado exitoso predecible, es controlar esta variedad de factores casi simultáneamente.⁽²¹⁾

Entre los criterios más comunes empleados para evaluar el éxito y fracaso de los implantes colocados se encuentran: la movilidad, la radiolucidez perimplántica, la pérdida de hueso marginal y los signos y síntomas patológicos recurrentes y/o persistentes.⁽¹⁹⁻²¹⁾

La movilidad es un signo claro de fracaso,⁽¹⁹⁾ que se manifiesta por la presencia de tejido conectivo alrededor del implante. Investigaciones clínicas acerca de la oseointegración, indican que al estar en presencia de este signo, el implante se torna móvil y sensible a la percusión y a la presión, por lo que la movilidad continúa incrementando y se requiere la eliminación

subsecuente del implante,⁽²⁰⁾ por lo tanto la ausencia de movilidad clínica es un criterio importante para el éxito del implante.^(20,21)

Usualmente se detecta la movilidad clínicamente; un método para evaluar la movilidad es golpear el implante con un instrumento. Si el sonido emitido es sólido y cristalino no existe la movilidad, por el contrario si el sonido es sordo y ténue, es presumible que el implante no se encuentre oseointegrado, por lo tanto rodeado de tejido fibroso y si la movilidad está ausente es probable que se desarrolle subsecuentemente.⁽²⁰⁾ A pesar de la subjetividad de este método y la falta de soporte científico, puede ser un indicador útil para el operador.⁽¹⁹⁾

La evaluación radiográfica se presenta como una de las principales herramientas para la detección de los implantes defectuosos en la práctica, aunque no es tan precisa como la evaluación clínica de la movilidad del implante.⁽¹⁹⁾ En algunos casos la movilidad y la radiolucidez perimplántica miden los mismos aspectos de la respuesta del implante. Ambos criterios se

encuentran claramente relacionados, tal que la movilidad no se presenta si no existe la imagen radiolúcida perimplantar.^(20,21)

Una imagen radiolúcida completa indica la presencia de tejido blando y la posible movilidad del implante, por lo que se presume que el implante está próximo a perderse.^(19,20)

La pérdida de la oseointegración se manifiesta por una imagen radiolúcida perimplantar y la movilidad del implante. Estos signos provienen del reemplazo de un tejido óseo altamente especializado por un tejido conectivo fibroso incapaz de contribuir con la capacidad funcional de la unidad hueso-implante.^(19,20)

Por lo tanto, la ausencia de la radiolucidez perimplántica al examen radiográfico, se considera un criterio valioso para la evaluación del éxito del implante.⁽²¹⁾

Otro factor importante para determinar el éxito, es la pérdida de hueso marginal y la estabilidad del

soporte óseo del implante.^(19,20) En ausencia de la estabilidad relativa del nivel óseo, el implante está sentenciado al fracaso. Para establecer los límites de la pérdida ósea, ésta debe ser inferior a 0,2 mm cada año tras el primer año de servicio del implante.^(20,21) Esta cifra puede servir como un criterio válido para evaluar el éxito del implante.⁽²⁰⁾ Lekholm *et al.*⁽²²⁾ plantean que un implante es considerado un fracaso cuando la pérdida de hueso marginal ha alcanzado 1/3 de la porción apical del implante.

A pesar de la dificultad para obtener medidas precisas y reproducibles del nivel óseo a medida que pasa el tiempo, utilizando una técnica radiográfica para el monitoreo de las condiciones de los implantes, este método pareciera ser más confiable que el sondaje, particularmente en la presencia de tejidos perimplantares inflamados y defectos óseos.⁽¹⁹⁾

Las evaluaciones clínicas en implantes han utilizado la profundidad del surco como una medida para evaluar el éxito del implante. Sin embargo, existe poca información acerca de la relación de la profundidad al

sondaje con el éxito del implante.^(19,20) Casi todos los implantes pueden ser sondeados hasta 1 a 2 mm del nivel óseo. La profundidad del surco no pareciera tener relación con la respuesta del tejido blando o la estabilidad del nivel óseo. Es posible mantener un nivel óseo estable con una profundidad del surco considerada mayor, en comparación con la profundidad al sondaje de un diente natural.⁽²⁰⁾

En implantodontología, la profundidad del surco no es un indicador confiable de los problemas relacionados con la estabilidad del nivel óseo, tampoco un parámetro útil para evaluar el éxito del implante.⁽²⁰⁾

El estado de la mucosa perimplantar y el incremento en el grado de inflamación se consideran respuestas indeseables que demandan la atención del odontólogo por ser una complicación del tratamiento y por lo tanto requiere de medidas correctivas. Sin embargo, la respuesta de la mucosa perimplantar no pareciera ser un factor determinante para el éxito del implante, por lo tanto no debe incluirse como un criterio para evaluar el éxito del implante.^(20,21)

Durante el período de cicatrización, las complicaciones como edema, fístulas y supuración pueden presentarse debido a un proceso infeccioso.⁽²³⁾ Los implantes que son motivo de infecciones persistentes o recurrentes muestran condiciones no saludables y por lo tanto no deben ser considerados exitosos.^(20,21) Los signos clínicos de infección representan una complicación, la cual, de no ser tratada conllevan al fracaso del implante.^(19,21)

El dolor y la incomodidad para el paciente son, probablemente, algunas de las causas más comunes para retirar un implante⁽²⁰⁾. Cualquier implante que pierda la oseointegración y produzca dolor durante la aplicación de fuerzas funcionales debe ser considerado un fracaso.^(19,20)

Una parestesia o un daño al tejido nervioso producidos durante el procedimiento quirúrgico se consideran complicaciones iatrogénicas, que pueden causar dolor e incomodidad al paciente.^(19,20) Este tipo de respuesta debe ser considerada como una

complicación y no como un criterio para evaluar el éxito o fracaso.⁽²⁰⁾

La violación de las estructuras anatómicas como el seno maxilar, el conducto mandibular, el piso de las fosas nasales y las raíces de dientes adyacentes al momento de la colocación de los implantes, son problemas de origen iatrogénicos que refleja la capacidad y el juicio del operador que colocó los implantes, por lo tanto no deben ser considerados como criterios para evaluar el éxito del implante.⁽²⁰⁾

Para ser considerado exitoso, el implante debe permitir la colocación de un dispositivo protésico⁽²¹⁾ que le proporcione una apariencia estética y satisfactoria para el paciente y el odontólogo.⁽²⁰⁾

Las recesiones de la mucosa perimplantar y la exposición de la superficie del implante dificultan el mantenimiento del área libre de placa, por lo que podría cuestionarse el pronóstico del implante, sin embargo la recesión es, principalmente, un problema estético y no un indicador de fracasos de implantes.⁽¹⁹⁾

Salonen *et al.*⁽²⁴⁾ sugieren una relación entre la ausencia de una adecuada banda de mucosa queratinizada alrededor del pilar protésico del implante y el fracaso de los implantes, debido a la resistencia de éste tejido a los procesos inflamatorios destructivos inducidos por la microflora bucal.

Sin embargo no existe evidencia científica que soporte esta hipótesis. Por lo tanto la mucosa queratinizada pareciera no tener relación con el fracaso de los implantes, pero pudiera facilitar el mantenimiento de la higiene del paciente.⁽¹⁹⁾

Albrektsson *et al.*,⁽²¹⁾ en 1986, concluyeron que si se cumplen los criterios para evaluar el éxito de los implantes propuestos por los autores, las probabilidades de éxito para un implante son de un 85% tras un período de observación de cinco años y de un 80% al final de un período de diez años.^(20,21) Asimismo, cada paciente que recibe un implante tiene el derecho a conocer los beneficios potenciales y los riesgos del procedimiento, así como un pronóstico preciso del servicio útil del implante.⁽²⁰⁾

Un implante colocado, junto con una evaluación metódica que incluya el seguimiento del implante, basado estrictamente en los criterios para evaluar el éxito de los implantes, puede considerarse firme y estable predeciblemente. De esta manera se podrán aceptar a los implantes dentales, finalmente, como un método terapéutico rutinario y saludable.⁽²¹⁾

Esposito *et al.*⁽¹⁹⁾ proponen que una comparación justa entre los diferentes sistemas de implantes sólo será posible cuando se obtenga un consenso general en los parámetros para monitorear las condiciones de los implantes; hasta ahora no existe un acuerdo en los parámetros empleados, por lo tanto es urgente la estandarización en el diseño de estudios clínicos relacionados a los implantes dentales. Los criterios para evaluar el éxito deben ser explícitos, aceptados universalmente y relacionados con el objetivo del tratamiento.

3. DEFINICIÓN DEL IMPLANTE DENTAL

El implante dental es un dispositivo protésico de un material aloplástico, colocado en el tejido bucal entre la

mucosa y/o el periostio y sobre o dentro del hueso maxilar, que le proporciona anclaje mediante un proceso de integración de tejidos; para proveer retención y soporte a una prótesis fija o removible.⁽⁴⁾

Según el glosario de términos de prostodoncia,⁽⁴⁾ los implantes dentales pueden clasificarse en endóseos, subperiósticos, transóseos, intramucosos, endodónticos y substitutos óseos. Los implantes dentales endóseos se caracterizan por su forma y diseño geométrico: radicular⁽²⁵⁾, tornillo, aleta, cilíndrico, huecos y sólidos (Gráfico 2).

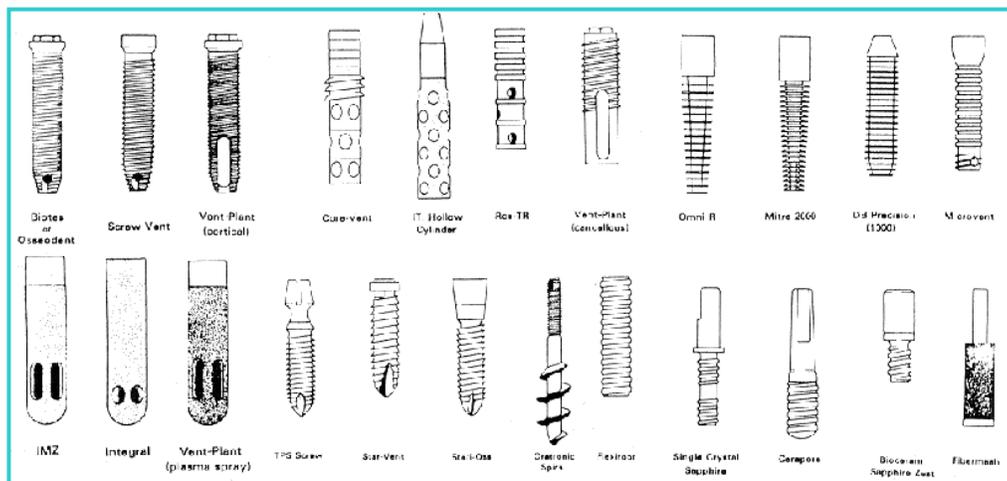


Gráfico 2. Ejemplo de algunas de las formas y diseños actuales de los implantes dentales. Tomado de Brunski, 1988.

En cuanto a su superficie, los encontramos lisos⁽²⁵⁾, rugosos⁽²⁵⁾, roscados, perforados y fenestrados, también

pueden encontrarse recubiertos o texturizados y en una variedad de materiales biocompatibles.⁽⁴⁾

4. ELEMENTOS CONSTITUYENTES DEL IMPLANTE DENTAL

La terminología de los distintos componentes de los implantes dentales puede ser confusa debido al incremento en el número de fabricantes en el campo de la implantodontología y a la utilización de varios términos o abreviaciones para describir el mismo componente.⁽²⁶⁾

La falta de uniformidad en la terminología de los componentes además de los conocimientos que se requieren acerca de los múltiples sistemas de implantes, dificulta la comunicación entre los investigadores, los fabricantes, los odontólogos, los técnicos de laboratorio y los estudiantes. Por lo tanto se hace necesario la estandarización en los términos para la implantodontología.^(27,28)

Un implante consta de seis componentes: la fijación o el cuerpo del implante⁽²⁶⁾, el tornillo de cobertura,

cicatrización o de primera fase⁽²⁶⁾, el pilar, el tornillo del pilar, el cilindro de oro y el tornillo de oro o de titanio⁽¹⁾ (Gráfico 3).

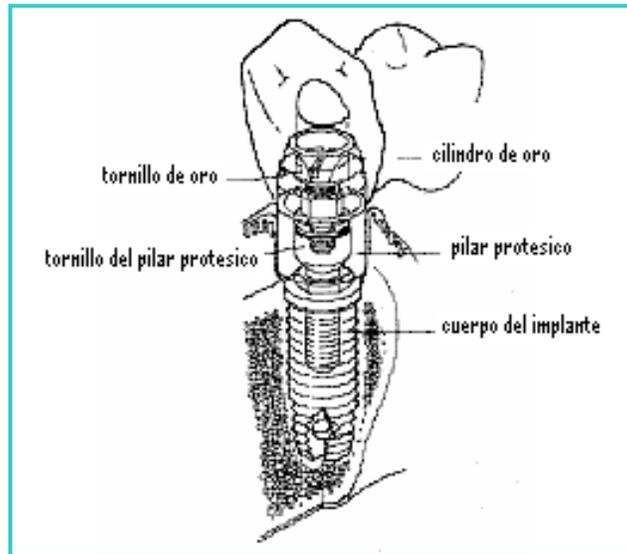


Gráfico 3. Diagrama de los componentes de un implante dental. Tomado de Phillips, 2003.

La fijación o cuerpo es la porción del implante dental diseñada para ser colocado quirúrgicamente en el hueso^(1,4,26,29) y puede extenderse ligeramente por encima de la cresta residual del reborde óseo.⁽²⁶⁾

El tornillo de cicatrización, cobertura⁽¹⁾ o tornillo de primera fase⁽²⁶⁾ se enrosca en la parte superior del cuerpo del implante para evitar la invasión o crecimiento de tejido blando y duro en el parte interna roscada⁽¹⁾ durante el período de cicatrización⁽²⁶⁾ y actúa como

sellador en la porción coronal del cuerpo del implante. Éste se utiliza durante el período intermedio después del primer procedimiento quirúrgico y antes del segundo.⁽¹⁾

El pilar protésico es el componente que sirve de soporte y/o retención a la prótesis,⁽⁴⁾ la porción apical tiene una forma diseñada para encajar en la porción coronal de la fijación de manera precisa.⁽¹⁾

El pilar se conecta al cuerpo del implante, a través de la mucosa, mediante fricción, cementado o utilizando el tornillo del pilar.^(4,26,29) Estos tres tipos de pilares pueden clasificarse a su vez en rectos o angulados, relacionando el eje axial entre el cuerpo del implante y el pilar.⁽²⁶⁾

El cilindro de oro, hecho de oro, paladio y platino, parte integrante de la prótesis final, se conecta al pilar protésico con el tornillo de oro o de titanio. Los distintos componentes, al utilizar los tornillos para interconectarlos, se convierten en una unidad. El cilindro de oro o de titanio, está diseñado para encajar

la porción coronal del pilar. El cilindro de oro se convierte en parte integrante de la prótesis final en los procedimientos de pulido y encerado en el laboratorio. El tornillo de oro se inserta a través del cilindro de oro y se enrosca en el tornillo del pilar para conectar el cilindro de oro y el pilar protésico.⁽¹⁾

5. FACTORES A CONSIDERAR EN LA SELECCIÓN DEL IMPLANTE DENTAL

5.1. Material del implante

5.1.1. Aleaciones

5.1.1.1. Titanio

El éxito de los implantes dentales depende de la correcta selección del paciente, el diseño del implante, una técnica quirúrgica y protésica apropiada y de las características del material del implante.⁽³⁰⁾

El criterio para la selección del material del implante depende de: su rigidez,⁽¹⁸⁾ la resistencia a la fatiga,⁽¹⁸⁾ la ausencia de citotoxicidad, las propiedades carcinogénicas, la facilidad de fabricación y esterilización y la estabilidad química en los tejidos y fluidos bucales.^(29,31)

Según el glosario de términos de prostodoncia,⁽⁴⁾ la biocompatibilidad se refiere a la capacidad para subsistir en armonía con el medio biológico circundante. Cuando un material extraño es implantado en el hueso, pueden ocurrir una serie de reacciones que van desde un rechazo total al material específico hasta una respuesta inflamatoria mínima que sana en pocos días.^(18,32) Sykaras *et al.*⁽³³⁾ establecen que no existe material alguno que sea aceptado completamente por el medio biológico; para optimizar el comportamiento biológico deben seleccionarse estructuras artificiales que disminuyan las respuestas biológicas negativas, asegurando una función adecuada.

Las aleaciones metálicas y los materiales cerámicos son algunos de los materiales comerciales más comunes disponibles para la fabricación de los implantes dentales endóseos.^(6,14,18,25,32,33)

Para los implantes dentales metálicos endóseos podemos encontrar el titanio puro comercial (Ti6c) y una aleación de titanio (Ti6Al4V).⁽³⁴⁾ Las aleaciones de titanio contienen bajas concentraciones de nitrógeno,

carbón, hidrógeno, hierro y oxígeno. Las propiedades mecánicas y la resistencia a la corrosión de este tipo de aleaciones varía significativamente con el nivel de concentración de estos elementos menores.⁽³⁵⁾ También contienen aproximadamente 6% de aluminio y 4% de vanadio por peso.^(29,34,35) El aluminio incrementa la rigidez de la aleación metálica y disminuye su densidad. Por su parte, el vanadio actúa como inhibidor de la corrosión.^(34,36)

Las propiedades mecánicas de las aleaciones de titanio pueden o no variar con el grado y el tipo de aleación. El módulo de elasticidad para el TIPC es de 100 GPa y para la aleación de titanio es 110 GPa. El módulo elástico es casi cinco a seis veces mayor al del hueso cortical.⁽³⁵⁾ La densidad de la aleación de titanio y del TIPC es de 4-5 g/cm³, le confiere alta resistencia por peso^(29,35) y corresponde a la mitad de la densidad de las aleaciones de cobalto-cromo y a una cuarta parte del oro. Por otro lado la resistencia a la cedencia de la aleaciones de titanio es de 900 Mpa, significativamente mayor a los valores del hueso cortical⁽³⁵⁾ (140 Mpa) y del tejido dentario (10-57 Mpa).^(29,36)

El Tipc ha llegado a ser de los mejores materiales para la elaboración de implantes dentales endóseos por su excelente biocompatibilidad,^(3,5,6,10,14,34,37,38) rigidez,^(29,34,38) resistencia a la corrosión^(10,29,31,34,38,39) e interacción con el medio biológico.^(3,29) Estas características se atribuyen a la presencia de una capa de óxido que se forma espontáneamente de forma pasiva en la superficie de Tipc⁽³⁹⁾ al contacto con el aire o líquidos tisulares normales.^(29,34,37)

La estabilidad de esta capa de óxido pasiva es la responsable de la alta resistencia a la corrosión^(10,29,31,34,38,39), la disminución en la liberación de iones metálicos⁽²⁹⁾ y la baja tasa de disolución del titanio;^(35,38) siempre que esta capa no se comprometa por algún cambio mecánico o químico.⁽³¹⁾

Esta propiedad es el factor principal para el éxito y la utilización del titanio como material ideal para implantes dentales.⁽³⁸⁾ La capa de óxido tiene un espesor de 20-100 Å^(34,37) al momento de la implantación e incrementa su grosor, gradualmente, con el pasar de los años.⁽⁵⁾

La formación y el mantenimiento de esta capa de óxido se conoce como pasividad^(29,34,38) y ocurre sólo en condiciones favorables para su reformación (pH, presión de oxígeno y ausencia de iones).⁽³¹⁾ Así, cualquier rasguño o muesca en la cubierta de óxido se autorrepara en esencia.⁽²⁹⁾

Brånemark⁽³⁾ y Hanson *et al.*⁽⁶⁾ realizaron investigaciones donde demostraron la aposición directa del hueso a la superficie de Tipc. Observaron que el hueso se adhiere firmemente a los implantes de titanio, por lo que no era posible separar el metal del hueso compacto bien organizado alrededor del implante sin causar fracturas en el tejido. El collar de hueso alrededor del implante se encontraba en aparente continuidad con el metal alrededor de la circunferencia del implante, lo cual resultó en una unión celular y la estabilidad del implante.

También se demostró que existe un ajuste preciso entre el implante y el hueso circundante. Se encontraron sistemas de Havers en las dos terceras partes del hueso que penetraban las roscas del implante. Este fenómeno

indica que el hueso circundante al implante es vital y se remodela activamente de manera ordenada.^(5,6)

Se observaron vasos sanguíneos cerca de la superficie del implante. No existía evidencia de tejido conectivo, fibroblastos y macrófagos interpuestos entre el metal y el hueso. Los haces de colágeno que se encontraban a una distancia de 1 a 3 μm de la superficie del metal se reemplazaron con filamentos de colágeno ordenados perpendicularmente a la interfase, sin embargo, estos filamentos no alcanzaban la capa de óxido del metal, únicamente se aproximaban.⁽⁶⁾

En otros estudios realizados en perros, al microscopio de barrido electrónico, se evidenció la presencia de hueso contínuo y adherido a la superficie del implante de titanio, también se identificaron sistemas de Havers aparentemente saludables y osteocitos en relación directa con la superficie del implante.^(25,40)

La fuerza de conexión o unión del implante al hueso circundante refleja la cantidad de hueso en la superficie

del implante. En la oseointegración de los implantes dentales metálicos, específicamente entre la superficie del implante y el tejido vital se forma una interfase amorfa y acelular, rica en proteoglicanos y glicoproteínas.⁽¹⁵⁾

Kasemo⁽³⁷⁾ sugiere que al utilizar implantes metálicos, la interacción química que ocurre en la interfase entre el hueso y el implante es determinada por las propiedades superficiales del óxido y no por las propiedades químicas del metal. En la superficie oxidada de un implante, pueden existir varios tipos de fuerzas de unión (fuerzas de Van der Waals) y uniones químicas (enlaces covalentes e iónicos). Debido a la amplia gama de biomoléculas expuestas a la superficie, pareciera que algunas de estas uniones se establecen en un equilibrio dinámico, representando uniones irreversibles o caracterizadas por un intercambio de moléculas.

Olefjord y Hanson⁽³⁸⁾ analizaron las superficies de cuatro sistemas de implantes y detectaron varios elementos inorgánicos en la superficie de la aleación de

titanio como son: calcio, sodio, potasio, silicio, plomo, magnesio, aluminio, hierro, flúor y zinc. No está claro si alguno de estos elementos encontrados pueden promover la disolución del titanio y por lo tanto causar corrosión del implante. Sin embargo los autores recomiendan evitar los elementos contaminantes inorgánicos en la fabricación de implantes.

Una película contaminada en la superficie del implante, por más delgada que sea, puede disminuir la energía superficial. Se ha especulado que la adhesión entre el implante y el hueso es creada mediante diferentes uniones químicas. Ejemplo de estas uniones químicas las encontramos entre el titanio y los grupos hidroxilos de las glicoproteínas en la capa del substrato. Estas uniones se interrumpen en presencia de una delgada película contaminada.⁽³⁷⁾

Hoy en día existe poca evidencia científica acerca de la capacidad del titanio, en cualquier forma iónica, para inducir la proliferación y diferenciación osteoblástica de una población de células pluripotenciales.⁽¹⁷⁾

Masuda *et al.*⁽¹⁵⁾ refieren que la formación de hueso en la superficie del implante de titanio en modelos experimentales es menor al 100%. Específicamente Steflik *et al.*,⁽¹¹⁾ al microscopio de luz de alta resolución, reportaron que entre un 50 a 65% de la superficie del implante de titanio se encontraba adherida al hueso. La porción externa de la matriz mineralizada de la interfase hueso-implante se encontraba recubierta por una capa depositada densa de electrones. El resto de la interfase se componía de tejidos sin mineralizar que incluían una matriz de osteoblastos y fibroblastos.

Esta interfase *discontinua*, concepto más descriptivo que *incompleta*, se interpreta en términos temporales y crecientes, que refleja el entendimiento de la oseointegración como un proceso y no un resultado.⁽¹⁵⁾

La interfase dinámica implante-hueso sufre cambios y procesos remodelativos a través del tiempo. De allí la importancia acerca de la actividad osteoblástica que se relaciona directamente con la superficie del implante dental.^(7,11)

Según Sisk *et al.*,⁽²⁵⁾ los diseños de implantes similares y el material del implante no son esenciales para que ocurra la oseointegración inicial, siempre que el material seleccionado sea biocompatible y se utilice una técnica quirúrgica lo menos traumática posible. Con los resultados obtenidos hasta ahora, existe poca evidencia acerca de los efectos tóxicos del material del implante, debido al desgaste de partículas o liberación de iones metálicos de la interfase implante-hueso y su relación con el posible fracaso de los implantes. Por lo que se requieren más estudios dirigidos a esta área.⁽³²⁾

El objetivo principal en los sistemas de implantes, es lograr la fijación a largo plazo de los implantes al hueso. Los diseñadores de los sistemas de implantes deben confrontar problemas relacionados a los biomateriales y al diseño biomecánico. En cuanto a los biomateriales es importante considerar las propiedades superficiales del material, la liberación de productos de corrosión, la energía superficial y la estabilidad de la capa de óxido. Debido a los múltiples sistemas de implantes en el mercado, el odontólogo debe seleccionar, objetivamente, el sistema que le brinde

mejores resultados para lograr el objetivo final; la fijación de los implantes al hueso a largo plazo.⁽¹⁸⁾

5.1.1.2. Aleaciones metálicas

Las aleaciones metálicas son el tipo de material más antiguo utilizado para la elaboración de implantes dentales y hoy en día se consideran los materiales más comunes para la fabricación de implantes⁽³⁵⁾ por su mayor rigidez, en comparación con otros materiales⁽³¹⁾. Un diverso número de aleaciones metálicas se han utilizado para los implantes dentales.⁽³⁵⁾

Las aleaciones de oro fueron de las primeras en utilizarse para los implantes, probablemente, por su disponibilidad en la odontología y la tecnología existente para colar y vaciar dicho material, sin embargo desarrollaban una interfase fibrosa con el hueso, y fueron sustituidos por el acero inoxidable y el tantalum en los años 1940 y 1950.⁽⁴¹⁾

Otra aleación utilizada para la fabricación de implantes es el acero inoxidable quirúrgico, una aleación de hierro y carbón con cerca de un 18% de

cromo, con el fin de proporcionar resistencia a la corrosión y un 8% de níquel para estabilizar la estructura austenítica. Debido a la presencia del níquel, está contraindicado su uso en pacientes alérgicos. La aleación se utiliza con mayor frecuencia cuando está forjada y tratada con calor; tiene alta resistencia y ductilidad. La pasivación superficial se lleva a cabo para aumentar la resistencia a la corrosión.⁽²⁹⁾

Las aleaciones de cobalto-cromo también se desarrollaron y se utilizaron para los implantes dentales en una época.⁽³⁵⁾ Su composición era de un 63% de cobalto, 30% de cromo, 5% de molibdeno y el resto lo componen carbono, magnesio y níquel. Estas aleaciones se utilizaron, con frecuencia, en casos de vaciados y templado. Permiten la fabricación de un diseño particular, como una armazón subperióstica. Poseen una sobresaliente resistencia, un módulo alto a la corrosión y excelente biocompatibilidad, sin embargo son menos dúctiles que todos los sistemas de aleaciones.⁽²⁹⁾

El problema fundamental con este tipo de aleaciones metálicas es la respuesta fibrosa que se desarrolla

entre la superficie del implante y el hueso circundante.^(6,35) El tipo de hueso formado alrededor de la superficie del implante, con estas aleaciones metálicas, tiene características irregulares y desordenadas. El hueso maduro con sistemas de Havers se encuentra a una distancia considerable de la superficie del metal.⁽⁵⁾

Esposito *et al.*⁽³²⁾ plantean que la presencia de tejido blando encapsulado alrededor de un material no biocompatible se debe a la liberación tóxica de iones, la presencia de partículas del material, la contaminación superficial y el rechazo inmediato mediado por el sistema inmunológico al cuerpo extraño implantado. El éxito y la capacidad funcional a largo plazo de los materiales que se unen a un hueso desordenado no se encuentra claro. Sin embargo, la ausencia de hueso ordenado indica que el material no es completamente aceptado, con la posibilidad de rechazo debido a la corrosión y efectos tóxicos del material utilizado.⁽⁵⁾

Con los criterios y conceptos actuales, ninguno de estos materiales se logra oseointegrar al hueso,

probablemente por su inferior corrosión y la liberación de elementos en el tejido. Todas estas aleaciones metálicas se han sustituido hoy en día por el titanio.⁽³⁵⁾

5.1.2. Cuerpos cerámicos

Los materiales cerámicos utilizados en el campo de los implantes dentales se pueden clasificar según su actividad biodinámica en bioinertes y bioactivos. Los bioinertes son materiales que permiten una aposición del hueso en su superficie resultando en la osteogénesis por contacto, como el óxido de aluminio y el óxido de zirconio. Los bioactivos, son materiales que también permiten la formación de hueso nuevo en su superficie debido al intercambio iónico con el tejido del huésped, lo que resulta en la formación de una unión química en la interfase.^(18,33)

Wataha⁽³⁵⁾ propone que entre los materiales bioactivos más comunes, que pueden desarrollar una unión química de naturaleza cohesiva con el hueso, se encuentran la hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}[\text{PO}_4]_6[\text{OH}]_2$) (HA), el fosfato tricálcico ($\text{Ca}_3[\text{PO}_4]_2$) (TCP) y el vidrio bioactivo/*bioglass* ($\text{SiO}_2\text{-CaO-Na}_2\text{O-P}_2\text{O}_5\text{-MgO}$)⁽²⁹⁾.

Las cerámicas pueden utilizarse como material para fabricar el cuerpo entero del implante; poseen baja resistencia flexural, alto módulo elástico y varios grados de disolución y solubilidad. También pueden aplicarse materiales cerámicos en forma de revestimiento o recubrimiento sobre un núcleo metálico. Debido a la fragilidad de los implantes totalmente cerámicos,^(29,31,42) la aplicación de cerámica como revestimiento y recubrimiento son la modalidad de elección para los implantes dentales.⁽³³⁾

El *bioglass* es otro tipo de cerámica densa bioactiva; el supuesto mecanismo de unión con el hueso incluye una disolución selectiva de elementos iónicos debido a cambios en el pH. El resultado final son fibrillas de colágeno que se incorporan a un gel de calcio y fósforo que se anclan con los cristales del mismo componente, lo que estimula a la proliferación osteoblástica. Aparentemente existe una unión química entre las capas cerámicas y el hueso. La capa de unión es de 100 a 200 μm de espesor. La utilización del *bioglass* como material para la fabricación de implantes dentales es limitada debido al grado de disolución, a su

naturaleza frágil y la incapacidad de soportar las cargas a las que está sometido un implante dental.⁽²⁹⁾

Barth *et al.*,⁽⁴³⁾ en un estudio comparativo en gatos entre implantes de titanio y cerámicos *bioglass*, determinaron que el proceso reparativo alrededor del implante cerámico es distinto al proceso en el implante de titanio. El implante cerámico se encontraba rodeado por una capa de 0,2 mm a 0,5 mm de tejido conjuntivo fibroso y no se observó contacto directo de la cerámica al hueso, lo que se consideró una respuesta tisular inflamatoria. Al contrario, un 81% de la superficie de los implantes de titanio se encontraba en contacto directo con el hueso vivo.

Otro tipo de cerámica, no reactiva, hecha de óxido de aluminio, es el cristal único o policristalino (zafiro).^(29,44) En exámenes clínicos muestra respuestas tisulares favorables, similares a los implantes de titanio y cobalto-cromo-molibdeno.⁽⁴²⁾ Aunque el hueso tolera este tipo de material, no es bioactivo, porque no promueve la formación de hueso⁽²⁹⁾. Sin embargo, tiene resistencia a la corrosión, no es tóxico por su

naturaleza inerte, no irrita los tejidos circundantes⁽⁴²⁾ debido a la textura superficial alisada y posee alta resistencia, rigidez y dureza.^(29,44)

McKinney y Koth,⁽⁴⁴⁾ mediante un estudio experimental en animales, observaron que un 88% de los implantes de cristal único de zafiro eran exitosos en 18 meses. Utilizaron como criterio para evaluar el éxito: el índice de sangramiento, el volumen del fluido crevicular, la movilidad y la ausencia de pérdida ósea mediante la evaluación radiográfica.

Albrektsson *et al.*⁽²¹⁾ sugieren que el porcentaje de éxito para estos implantes, se encuentra entre un 70% y un 80% en un período de seguimiento de 5 años, claramente por debajo de los niveles de aceptación propuestos. Por lo tanto los niveles de éxito inicialmente publicados son indicadores de las etapas preliminares en el desarrollo de estudios experimentales y no resultado de su aplicación clínica rutinaria.

En un estudio realizado por Smith *et al.*,⁽⁴⁵⁾ donde se evaluó la respuesta tisular de los implantes

cerámicos de calcio y fosfato, en ratas, se observó el crecimiento de nuevo hueso en la superficie del implante y la presencia de osteoblastos y tejido conectivo que cubría la superficie del implante luego de un mes de la implantación. No existió evidencia de una respuesta inflamatoria, ni de tejido blando entre el implante y el hueso nuevo. Sin embargo se planteó la interrogante relacionada a la fuerza de unión entre el hueso y la cerámica que resulta luego de la implantación.

Asimismo, Sisk *et al.*,⁽²⁵⁾ en un estudio comparativo entre implantes cerámicos y de titanio, en perros, demostraron resultados similares; se observó evidencia de nuevo hueso aposicionado en la superficie de todos los implantes, indicando una oseointegración inicial.

Kent *et al.*⁽³¹⁾ plantean que la respuesta biológica de los implantes totalmente cerámicos evaluados con los parámetros actuales es insuficiente,⁽²¹⁾ el tejido conectivo alrededor del implante invade la matriz cerámica con deposición osteoide sobre la malla superficial y el material cerámico es fagocitado por las

células mesenquimales circundantes.⁽³¹⁾ Además no es práctica la utilización de materiales cerámicos para la fabricación de implantes dentales debido a su fragilidad,^(5,18) y a la falta de evidencia para soportar la fuerza de unión entre los cuerpos cerámicos y el hueso,^(18,45) aunque puede tener alguna aplicación en la reparación de defectos óseos.

5.2. Superficie del implante

5.2.1. Superficie lisa

Existen diferentes superficies de implantes dentales disponibles para el uso clínico y se categorizan como rugosas o lisas. Las alteraciones de las superficies de los implantes afecta la extensión del hueso formado en la interfase hueso-implante, mediante procesos de formación y remodelado óseo, los parámetros biomecánicos que controlan estos procesos lo convierten en un ambiente fisiológico complejo.⁽¹⁷⁾

Cooper⁽⁷⁾ plantea que la topografía superficial del implante afecta la respuesta tisular,^(31,39) celular⁽¹⁴⁾ y cantidad de hueso formado en la interfase implante-

hueso,⁽¹⁷⁾ aunque no se encuentra claro la explicación a este proceso.

Wennerberg *et al.*⁽⁴⁶⁾ y Kim *et al.*⁽⁴⁷⁾ proponen que la calidad superficial debe considerarse una combinación de todas las propiedades de una superficie: propiedades físicas, químicas,⁽³⁹⁾ mecánicas y la estructura superficial.⁽³⁹⁾ Por ejemplo, una modificación en la superficie topográfica resulta en un cambio en la energía superficial, en el grosor de la capa de óxido, y en la composición química superficial.⁽⁴⁷⁾

Tal vez la mayor diferencia entre los diferentes sistemas de implantes dentales disponibles comercialmente es la topografía superficial. A nivel microscópico los implantes poseen superficies lisas, otros superficies trabajadas, texturizadas o porosas.⁽¹⁴⁾

Una de las razones, por la cual existen estas diferencias, es que distintas áreas de los implantes poseen funciones que requieren diferentes propiedades superficiales.^(14,48) Por ejemplo, la porción del implante que protruye a través del epitelio mucoso, es muchas

veces de superficie alisada en un intento de producir un sellado epitelial que resista la invasión bacteriana, por el contrario el cuerpo del implante puede ser de superficie rugosa para promover crecimiento del tejido en las porosidades.⁽¹⁴⁾

Por lo tanto, una mayor afinidad a la adherencia celular se le atribuye a una superficie rugosa en comparación a una superficie lisa.^(14,16,17,39,49) Brunette⁽¹⁴⁾ plantea que el hueso se adapta próximo a la superficie lisa o porosa del implante de material cerámico o metálico. Por lo tanto la porosidad no pareciera ser una condición para la deposición ósea en la superficie del implante.

A su vez, Carlsson *et al.*,⁽⁴⁹⁾ en un estudio comparativo entre implantes de superficie rugosa e implantes de superficie lisa en conejos, observaron que la fuerza de torque necesaria para retirar o desalojar el implante del hueso era mayor para los implantes de superficie rugosa, por lo que concluyen que la utilización de implantes de superficie lisa es significativamente menos estable en el hueso, en

comparación con los implantes de superficie rugosa.^(16,17,33)

La medida típica de la rugosidad superficial de un implante es el valor aritmético promedio entre la altura de la cresta y la profundidad del valle en las proyecciones del plano superficial.⁽¹⁷⁾ Mediante estudios basados en el promedio de la rugosidad superficial del implante, se considera una superficie lisa de $\leq 1\mu\text{m}$ y aquellas con $>1\mu\text{m}$ se describen como rugosas.^(46,50)

Skalak⁽¹⁶⁾ propone que las consideraciones biomecánicas indican, en los casos de un implante con una superficie lisa, una fuerza de unión a los tejidos menor en comparación con los implantes de superficie porosa.

Por lo tanto en los implantes de superficie lisa, debido a la ausencia de irregularidades superficiales en las que el hueso se conforma, se requiere una fuerza de unión adhesiva en la interfase implante-hueso capaz de soportar las cargas y tensiones directamente, evitando la ruptura o desgarre de la interfase (Gráfico 4). La

aposición íntima del hueso a la superficie del implante, permite a la interfase comportarse como una unidad durante las cargas en ausencia de movimiento; este fenómeno es esencial para la transmisión de cargas del implante al hueso en todas las zonas de la interfase.⁽¹⁶⁾

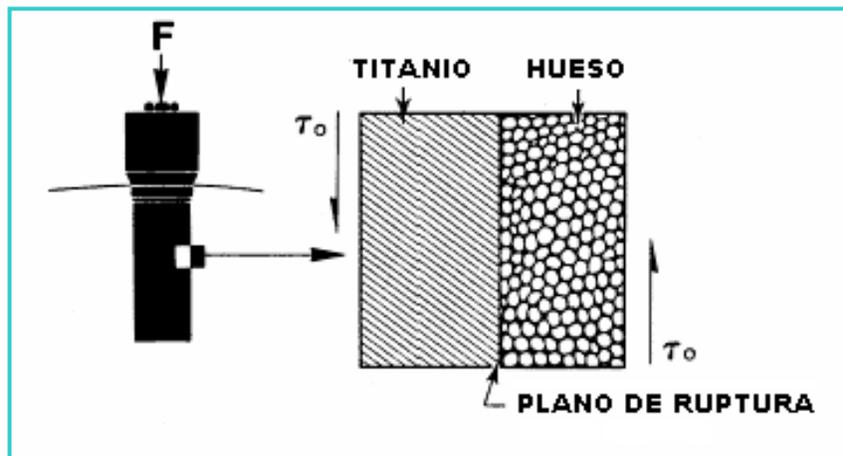


Gráfico 4. Implante de superficie lisa, donde se requiere unión adhesiva entre el hueso y el implante para prevenir la ruptura de la interfase durante las cargas.

Tomado de Skalak, 1983.

La energía superficial, la rugosidad y la capilaridad de la superficie del implante son características críticas para el proceso de cicatrización y formación del coágulo, iniciado inmediatamente luego de la inserción del implante. Estas características pueden determinar, dependiendo de la estructura superficial, la extensión y el tipo de contacto coágulo-hueso. Para las superficies lisas de los implantes, el bajo grado de humectabilidad,

en comparación con las superficies rugosas, puede resultar en un cambio en la morfología de la interfase de contacto hueso-coágulo.⁽⁵¹⁾

También, a pesar que las superficies pueden tener valores de rugosidad similares, pueden diferir dramáticamente en la textura superficial,⁽⁴⁶⁾ como se observó al comparar las muestras pulidas y las electropulidas.⁽³⁹⁾ Esto, además, complica cualquier análisis cuantitativo en relación a la rugosidad, el crecimiento celular y la adhesión al recubrimiento, debido a que los valores cuantitativos de rugosidad dependen significativamente de la resolución del instrumento utilizado para la evaluación.^(39,48)

Para el pulido mecánico existen variables como el tipo de grano utilizado (diamante vs. aluminio, por ejemplo), la presión aplicada durante el pulido y el grano final utilizado, que determinan el alisado de una superficie.⁽³⁹⁾

Antes de presentar conclusiones acerca de cual rugosidad superficial resulta en una unión más fuerte

con el hueso, es necesario realizar evaluaciones confiables y cuantitativas acerca de la superficie de los implantes.^(17,48) Los parámetros industriales para las evaluaciones de las superficies existen, pero lamentablemente no son aplicables, específicamente, a los implantes dentales.⁽⁴⁸⁾

Además, muchos estudios no incluyen evaluaciones cuantitativas de las superficies, se utilizan instrumentos inapropiados capaces de medir sólo una superficie plana o cilíndrica, un autor describe una superficie como rugosa y el siguiente autor la describe como lisa. En los mejores casos, para documentar los datos acerca de las superficies, se utilizan fotografías con microscópio electrónico de barrido. A pesar que el microscopio electrónico de barrido proporciona imágenes de alta calidad, este método es aplicable para la descripción morfológica y no para la descripción topográfica superficial utilizada como método de comparación, por lo tanto susceptible a interpretaciones subjetivas.⁽⁴⁸⁾

La disminución del área superficial en contacto con el hueso de los implantes de superficie lisa pareciera

ser una de las posibles causas en el patrón de fracaso para estos implantes, debido a la incapacidad para soportar las cargas.⁽¹⁹⁾

5.2.1. Superficie rugosa o porosa

En el diseño de los implantes utilizados en medicina y odontología se han incorporados superficies rugosas, texturizadas o porosas. Es de esperarse que el aumento del área superficial⁽³⁰⁾ de estos diseños proporcionen un mayor potencial para la adhesión celular,⁽⁵²⁾ el crecimiento de tejido en la superficie del implante y la estabilización mecánica del dispositivo. La textura superficial de un implante tiene el potencial de seleccionar específicamente ciertas poblaciones celulares y alterar sus funciones.⁽¹⁴⁾

Cooper⁽¹⁷⁾ propone que entre las ventajas de una superficie rugosa se encuentran: un aumento del área superficial del implante^(19,39,53) adyacente al hueso, una mayor afinidad celular a la superficie del implante,^(39,52) mayor hueso sobre la superficie del implante,⁽⁵⁴⁾ y un aumento en la interacción biomecánica del implante con el hueso.^(52,30,49)

Las superficies se identifican por el método de alteración topográfica y su fabricación y no por la superficie resultante. Por ejemplo deposición,⁽⁵⁵⁾ abrasión, maquinado, arenado,⁽⁵³⁾ rociado,⁽⁵⁵⁾ pulido, electropulido, torneado, tallado, acondicionado químico y sinterizado.^(17,47) Por lo que no existe un consenso acerca de la representación apropiada de la topografía superficial de los implantes. Estos distintos métodos de fabricación pueden coincidir en superficies topográficas similares que le imparten atributos biológicos y mecánicos al implante.⁽¹⁷⁾

Según Sykaras *et al.*,⁽³³⁾ los implantes maquinados o torneados poseen una superficie lisa, Cooper⁽¹⁷⁾ la describe como rugosa, dependiendo de los protocolos del fabricante, el material, la forma y filo de los instrumentos cortantes. Los implantes maquinados o torneados se caracterizan por la presencia de estrías o rieles circunferenciales paralelos de 0,1µm en ancho y profundidad, perpendicular a eje largo del implante.⁽³³⁾

Una superficie rugosa posee el beneficio de producir mayor aposición ósea sobre la superficie del

implante,^(50,53) debido a una traba mecánica con el hueso,^(17,18,30,47,49) esto se obtiene gracias al crecimiento óseo dentro de las irregularidades, porosidades y asperezas superficiales del implante.^(16,17) Por lo que las superficies rugosas parecieran fijarse de mejor manera al hueso⁽⁵⁴⁾ en comparación con los implantes de superficie lisa.^(49,50)

Posteriormente, estudios en animales demostraron que los implantes de superficie rugosa requieren mayor fuerza de torque para removerlos al compararlos con los implantes de superficie lisa.^(16,17,33,49,53)

La aposición cercana del hueso a la superficie irregular del implante es esencial para permitir la transmisión de cargas del implante al hueso^(18,37) evitando movimientos apreciables. La fuerza de unión en la interfase hueso-implante debe ser tal que soporte las cargas sin sufrir fracturas y las transmita al hueso de soporte. La ausencia de una capa intermedia fibrosa permite transmitir las cargas evitando cambios progresivos en la interfase entre el implante y el hueso.⁽¹⁶⁾

Al microscopio de barrido electrónico se evidencia la presencia de protuberancias, picos, fosas, estrías, bordes filosos, escalones, fisuras y granos texturizados que conforman la superficie rugosa de un implante. Este tipo de superficie modera el comportamiento del crecimiento celular, el fenómeno de adhesión y la unión mecánica al implante.⁽³⁹⁾ Las superficies porosas se caracterizan por la profundidad de los poros, el tamaño de las partículas, y su concentración por unidad en un área.⁽³³⁾ Una profundidad de poros entre 150µm a 300µm pareciera ser el tamaño ideal para el crecimiento óseo y así lograr mayor contacto con las paredes del poro.⁽⁵⁶⁾

Bowers *et al.*,⁽⁵⁷⁾ en estudios *in vitro* y Cooper⁽¹⁷⁾ demostraron que la rugosidad superficial favorece la diferenciación osteoblástica⁽⁵²⁾ y la producción de matriz ósea extracelular, este mecanismo en el cual las células osteoblásticas distinguen una superficie de otra se debe al fenómeno de adhesión, lo que resulta en un mayor porcentaje de contacto entre el hueso y el implante. Las células parecieran ser susceptibles a la microtopografía superficial y capaces de usar esta morfología para su migración, proliferación y

orientación.^(14,52) La rugosidad superficial facilita la invasión de elementos celulares y vasculares a la superficie de la fijación.⁽⁵²⁾

Una superficie rugosa se considera $>1\mu\text{m}$.^(46,50) Kim *et al.*⁽⁴⁷⁾ plantean que al incrementar la rugosidad, mayor es el área de superficie. Una mayor rugosidad puede traer como consecuencia un deterioro en la estabilidad de la superficie y una disminución en la capacidad de transmisión de cargas, debido a la estructura superficial menos homogénea, además del aumento en la liberación de iones metálicos^(17,29,50,53) por parte de la superficie del implante.⁽⁵⁸⁾

No todas las superficies rugosas de los implantes se comportan de igual manera, las características del recubrimiento juegan un papel importante en el resultado final del tratamiento con implantes.⁽⁵⁸⁾

La rugosidad ideal de un implante, con respecto a su funcionamiento a largo plazo, todavía se desconoce. No sólo la rugosidad como tal, sino el tipo de rugosidad y las dimensiones locales de la superficie rugosa se han

sugerido como factores que afectan la aposición de hueso al implante.⁽⁴⁶⁾

5.3. Modificaciones superficiales del implante

5.3.1. Arenados con óxido de aluminio

Al considerar las características superficiales del implante, se encuentra claro que el alterar la topografía superficial del implante mediante un recubrimiento ha capturado el interés de biólogos, operadores y fabricantes.⁽¹⁷⁾

El arenado con partículas de diferentes diámetros es un método frecuentemente utilizado para alterar y modificar la superficie del implante. Ésta es bombardeada con partículas de óxido de aluminio (Al_2O_3) y por abrasión se produce una superficie rugosa con fisuras y depresiones irregulares.⁽³³⁾

La rugosidad depende del tamaño de partícula, tiempo de bombardeo, presión y distancia de la fuente de emisión de las partículas a la superficie del implante. Pareciera que la rugosidad superficial se incrementa al aumentar el tamaño de partícula.⁽³³⁾ El arenar una

superficie lisa con partículas de Al_2O_3 de $25\mu\text{m}$, $75\mu\text{m}$ o $250\mu\text{m}$ produce una superficie rugosa con valores de $1,16\mu\text{m}$ a $1,20\mu\text{m}$, $1,43\mu\text{m}$ y $1,94\mu\text{m}$ a $2,20\mu\text{m}$ respectivamente.⁽⁵³⁾

Müeller *et al.*,⁽⁵⁹⁾ en un estudio en conejos, evaluó la interfase hueso-implante con superficies arenadas con un tamaño de partículas de $110\mu\text{m}$ de Al_2O_3 . Luego de 84 días de la implantación, se observó un anillo parcial óseo con un grosor de $200\mu\text{m}$ alrededor de los implantes, mostrando un 55% de contacto implante-hueso. Estudios en animales demostraron resultados similares de un 52,7% a un 54,8% de contacto implante-hueso con matriz ósea mineralizada en contacto íntimo con la superficie arenada del implante. Este fenómeno se atribuye, probablemente, a la rugosidad superficial lograda gracias al arenado con partículas de Al_2O_3 .^(54,55,59)

Un estudio comparativo realizado por Wennerberg *et al.*,⁽⁵³⁾ entre implantes con superficies roscadas lisas e implantes roscados con superficies rugosas arenadas con partículas de Al_2O_3 , demostró mayor porcentaje de

contacto hueso-implante y mayor fuerza necesaria para retirar y desalojar los implantes del hueso para aquellos arenados Al_2O_3 ⁽⁵⁴⁾. Por lo que se establece una mejor fijación al hueso con los implantes de estas características superficiales.⁽⁵³⁾

Shirakura *et al.*⁽⁶⁰⁾ describen en su estudio con ratas, que luego 28 días de la implantación, se observó nuevo hueso formado alrededor de la superficie del implante arenado con Al_2O_3 . Esta formación de hueso comenzaba desde el hueso preexistente del lecho en dirección a la superficie del implante. Probablemente debido a que la interfase entre el nuevo hueso formado y el implante contenía pequeños espacios con tejido blando, fibroblastos y vasos sanguíneos. Además de la ausencia de la capacidad osteoinductora de las superficies arenadas con Al_2O_3 .^(60,61)

El arenar la superficie del implante con un tamaño de partículas de $25\mu\text{m}$ o $75\mu\text{m}$ de Al_2O_3 resulta en una superficie isotrópica con irregularidades espaciadas equitativamente.^(47,53) Wennerberg *et al.*⁽⁵⁰⁾ observaron mayor contacto hueso-implante en superficies arenadas

con un tamaño de partícula de 25µm en comparación con superficies arenadas con partículas de 250µm. Una razón por la cual la fijación al hueso por parte de estas superficies es más fuerte se debe a la traba mecánica lograda, con valores de 58,2% de contacto hueso-implante, luego de 12 semanas de implantación.⁽⁴⁷⁾

Kim *et al.*⁽⁴⁷⁾ plantean que no se recomienda una rugosidad superficial arenada con un tamaño de partícula >250µm. Esto puede traer como consecuencia una superficie menos homogénea, además del aumento en la liberación iónica^(17,50,53) por parte de la superficie del implante. Es probable que el incremento exagerado en la rugosidad superficial sea una desventaja en la respuesta del tejido óseo.⁽⁵⁰⁾

5.3.2. Recubiertos con hidroxiapatita

Los recubrimientos cerámicos sobre implantes endóseos de titanio se han utilizado para aumentar la fuerza de unión implante-hueso, acelerar la oseointegración⁽¹²⁾ y mejorar la calidad de hueso alrededor del implante. Específicamente dos materiales cerámicos se han utilizado: la hidroxiapatita (HA)

(Ca₁₀[PO₄]₆[OH]₂) y el fosfato beta-tricálcico. (β-TCP).⁽³⁵⁾

Los implantes endóseos recubiertos con HA se han utilizado clínicamente desde hace 10 años,⁽⁶²⁾ con una respuesta biológica favorable,^(12,35,58) sin embargo el pronóstico clínico y sus indicaciones son punto de controversia.⁽⁶³⁾ Quizás el argumento más válido contra su uso, es la falta de documentación del éxito a largo plazo.⁽⁶⁴⁾ Se dificulta realizar comparaciones directas entre los implantes recubiertos de HA con los implantes de titanio, debido al seguimiento y documentación de estos últimos por más de 25 años.⁽⁶³⁾

Los recubrimientos cerámicos pueden ser densos o porosos⁽³⁵⁾ dependiendo de la composición química y el método de aplicación del recubrimiento.⁽³³⁾ Los recubrimientos densos se caracterizan por su mayor resistencia y menor solubilidad.⁽³⁵⁾

Los recubrimientos con HA de los implantes dentales actuales son aplicados mediante un proceso modificado de rociado⁽⁶³⁾ y deposición de partículas de polvo de HA

derretidas, que salpican y solidifican rápidamente sobre el substrato metálico de menor temperatura,⁽³⁰⁾ lo que produce una capa de mayor espesor y grado de cristalinidad.⁽⁶³⁾

La HA es aplicada al núcleo metálico como un recubrimiento para obtener el beneficio de las propiedades osteoconductoras de la HA y las propiedades mecánicas de la subestructura metálica.⁽⁶⁵⁻⁶⁷⁾ El objetivo es lograr una fuerte adherencia entre el recubrimiento y el núcleo metálico⁽³⁰⁾, capaz de soportar cargas funcionales⁽⁶⁸⁾ y evitar fragmentaciones.⁽³⁵⁾

Los recubrimientos de HA consisten en dos fases: una fase amorfa de fosfato de calcio y una fase cristalina de hidroxiapatita y fosfato beta-tricálcico.^(33,63) La cristalinidad depende de las condiciones del método de recubrimiento, específicamente la temperatura y la presión.⁽³⁵⁾

Entre las ventajas de los implantes recubiertos con HA encontramos la rápida adaptación

ósea,^(12,15,63,66,67,69,70) las propiedades osteoconductoras^(40,58,60,65-67,69) y la formación de una interfase implante-hueso altamente mineralizada.^(12,58,66,67)

En la zona de la interfase de los implantes recubiertos con HA, se observa una continuidad de la fase mineral del hueso en proceso de formación y la superficie de HA. Esta continuidad de la fase mineral es la base para la *unión ósea* del implante recubierto de HA.⁽¹²⁾

El arreglo de las partículas del hueso mineral y los cristales de HA, resulta en la deposición y crecimiento del cristal; proceso que ha sido implicado en la unión química de la superficie de HA con la matriz mineralizada.⁽¹²⁾ De Bruijin *et al.* describen que este fenómeno ocurre a través de la interacción bioquímica de la HA con el hueso circundante, que resulta en la deposición de una matriz ósea sobre la superficie del implante.^(71,72) Este fenómeno reactivo es el responsable de la mineralización rápida y directa sobre las superficies de HA.⁽¹⁵⁾

La superficie de HA pareciera promover la actividad de células osteogénicas. Los mecanismos responsables de esta reacción favorable de las células a la HA todavía se desconocen. Sin embargo, basado en la investigaciones disponibles, se sugiere que esta reacción celular se relacione con la presencia de macromoléculas encontradas en el plasma o en las superficies celulares, como proteínas adhesivas.⁽⁷²⁾

Cook *et al.*⁽¹²⁾ investigaron las características mecánicas e histológicas de la interfase implante-hueso en perros; con implantes de titanio y recubiertos con HA. Observaron una resistencia al desalojo de cinco a ocho veces mayor en la interfase para los implantes recubiertos con HA en comparación con los implantes de titanio,⁽⁶⁵⁾ además se observó la formación de una interfase más rígida y en menor tiempo para los implantes recubiertos con HA.

Los resultados histológicos del estudio⁽¹²⁾ demuestran una interfase altamente mineralizada con aposición directa del hueso sobre la superficie de HA, en ausencia de tejido fibroso interpuesto.⁽⁵⁸⁾ Los

autores concluyen que el substrato de HA promueve la proliferación ósea y la capacidad para depositar e inducir la formación de tejido óseo en dos superficies y direcciones; de la superficie del hueso preexistente al implante y de la superficie del implante al hueso circundante⁽⁶⁰⁾, lo que le proporciona el mecanismo acelerado de adaptación tisular.⁽¹²⁾

Estudios histológicos de adaptación ósea a implantes arenados y recubiertos con HA, en perros, demostraron que la formación y maduración ósea ocurrió más rápido en los primeros cuatro meses para los implantes recubiertos con HA.⁽⁷⁰⁾

Estudios^(66,67) más recientes en perros y conejos, también han confirmado la adaptación más rápida del hueso a los implantes recubiertos con HA en comparación con los implantes de titanio. Luego de tres meses de la implantación, el contacto hueso-implante en la interfase, era de un 54,96% para los implantes de titanio y un 71,55% para los implantes recubiertos con HA. Kohri *et al.*⁽⁴⁰⁾ encontraron resultados similares de un 70% de contacto hueso-implante y aposición directa

de hueso sobre la superficie del implante recubierto con HA.

No se encuentra claro si este incremento inicial de la formación ósea en la interfase con los implantes recubiertos de HA se mantiene durante un período largo. Una adaptación ósea más rápida pareciera relacionarse a una interfase más fuerte hueso-implante con los recubrimientos de HA.⁽⁶³⁾

Piattelli *et al.*,⁽⁷³⁾ mediante observaciones ultraestructurales, demostraron que el hueso mineralizado se encontraba separado del recubrimiento de HA por una zona densa de electrones de 20-60nm rica en glicosaminoglicanos. La interfase ultraestructural hueso-implante para los implantes de titanio y los recubiertos con HA pareciera similar.⁽⁶³⁾

Estudios en animales, demuestran que los implantes con recubrimientos de HA mantienen la altura de la cresta ósea y promueven la aposición de hueso a nivel coronal. El mantenimiento de la altura de la cresta ósea tiene relevancia clínica debido a que previene la pérdida

ósea perimplantar y la subsecuente formación de sacos.^(40,69) Biesbrock y Edgerton⁽⁶³⁾ enfatizan que este crecimiento coronal de hueso no se ha confirmado en estudios clínicos en seres humanos.

Block *et al.*⁽⁶²⁾ examinaron histológicamente un caso de un implante recubierto con HA luego 9 años de implantación y observaron un 71,04% de contacto implante-hueso, el recubrimiento se encontraba intacto y sin grietas. Además, comprobaron la ausencia de un proceso de reabsorción activa en el recubrimiento.

Biesbrock y Edgerton⁽⁶³⁾ afirman que algunas de las desventajas al utilizar los implantes recubiertos con HA son: la integridad del recubrimiento y la susceptibilidad a la colonización y adhesión bacteriana debido a la rugosidad superficial de la HA. Sin embargo pareciera no existir suficiente evidencia para soportar la hipótesis acerca de la susceptibilidad del recubrimiento de HA a la colonización selectiva de la microflora perimplantar patógena, o al menos la susceptibilidad es similar para las superficies de HA, titanio y el tejido dentario. Según Wheeler,⁽⁵⁸⁾ en general, los implantes recubiertos con

HA fracasan luego de 36 meses de funcionamiento debido a perimplantitis. Estos implantes parecen comportarse mejor a corto plazo. Luego de ocho años la tasa de sobrevivencia es de un 74,1%.

Otra desventaja concerniente al recubrimiento de HA es el colapso o defectos en la película o recubrimiento como tal, lo que conduce a la movilidad y a la pérdida del implante.⁽⁶⁴⁾ Las posibles fallas en el recubrimiento de HA se pueden clasificar en la disolución de la capa o película de HA y en la fractura o separación de la interfase recubrimiento-implante⁽⁶³⁾ Sykaras *et al.*⁽³³⁾ sugieren que la acumulación de tensiones puede afectar la interfase recubrimiento-substrato y resultar en una fragmentación delaminada. Asimismo, Brunski⁽¹⁸⁾ plantea la hipótesis acerca de las propiedades mecánicas de los materiales bioactivos, debido a que la mayoría son cerámicas de naturaleza relativamente frágil.

El grado de disolución o degradación de los recubrimientos cerámicos es un punto controversial.⁽³⁵⁾ Estudios^(65,69) *in vitro*, demuestran evidencia de

resorciones de recubrimientos con HA en períodos relativamente cortos (72 semanas). La utilización a largo plazo del fosfato beta-tricálcico (β -TCP) como recubrimiento ha sido cuestionado debido a su degradación con el pasar del tiempo.⁽²¹⁾

El grado y el patrón de disolución de los recubrimientos de HA⁽³⁰⁾ depende de varios factores, como su micro y macro porosidad, la temperatura de sinterizado, la naturaleza resultante de la fase amorfa o cristalina,^(30,65) la carga funcional del implante⁽³³⁾ y la presencia de algunos iones.⁽¹⁵⁾ Algunos fracasos con los implantes recubiertos de HA se atribuyen a la degradación y separación del recubrimiento del substrato metálico; lo que sugiere que la longevidad del recubrimiento juega un papel importante en el éxito a largo plazo. Un recubrimiento de alta cristalinidad, con un grado de disolución bajo⁽²⁹⁾, es más deseable debido a su estabilidad en el lecho del implante.⁽⁶⁵⁾

El espesor de los recubrimientos varía entre 50-100 μ ,⁽³⁰⁾ espesores mayores no se recomiendan por su naturaleza frágil.⁽³⁵⁾ Los recubrimientos con HA

parecieran disminuir la liberación de iones metálicos de la subestructura.⁽³²⁾ Por su lado Wataha⁽³⁵⁾ propone lo contrario, que existe alguna evidencia acerca de la liberación de iones metálicos en presencia de un recubrimiento con HA.

Controversialmente, un recubrimiento de menor cristalinidad, con mayor potencial a la degradación, puede ser más beneficioso al promover la oseointegración, debido al incremento local de iones de calcio y fosfato liberados del recubrimiento, lo que sugiere mayor actividad celular e interacción con los fluidos fisiológicos en esta área de la superficie. Este conflicto de intereses lleva a la investigación acerca de la influencia del nivel de cristalinidad de los recubrimientos con HA en su capacidad osteoconductora.⁽⁶⁵⁾

Existe evidencia que demuestra la formación de una interfase implante-hueso, por parte de los materiales bioactivos, resistente a las cargas tensionales y tangenciales a la que están sometidos los implantes; sin embargo permanecen sin documentarse a cabalidad los

datos precisos acerca de la fuerza de unión y sus limitaciones.⁽¹⁸⁾ La respuesta biológica a los recubrimientos cerámicos pareciera ser superior en comparación al titanio debido a la capacidad de promover más rápidamente la adaptación ósea.⁽⁶⁹⁾

Biesbrock y Edgerton,⁽⁶³⁾ concluyen, mediante datos clínicos, que la adhesión bacteriana, la fractura y la disolución del recubrimiento de HA, con los nuevos implantes de HA, es irrelevante.

Además, investigaciones clínicas proponen un pronóstico similar a corto plazo para los implantes recubiertos con HA y los implantes de titanio. Sugieren que los implantes recubiertos con HA pueden utilizarse como modalidades de tratamiento en distintas situaciones clínicas donde se requiera un mayor y acelerado contacto hueso-implante.⁽⁶³⁾

Específicamente en el hueso tipo IV (baja densidad), en implantes cortos iguales o menores a 10mm, en la colocación inmediata de un implante luego de la extracción y en combinación con injertos óseos. Sin

embargo, se requieren estudios a largo plazo para validar estas observaciones.⁽⁶³⁾

El comportamiento de los implantes recubiertos con HA, a corto y a largo plazo, depende de las propiedades del recubrimiento.⁽⁶³⁾ De hecho, no se encuentra claro si los recubrimientos con HA son ventajosos o perjudiciales con el pasar tiempo. Por lo se deben considerar a los implantes recubiertos con HA aún en etapa experimental.⁽³²⁾

5.3.3. Rociados con plasma de titanio

El rociado con gotas de titanio fundido, obtenidas al introducir hidróxido de titanio en un chorro de gas argón a elevada temperatura, sobre un núcleo metálico para formar una capa o recubrimiento es otro de los métodos comunes para la modificación superficial de los implantes. Este gas inerte se descompone en iones y electrones en un estado que se conoce como plasma. En Los implantes rociados con plasma de titanio (TPS) el espesor del recubrimiento es de 50 a 70 μm ⁽⁵⁴⁾ y depende del tamaño de partícula, la velocidad y tiempo de impacto, la temperatura y la distancia a la superficie

del implante. Los valores de rugosidad superficial para los TPS son de $1,82\mu\text{m}$.⁽⁴⁶⁾

Entre las ventajas de los recubrimientos TPS tenemos la deposición directa de hueso en su superficie gracias a la rugosidad superficial de estos recubrimientos que le permiten, al tejido óseo mineralizado, penetrar en las microprotrusiones y microconcavidades superficiales.⁽⁷⁴⁾ Estudios^(52,55) en animales confirman estas observaciones.

De igual manera, estudios en animales han demostrado que otra de las ventajas es la cantidad de hueso mineralizado en contacto íntimo con la superficie rociada con plasma, la mayor densidad ósea⁽⁷⁵⁾ y un porcentaje contacto hueso-implante superior, en comparación con los implantes roscados o maquinados de superficie lisa.^(52,54,74,75)

Wheeler⁽⁵⁸⁾ en un estudio retrospectivo de los implantes recubiertos con TPS y los recubiertos con HA, plantea que la tasa de sobrevivencia, luego de ocho años, para los implantes TPS es de un 86,6% y para los

recubiertos con HA de un 74,1%. Para los implantes recubiertos con TPS, la mayoría de las fallas ocurrían al momento de integrarse o debido a sobrecargas, dentro de los primeros 36 meses. Estas causas no eran de origen inflamatorio. Luego de estos primeros años la curva de sobrevivencia parecía nivelarse, en comparación a los implantes recubiertos con HA, con valores de sobrevivencia inferiores, debidos a procesos inflamatorios.⁽⁵⁸⁾

Piatelli *et al.*⁽⁷⁶⁾ realizaron un estudio en seres humanos, utilizando implantes recubiertos con TPS, sometidos a cargas funcionales inmediatas y observaron la presencia de hueso cortical maduro y compacto alrededor de los implantes, con un contacto implante-hueso de un 60 a un 70%. No se observó tejido fibroso en la interfase. El alto porcentaje del contacto implante-hueso lo atribuyen, probablemente, a un ajuste preciso del implante en el lecho, al diseño roscado del implante y a la presencia del recubrimiento con TPS.

Matsuo *et al.*,⁽⁵²⁾ en un estudio en perros, observaron que la rugosidad superficial de los implantes

recubiertos con TPS, facilita la invasión de vasos sanguíneos y sustancias celulares a la superficie de la fijación. Se demostró también, la invasión de osteoblastos y una red vascular formada entre el hueso existente y la superficie rugosa del implante, el hueso se formaba en dirección a la superficie del implante. La generación de vasos sanguíneos y hueso alrededor del implante es determinada por las características superficiales del recubrimiento. Concluyen que se estableció una oseointegración luego de 120 días.

5.3.4. Tratados mediante grabado ácido

El grabado ácido es otro proceso mediante el cual se modifica la superficie del implante y se incrementa la rugosidad superficial. El implante metálico se sumerge dentro de una solución ácida, la cual erosiona su superficie, creando fisuras de dimensiones y formas específicas. La concentración de la solución ácida, que por lo general son soluciones mixtas de ácido hidrociorídrico y ácido sulfúrico (HCL-H₂SO₄),^(33,54,77) el tiempo y la temperatura son factores que determinan el resultado del ataque químico y la microestructura de la superficie.⁽⁶⁴⁾ Los valores de rugosidad superficial

promedio para los implantes tratados mediante grabado ácido son de $0,159\mu\text{m}$ ⁽³¹⁾ a $0,62\mu\text{m}$.⁽⁵⁴⁾

Cordioli *et al.*,⁽⁵⁴⁾ en un estudio experimental comparativo entre implantes tratados mediante grabado ácido, TPS, roscados y arenados, durante cinco semanas, evaluaron la fuerza de anclaje de los implantes al hueso y la fuerza necesaria para retirarlos. Observaron que la mayor fuerza de torque necesaria para retirar a los implantes del hueso, correspondió a los implantes tratados mediante grabado ácido. Ogawa *et al.*,⁽⁷⁷⁾ en estudios en ratas, demostraron valores similares para los implantes tratados con grabado ácido. Los implantes tratados mediante grabado ácido, se observaron en contacto directo con el hueso con valores de un $52,7$ ⁽⁵⁵⁾ a un $72,4\%$. Claramente superior en comparación con los otros tipos de implantes evaluados.^(54,78)

Un resultado interesante con este tipo de implantes es la presencia de hueso compacto en el tercio medio y apical del cuerpo del implante. En los otros tres grupos, el hueso compacto se encontraba en contacto en el

tercio cervical del cuerpo del implante, sin evidencia de contacto en las regiones apicales del cuerpo del implante.⁽⁵⁴⁾

Razón por la cual los autores⁽⁵⁴⁾ atribuyen, a los implantes tratados mediante grabado ácido, un anclaje al hueso superior y mayor porcentaje de contacto implante-hueso en comparación con los otros tres grupos evaluados.

Igualmente, en un estudio presentado por De Leonardis *et al.*,⁽⁷⁹⁾ se observó, luego de un año de implantación, que los 100 implantes colocados en 63 pacientes mostraron tejidos blandos perimplantares saludables, un anclaje óseo estable, un contacto íntimo implante-hueso y la ausencia de radiolucidez perimplantar, lo que para los autores indicaba la evidencia clínica de la oseointegración obtenida.

Weng *et al.*⁽⁷⁸⁾ en estudios animales y Sullivan *et al.*,⁽⁸⁰⁾ en seres humanos, observaron resultados muy similares en maxilares con pobre calidad ósea donde se colocaron implantes tratados con grabado ácido.

Boyan *et al.* plantean que la topografía micro-rugosa de las superficies tratadas mediante grabado ácido, pueden afectar favorablemente la angiogénesis, como también el comportamiento migratorio celular, la orientación, la adhesión y finalmente la actividad y función celular.⁽⁵⁴⁾

Sullivan *et al.*⁽⁸⁰⁾ y Weng *et al.*⁽⁷⁸⁾ han reportado niveles de éxito de un 93,7% en sitios de pobre calidad ósea, por lo que sugieren la utilización de implantes tratados mediante grabado ácido en áreas de hueso tipo III o tipo IV. Aunque reconocen que el éxito clínico pudiera presentar diferencias a la oseointegración histológica.

5.4. Diseño del implante

5.4.1. Forma del implante dental

5.4.1.1. Atornillados o roscados

Los implantes endóseos dentales existen en una amplia variedad de diseños, con el único y principal objetivo de lograr una interfase oseointegrada a largo plazo y la colocación de un dispositivo protésico exento de complicaciones. El tipo de conexión protésica, la

presencia o ausencia de roscas, las micro-irregularidades adicionales y la configuración externa, la silueta o la forma, se consideran algunos de los aspectos más importantes en el diseño del implante.⁽⁸⁰⁾

Los implantes roscados tienen forma cilíndrica, con roscas circunferenciales que se extienden hasta la porción apical del implante, lo que le permite auto-horadar o auto-avellanar el hueso⁽⁸¹⁾ (Gráfico 5).



Gráfico 5. Implante cilíndrico roscado. Tomado de Clelland 1991.

La mayor concentración de tensiones con este tipo de implantes se observa en la porción cervical del implante justo por debajo de la cresta ósea, no se observa concentración de tensiones en la porción apical del implante o en el hueso de soporte.⁽⁸¹⁾

Brunski⁽¹⁸⁾ y Siegele *et al.*⁽⁶⁸⁾ describen que las roscas en los implantes atornillados o roscados, se utilizan para maximizar el contacto inicial,⁽¹⁾ mejorar la estabilidad inicial,⁽¹⁷⁾ aumentar el área superficial del implante,^(2,31,66) crear una traba mecánica entre el hueso y el implante a nivel macroscópico⁽¹⁸⁾ y favorecer la disipación de las cargas y tensiones en la interfase.⁽²⁾

Strong *et al.* plantean que la profundidad de las roscas, el espesor de las roscas, la altura de las roscas y el ángulo de las caras de las roscas son parámetros geométricos que determinan la superficie roscada y afectan la distribución biomecánica de las cargas del implante. El espesor de las roscas y el ángulo de las caras de la rosca determinan la forma, la cual puede ser en forma de V, cuadrada, truncada o redondeada.⁽³³⁾

Según Matsuo *et al.*,⁽⁵²⁾ la oseointegración con los implantes roscados, se logra gracias al crecimiento y relleno óseo dentro de los espacios entre las roscas. Brunette⁽¹⁴⁾ plantea que no existe una hipótesis única que describa, en detalle, el comportamiento celular

sobre diferentes tipos de sustratos, sin embargo, está claro que las características superficiales como estrías, canales, ranuras de diferentes formas, profundidades y separación afectan la migración y orientación celular.

Un implante oseointegrado roscado es capaz de resistir y transmitir las cargas compresivas y tensionales al hueso circundante,⁽⁴⁹⁾ principalmente por compresión en las caras inclinadas de la rosca y la formación de una traba mecánica con el hueso a un nivel macroscópico.^(16,18) La forma atornillada o roscada no requiere de una unión para soportar las cargas compresivas y tensionales. Puede soportarlas debido a la aposición íntima de la interfase con las roscas del implante⁽¹⁶⁾ (Gráfico 6).

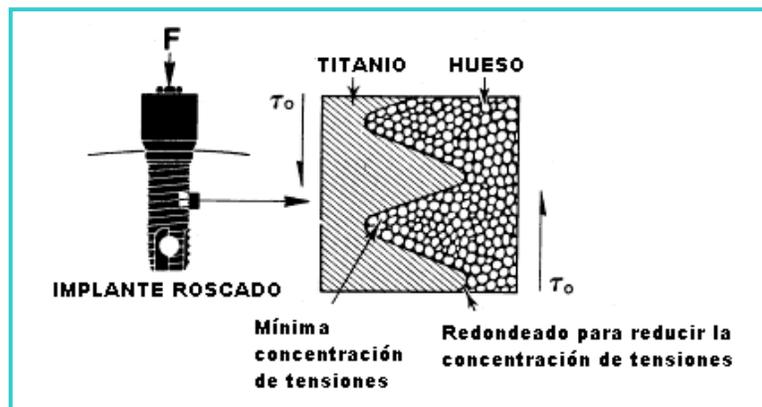


Gráfico 6. Implante de superficie roscada, donde se muestra la aposición íntima del hueso. Tomado de Skalak, 1983.

Al disminuir la concentración de tensiones al hueso, se reduce el riesgo de reabsorción ósea.⁽⁶⁸⁾ Además se recomienda que los filetes del tornillo sean redondeados para evitar la concentración de tensiones en estos puntos.^(2,68) Wennerberg y Albrektsson⁽⁴⁸⁾ plantean que los topos de las roscas son más rugosos que los flancos y mayor aún que los valles. De hecho la rugosidad superficial varía en diferentes áreas de un mismo implante.

Existen rasgos adicionales que se han empleado, por las compañías fabricantes de implantes, para acentuar o reemplazar el efecto de las roscas. Entre ellos se encuentran las perforaciones en varias formas y dimensiones, fenestraciones,⁽³¹⁾ canales, escalones, ranuras, estrías e indentaciones.^(18,33) El implante puede ser sólido o hueco, de forma cónica o escalonada y una porción apical plana, redondeada o punteada.⁽³³⁾

Una de las teorías acerca de la posible influencia del diseño del implante en su comportamiento clínico, se basa en el concepto de preservar la altura de hueso marginal, que depende de la magnitud y concentración

de tensiones, transmitidas por el implante al hueso de soporte.⁽⁸²⁾ Una vez que se sobrepasa el límite máximo de tensiones ocurre la resorción ósea.⁽³²⁾

5.4.1.2. Cilíndricos

5.4.1.2.1. Rectos

El ajuste preciso y la estabilidad primaria son factores importantes para la fijación y el éxito a largo plazo; los implantes cilíndricos, no roscados, no han tenido un seguimiento descrito en la literatura acerca del mantenimiento de un nivel óseo estable.⁽³³⁾ Al comparar el área de superficie del implante al contacto con el hueso por milímetros y no por porcentaje, el valor favorece al diseño de implantes roscados debido a que éstos tienen mayor área de superficie en comparación con los implantes cilíndricos de igual diámetro y longitud.⁽⁶⁶⁾

Por lo tanto en los implantes cilíndricos de superficie lisa, debido a la ausencia de irregularidades superficiales en las que el hueso se conforma, se requiere de una fuerza de unión adhesiva en la interfase implante-hueso capaz de soportar las cargas y tensiones

tangenciales directamente, evitando la ruptura de la interfase.⁽¹⁶⁾ Los materiales bioactivos pueden ser beneficiosos al crear una unión implante-hueso capaz de resistir las cargas tensionales a través de la interfase.⁽¹⁸⁾

5.4.1.2.2. Cónicos

En un estudio comparativo realizado por Siegele y Soltész,⁽⁶⁸⁾ donde evaluaron la distribución de tensiones en diferentes formas de implantes, se observó que los implantes roscados y los implantes cilíndricos producen menores valores de cargas compresivas al hueso circundante en comparación con implantes cónicos y los implantes huecos.

En los implantes cónicos, debido al menor radio de curvatura y al menor diámetro en la porción apical, la concentración de tensiones es mayor. Esta forma de implantes cónica muestra claramente que duplicar la silueta de un diente natural, automáticamente no conduce a condiciones ventajosas, debido a que la situación biomecánica de un implante es completamente diferente a un diente natural.⁽⁶⁸⁾

5.4.2. Dimensiones del implante dental

5.4.2.1. Diámetro

Los implantes dentales son fabricados en una variedad de diámetros y longitudes para así facilitar, al operador, el proceso de selección para cada situación clínica.⁽⁸³⁾

Esta selección es guiada por las consideraciones quirúrgicas y requerimientos protésicos para cada caso en particular, como son espesor del reborde alveolar, la calidad y la altura ósea⁽⁸⁴⁾, las dimensiones del diente a restaurar, el grado de contacto implante-hueso, la estabilidad primaria y el perfil de emergencia.⁽⁸³⁾ Para mejorar la apariencia estética es necesario seleccionar un diámetro de implante similar al diámetro del diente natural a reemplazar, en el área cervical.⁽⁸⁵⁾

Tarnow *et al.*⁽⁸⁶⁾ plantean que la selección de implantes de menor diámetro es beneficiosa en zonas estéticas donde se necesiten colocar múltiples implantes, debido a la necesidad de preservar 3mm de hueso en la zona cervical entre los implantes, para conservar la altura de la cresta ósea que se relaciona

directamente con la presencia y contorno de la papila gingival, dando un resultado estético satisfactorio. La utilización de implantes de mayor diámetro en zonas estéticas no es recomendable debido a la disminución de la distancia inter-implantar, lo que conduce potencialmente al aumento de la reabsorción de la cresta ósea.

Al considerar constante la longitud de un implante, el incrementar el diámetro de 3,75mm a 4,0mm, aumenta el área de superficie en un 8%. Si se incrementa el diámetro de 5,0mm a 6,0mm, el área de superficie aumenta de un 35% a un 61% respectivamente.⁽⁸⁷⁾

Se recomienda utilizar implantes de cuerpo ancho en zonas posteriores para aumentar la capacidad de tolerar las fuerzas oclusales de los implantes.⁽⁸⁸⁾ Langer *et al.*⁽⁸⁷⁾ señalan que el uso de un implante de mayor diámetro, por ejemplo 5mm, requiere una mayor dimensión del hueso bucolingualmente (Gráfico 7).

En general, se sugiere preservar al menos 1mm de hueso disponible en la superficie bucal y lingual al

momento de colocar el implante, para incrementar la superficie de integración y prevenir la pérdida ósea. Por lo que un reborde de espesor buco-lingual limitado, necesita un implante de menor diámetro, para preservar el soporte óseo en la superficie bucal y lingual del implante.⁽⁸³⁾

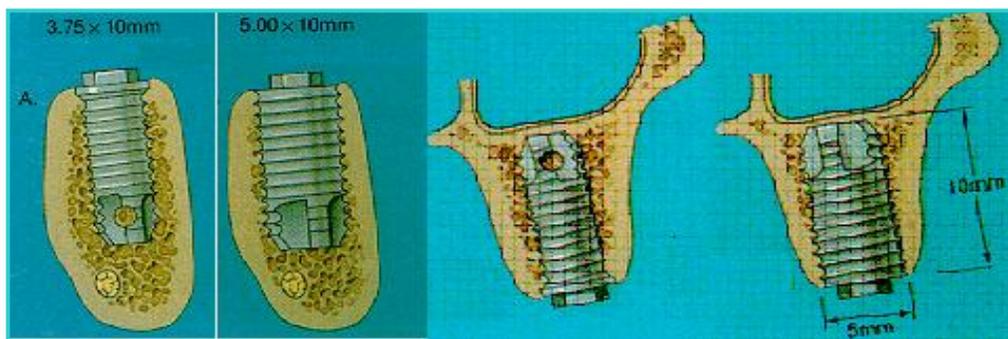


Gráfico 7. Implantes de diferentes diámetros. El implante de mayor diámetro tiene mayor área de contacto y mejora la apariencia estética de la futura prótesis. Tomado de Langer, 1993.

Sin embargo, se recomienda el uso de implantes de mayor diámetro en situaciones específicas, como en regiones posteriores donde se generan mayores cargas y para obtener una estabilización primaria en áreas de hueso de baja densidad. Debido al mayor diámetro, el implante atraviesa el hueso de menor densidad extendiéndose lateralmente dentro de hueso cortical de mayor densidad, lo cual aumenta la cantidad de hueso en contacto con la superficie del implante.⁽⁸⁷⁾

El mayor diámetro de los implantes, con las mismas características superficiales a los implantes convencionales, además de aumentar la estabilidad del implante y la restauración, incrementa el área de superficie de contacto implante-hueso, lo que permite la colocación de implantes en áreas donde la calidad y cantidad ósea estén comprometidas.⁽⁸⁷⁾

Existen otras situaciones donde se indica la utilización de un implante de mayor diámetro como maxilares con disminución de la altura ósea, para así evitar la invasión de estructuras anatómicas como el nervio alveolar inferior y seno maxilar; de ésta manera los implantes de mayor diámetro ofrecen mayor área para la oseointegración; se incrementa el contacto óseo y se compensa la longitud disminuida.⁽⁸⁷⁾ También para el reemplazo de implantes no oseointegrados o fracturados, donde no es necesario ampliar el lecho mediante fresados, debido a que el sitio se ha expandido por la pérdida de oseointegración, se hace necesaria la colocación de un implante de mayor diámetro que ocupa y contacta las paredes laterales del lecho.⁽⁸⁷⁾

El uso de implantes de mayor diámetro ha ganado popularidad en casos donde el área edéntula no provee el espacio suficiente para la colocación de dos implantes de diámetro estándar o la colocación de un único implante de diámetro estándar.⁽⁸⁹⁾

5.4.2.2. Longitud

En general, para la preservación de hueso, la utilización de implantes cortos no es recomendable debido a su alta tasa de fracasos.^(22,58) Probablemente debido a que las cargas oclusales deben disiparse a través del implante con mayor área de contacto.⁽⁹⁰⁾

El uso de implantes de mayor longitud incrementa el pronóstico a largo plazo, debido a que mejora el soporte de la restauración⁽⁸³⁾ y aumenta el contacto implante-hueso, lo que resulta en una mayor capacidad para soportar las cargas.⁽⁸⁵⁾

Así como el diámetro, el implante debe ser lo más largo posible, considerando las limitaciones anatómicas del área a tratar, para mejorar el soporte del implante y la restauración protésica.⁽⁸³⁾

Para los implantes dentales, la longitud y el diámetro óptimo dependen de las condiciones del hueso de soporte y son requisitos para lograr el éxito a largo plazo. Si las condiciones óseas son favorables, la longitud y el diámetro parecieran ser factores insignificantes para el éxito. Sin embargo, en condiciones óseas pobres, es recomendable el uso de implantes con amplias dimensiones y evitar la utilización de implantes de cortos y delgados.⁽⁹⁰⁾

III. DISCUSIÓN

El mantenimiento de la oseointegración⁽³⁾ y el éxito de los implantes dentales a largo plazo, depende de la apropiada selección del paciente, una técnica quirúrgica y protésica satisfactoria, el diseño del implante y de las características y propiedades superficiales del material.^(18,30) La fijación entre el hueso y el implante debe ser lo suficientemente fuerte y duradera para transmitir las cargas eficientemente al hueso de soporte.^(3,16,17) Esposito *et al.*⁽¹⁹⁾ proponen que una comparación justa entre los diferentes sistemas de implantes sólo será posible cuando se utilicen criterios explícitos, aceptados universalmente y se obtenga un consenso general en los parámetros para monitorear las condiciones de los implantes. Un implante exitoso oseointegrado debe cumplir con criterios en términos de función, fisiología tisular y satisfacción.

Debido al incremento en el número de fabricantes en el campo de la implantodontología y a la falta de uniformidad en la terminología de los componentes⁽²⁶⁾, se dificulta la comunicación entre los investigadores,

los fabricantes, los odontólogos, los técnicos de laboratorio y los estudiantes. Por lo tanto se hace necesario la estandarización en los términos para la implantodontología.^(27,28)

Las aleaciones metálicas y los materiales cerámicos son algunos de los materiales comerciales más comunes disponibles para la fabricación de los implantes dentales endóseos.^(6,14,18,25,32,33) El problema con algunas aleaciones metálicas es la respuesta fibrosa que se desarrolla entre la superficie del implante y el hueso circundante irregular y desordenado^(6,35) debido a la corrosión y efectos tóxicos del material utilizado.⁽⁵⁾ Con los criterios y conceptos actuales ninguno de estos materiales se logra oseointegrar al hueso. Todas estas aleaciones metálicas se han sustituido hoy en día por el titanio.⁽³⁵⁾

Debido a la fragilidad de los implantes totalmente cerámicos,^(31,42) a la falta de evidencia para soportar la fuerza de unión entre los cuerpos cerámicos y el hueso^(18,45) y a la respuesta biológica desfavorable,⁽²¹⁾ la aplicación de cerámica como recubrimiento sobre un

núcleo metálico son la modalidad de elección para los implantes dentales.⁽³³⁾

Existen diferentes superficies de implantes dentales disponibles y se categorizan como rugosas o lisas, éstas afectan la extensión del hueso formado en la interfase hueso-implante.⁽¹⁷⁾ Al incrementar la rugosidad, mayor es el área de superficie, mayor afinidad celular a la superficie del implante,^(39,52) mayor hueso sobre la superficie del implante,⁽⁵⁴⁾ y aumento en la interacción biomecánica del implante con el hueso.^(30,49,52) Una mayor rugosidad puede traer como consecuencia un deterioro en la estabilidad y capacidad de transmisión de cargas debido a la estructura superficial menos homogénea, además del aumento en la liberación iónica^(17,50,53) por parte de la superficie del implante.

Los valores cuantitativos de rugosidad dependen significativamente en la resolución del instrumento utilizado para la evaluación.^(39,48) Muchos estudios utilizan instrumentos inapropiados capaces de medir sólo una superficie plana o cilíndrica, un autor describe

una superficie como rugosa y el siguiente autor la describe como lisa,⁽⁴⁸⁾ además se identifican por el método de alteración topográfica y no por la superficie resultante.^(17,47) Por lo que no existe un consenso acerca de la representación apropiada de la topografía superficial de los implantes.⁽¹⁷⁾

No todas las superficies rugosas de los implantes se comportan de igual manera, los recubrimientos⁽⁵⁸⁾ de hidroxiapatita, el arenado con partículas de Al_2O_3 , el rociado de plasma de titanio que se aplica sobre un núcleo metálico⁽⁴⁶⁾ y el grabado ácido son métodos frecuentemente utilizados para alterar y modificar la superficie del implante. La rugosidad superficial de estos recubrimientos le permiten, al tejido óseo mineralizado, penetrar en las microprotrusiones y microconcavidades superficiales.⁽⁷⁴⁾ Lo cual resulta en un anclaje al hueso superior y mayor porcentaje de contacto implante-hueso.⁽⁵⁴⁾

Mediante el proceso de grabado ácido, pareciera lograrse el mayor incremento en el área superficial del implante y mayor porcentaje y fuerza de unión del

implante al hueso. Sin embargo, es necesaria mayor evidencia documentada mediante evaluaciones clínicas y estudios animales acerca del comportamiento de dicha superficie de la manera descrita. A pesar que los representantes de las casas comerciales indican que *su producto es el resultado de extensas investigaciones científicas*, nuestro deber como odontólogos es exigir una documentación científica seria acerca del comportamiento clínico de estos productos que son implantados quirúrgicamente con un riesgo potencial.

Los implantes recubiertos con HA se han utilizado con una respuesta biológica favorable,^(12,35,58) sin embargo el pronóstico clínico y sus indicaciones son punto de controversia.⁽⁶³⁾ Estos obtienen el beneficio de las propiedades osteoconductoras de la HA y las propiedades mecánicas de la subestructura metálica⁽⁶⁵⁻⁶⁷⁾ capaz de soportar cargas funcionales⁽⁶⁸⁾ y evitar fragmentaciones.⁽³⁵⁾ Las desventajas al utilizar los implantes recubiertos con HA son: la susceptibilidad a la colonización bacteriana, la disolución de la capa de HA y la fractura o separación de la interfase recubrimiento-implante.^(63,64)

Un implante oseointegrado roscado es capaz de resistir y transmitir las cargas compresivas y tensionales al hueso circundante,⁽⁴⁹⁾ debido a la compresión en las caras inclinadas de la rosca, la formación de una traba mecánica con el hueso a un nivel macroscópico.^(16,18) y a la aposición íntima de la interfase con las roscas del implante.⁽¹⁶⁾ En los implantes cilíndricos de superficie lisa, se requiere de una fuerza de unión adhesiva en la interfase capaz de soportar las cargas y tensiones evitando la ruptura de la interfase.⁽¹⁶⁾ Los materiales bioactivos pueden ser beneficiosos al crear una unión implante-hueso capaz de resistir las cargas tensionales a través de la interfase.⁽¹⁸⁾

Debido a la cantidad de sistemas de implantes que existen hoy en día en el mercado se dificulta la selección del material, recubrimiento y dimensiones óptimas para los implantes dentales. Esta selección depende de las condiciones del hueso de soporte (tipo de hueso y densidad) y de los requerimientos protésicos.⁽⁹⁰⁾

IV. CONCLUSIONES

1) El mantenimiento de la oseointegración y el éxito de los implantes dentales, depende de la correcta selección del paciente, una técnica quirúrgica/protésica apropiada y del diseño y las características del material del implante.

2) Los criterios más comunes empleados para evaluar el éxito de los implantes son la movilidad, la radiolucidez perimplántica, la pérdida de hueso marginal y los signos y síntomas patológicos recurrentes y/o persistentes.

3) El titanio ha llegado a ser de los mejores materiales para la elaboración de implantes dentales endóseos.

4) Las diferentes superficies de implantes dentales afectan la extensión del hueso formado en la interfase hueso-implante.

5) Los recubrimientos con HA, el arenado con partículas de Al_2O_3 , el rociado de plasma de titanio y el grabado ácido son métodos frecuentemente utilizados para alterar y modificar la superficie del implante.

6) La rugosidad superficial de estos recubrimientos le permiten, al tejido óseo mineralizado, penetrar en las microprotrusiones y microconcauidades superficiales. Lo cual resulta en un anclaje al hueso superior y mayor porcentaje de contacto implante-hueso.

7) Las roscas en los implantes atornillados o roscados se utilizan para maximizar el contacto inicial, mejorar la estabilidad inicial, aumentar el área superficial del implante y favorecer la disipación de las cargas y tensiones en la interfase.

8) En los implantes cilíndricos de superficie lisa se requiere de una fuerza de unión adhesiva en la interfase capaz de soportar las cargas y tensiones evitando la ruptura de la interfase.

9) La selección de las dimensiones del implante es guiada por las consideraciones quirúrgicas, condiciones del hueso de soporte y requerimientos protésicos para cada caso en particular.

10) Debido al incremento en el número de sistemas de implantes en el mercado, es necesario exigir una documentación científica seria acerca del comportamiento clínico de estos productos que son implantados quirúrgicamente con un riesgo potencial.

V. REFERENCIAS

- 1.Hobo S, Ichida E, García L. Osteointegración y rehabilitación oclusal. Madrid, Marban Libros, S,L. 1997.
- 2.Brånemark P, Zarb G, Albrektsson T. Prótesis tejido-integradas. La oseointegración en la odontología clínica. Barcelona, Quintessence Books: 1999.
- 3.Brånemark P. Osseointegration and its experimental background. The Journal of Prosthetic Dentistry 1983;50:399-410.
- 4.The Academy Of Prosthodontics. The Glossary Of Prosthodontic Terms. The Journal of Prosthetic Dentistry 1999;81:39-110.
- 5.Albrektsson T. Direct bone anchorage of dental implants. The Journal of Prosthetic Dentistry 1983;50:255-261.
- 6.Hansson H-A, Albrektsson T, Brånemark P-I. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. The Journal of Prosthetic Dentistry 1983;50:108-113.
- 7.Cooper L. Biologic determinants of bone formation for osseointegration: Clues for future clinical improvements. The Journal of Prosthetic Dentistry 1998;80:439-449.
- 8.Winett H, Albrektsson T. Wound Healing in the Bone Chamber: Neovascularization During Transition from the Repair to the Regenerative Phase in the Rabbit Tibial Cortex. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1988;3:99-107.
- 9.Bianchi A. Prótesis implantosoportada, bases biológicas-biomecánicas-aplicaciones clínicas. Caracas: Actualidades médico-odontológicas Latinoamericana, CA; 2001.
- 10.Kasemo B, Lausmaa J. Biomaterial and implant surfaces: A surface science approach. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1988;3:247-259.

11. Steflik D, Parr G, Sisk A, Lake F, Hanes P, Berkery D, et al. Osteoblast activity at the dental implant-bone interface: transmission electron microscopic and high voltage electron microscopic observations. *Journal of Periodontology* 1994;65:404-413.
12. Cook S, Kay J, Thomas K, Jarcho M. Interface mechanics and histology of titanium and hydroxyapatite-coated titanium for dental implant applications. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1987;2:15-22.
13. Piattelli A, Trisi P, Emanuelli M. Bone Reactions to Hydroxyapatite-Coated Dental Implants in Humans: Histologic Study Using SEM, Light Microscopy, and Laser Scanning Microscopy. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1993;8:69-74.
14. Brunette D.M. The effects of implant surface topography on the behavior of cells. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1988;3:231-246.
15. Masuda T, Yliheikkilä P, Felton D, Cooper L. Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part I. In Vivo studies. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1998;13:17-29.
16. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1983;49:843-848.
17. Cooper L. A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;84:522-534.
18. Brunski J. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1988;3:85-97.
19. Esposito M, Hirsch J-M, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (I). Success criteria and epidemiology. *European Journal of Oral Sciences* 1998;106:527-551.

20. Smith D, Zarb G. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1989;62:567-572.

21. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A.R. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1986;1:11-25.

22. Lekholm U, Van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, et al. Osseointegrated Implants in the Treatment of Partially Edentulous Jaws: A Prospective 5-Year Multicenter Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1994;9:627-635.

23. Worthington P, Bolender C, Taylor T. The Swedish System of Osseointegrated Implants: Problems and Complications Encountered During a 4-Year Trial Period. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1987;2:77-84.

24. Salonen M, Oikarinen K, Virtanen K, Pernu H. Failures in the Osseointegration of Endosseous Implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1993;8:92-97.

25. Sisk A, Steflik D, Parr G, Hanes P. A light and electron microscopic comparison of osseointegration of six implant types. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1992;50:709-716.

26. Misch C, Misch C. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1992;68:809-812.

27. Misch C. Dental education-meeting the demands of implant dentistry. *Journal of the American Dental Association* 1990;121:334-338.

28. Schnitman P. Education in implant dentistry. *Journal of the American Dental Association* 1990;121:330-332.

29. Anusavice K. Phillips' Science of dental materials. Eleventh edition. St. Louis Missouri. Saunders, Elsevier Science; 2003:759-781.
30. Tufekci E, Brantley W, Mitchell J, McGlumphy E. Microstructure of plasma-sprayed hydroxyapatite-coated Ti-6Al-4V dental implants. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1997;12:25-31.
31. Kent J, De Long P, Homsy C, Hinds E. Intraosseous dental implants: nature of the interface. Journal of the American Dental Association 1974;89:1142-1151.
32. Esposito M, Hirsch J-M, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (II). Etiopathogenesis. European Journal of Oral Sciences 1998;106:527-551.
33. Sykaras N, Iacopino A, Marker V, Triplett R, Woody R. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A Literature review. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 2000;15:675-690.
34. Parr G, Gardner K, Toth R. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. The Journal of Prosthetic Dentistry 1985;54:410-414.
35. Wataha J. Materials for endosseous dental implants. Journal of Oral Rehabilitation 1996;23:79-90
36. Meffert R, Langer B, Fritz M. Dental Implants: A Review. Journal of Periodontology 1992;63:859-870.
37. Kasemo B. Biocompatibility of titanium implants: Surface science aspects. The Journal of Prosthetic Dentistry 1983;49:832-837.
38. Olefjord I, Hansson S. Surface analysis of four dental implant systems. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1993;8:32-40.
39. Placko H, Mishra S, Weimer J, Lucas L. Surface characterization of Titanium-Based Implant Materials.

The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 2000;15:355-363.

40.Kohri M, Cooper E, Ferracane J, Waite D. Comparative study of hidroxyapatite and titanium dental implants in dogs. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 1990;48:1265-1273.

41.Lemons J. Dental implant biomaterials. Journal of the American Dental Association 1990;121:716-719.

42.Akagawa S, Hashimoto M, Kondo N, Yamasaki A, Tsuru H. Tissue reaction to implanted biomaterials. The Journal of Prosthetic Dentistry 1985;53:681-685.

43.Barth E, Johansson C, Albrektsson T. Histologic comparison of ceramic and titanium implants in cats. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1990;5:227-231.

44.McKinney R, Koth D. The single-crystal sapphire endosteal dental implant: Material characteristics and 18-month experimental animal trials. The Journal of Prosthetic Dentistry 1982;47:69-84.

45.Smith K, Franklin C, Van Noort R, Lamb D. Tissue response to the implantation of two new machinable calcium phosphate ceramics. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1992;7:395-400.

46.Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1993;8:622-633.

47.Kim Y, Koak J, Chang I, Wennerberg A, Heo S. A Histomorphometric analysis of the effects of various surface treatment methods on osseointegration. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 2003;18:349-356.

48.Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. The

International Journal of Oral & Maxillofacial Implants
2000;15:331-344.

49. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal Torques for Polished and Rough Titanium Implants. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1988;3:21-24.

50. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone Tissue Response to Commercially Pure Titanium Implants Blasted With Fine and Coarse Particles of Aluminum Oxide. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1996;11:38-45.

51. Zechner W, Tangl S, Fürst G, Tepper G, Thams U, Mailath G, et al. Osseous healing characteristics of three different implant types. A histologic and histomorphometric study in mini-pigs. Clinical of Oral Implant Research 2003;14:150-157.

52. Matsuo M, Nakamura T, Kishi Y, Takahashi K. Microvascular changes after placement of titanium implants: scanning electron microscopy observations of machined and titanium plasma-sprayed implants in dogs. Journal of Periodontology 1999;70:1330-1338.

53. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1997;12:486-494.

54. Cordioli G, Majzoub Z, Piattelli A, Scarano A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: An experimental study in the rabbit tibia. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 2000;15:668-674.

55. Novaes A, Papalexiou V, Grisi M, Souza S, Taba M, Kajiwarra J. Influence of implant microstructure on the osseointegration of immediate implants placed in periodontally infected sites. A histomorphometric study in dogs. Clinical of Oral Implant Research 2004;15:34-43.

- 56.Hosaka N, Nagata T. Evaluation of a new dense-porous hydroxylapatite endosteal dental implant. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1987;45:583-593.
- 57.Bowers K, Keller J, Randolph B, Wick D, Michaels C. Optimization of Surface Micromorphology for Enhanced Osteoblast Responses In Vitro. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1992;7:302-310.
- 58.Wheeler S. Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated cylinder implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1996;11:340-350.
- 59.Müeller W, Gross U, Fritz T, Voigt C, Fischer P, Berger G, et al. Evaluation of the interface between bone and titanium surfaces being blasted by aluminium oxide or bioceramic particles. *Clinical of Oral Implant Research* 2003;14:349-356.
- 60.Shirakura M, Fujii N, Ohnishi H, Taguchi Y, Oshima H, Nomura S, et al. Tissue response to titanium implantation in the rat maxilla, with special reference to the effects of surface conditions on bone formation. *Clinical of Oral Implant Research* 2003;14:687-696.
- 61.Clokic C, Warshawsky H. Morphologic and Radioautographic Studies of Bone Formation in Relation to Titanium Implants Using the Rat Tibia as a Model. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1995;10:155-165.
- 62.Block M, Finger I, Misiek D. Histologic examination of a hidroxyapatite-coated implant nine years after placement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1996;54:1023-1026.
- 63.Biesbrock A, Edgerton M. Evaluation of the clinical predictability of hidroxyapatite-coated endosseous dental implants: A review of the literature. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1995;10:712-720.

64. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. *Journal of Clinical Periodontology* 1991;18:474-481.

65. Chang Y, Lew D, Park J, Keller J. Biomechanical and morphometric analysis of hydroxyapatite-coated implants with varying crystallinity. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1999;57:1096-1108.

66. Weinlaender M, Kenney E, Lekovic V, Beumer J, Moy P, Lewis S. Histomorphometry of Bone Apposition Around Three Types of Endosseous Dental Implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1992;7:491-496.

67. Gottlander M, Albrektsson T, Carlsson L. A Histomorphometric Study of Unthreaded Hydroxyapatite-Coated and Titanium-Coated Implants in Rabbit Bone. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1992;7:485-490.

68. Siegele D, Soltész U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1989;4:333-340.

69. Pilliar R, Deporter D, Watson P, Pharoah M, Chipman M, Valiquette N, et al. The effect of partial coating with Hydroxyapatite on bone remodeling in relation to porous-coated Titanium-alloy dental implants in the dog. *Journal of Dental Research* 1991;70:1338-1345.

70. Block M, Finger I, Fontenot M, Kent J. Loaded Hydroxylapatite-Coated and Grit-Blasted Titanium Implants in Dogs. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1989;4:219-225.

71. Taylor J, Driscoll C, Cunningham M. Failure of a hydroxyapatite-coated endosteal dental implant: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1996;75:353-355.

72. Bagambisa F, Joos U, Schilli W. The Interaction of Osteogenic Cells With Hydroxylapatite Implant Materials

In Vitro and In Vivo. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1990;5:217–226.

73. Piattelli A, Piattelli M, Romasco N, Trisi P. Histochemical and laser scanning microscopy characterization of the hydroxyapatite-bone interface: An experimental study in rabbits. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1994;9:163–168.

74. Lima L, Fuchs-Wehrle A, Lang N, Hämmerle C, Liberti E, Pompeu E, et al. Surface characteristics of implants influence their bone integration after simultaneous placement of implant and GBR membrane. Clinical of Oral Implant Research 2003;14:669-679.

75. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). Clinical of Oral Implant Research 2001;12:196-201.

76. Piattelli A, Paolantonio M, Corigliano M, Scarano A. Immediate loading of titanium plasma-sprayed screw-shaped implants in man: A clinical and histological report of two cases. Journal of Periodontology 1997;68:591-597.

77. Ogawa T, Ozawa S, Shih J, Ryu K, Sukotjo C, Yang J, et al. Biomechanical evaluation of osseous implants having different surface topographies in rats. Journal of Dental Research 2000;79:1857-1863.

78. Weng D, Hoffmeyer M, Hürzeler M, Richter E. Osseotite® vs. machined surface in poor bone quality. A study in dogs. Clinical of Oral Implant Research 2003; 14:703-708.

79. De Leonardis D, Garg A, Pecora G, Andreana S. Osseointegration of rough acid-etched implants: One-year follow-up of placement of 100 minimatic implants. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1997;12:65-73.

80. Sullivan D, Sherwood R, Mai T. Preliminary results of a multicenter study evaluating a chemically enhanced

surface for machined commercially pure titanium implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1997;78:379-386.

81.Clelland N, Ismail Y, Zaki H, Pipko D. Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis in and Around the Screw-Vent Implant. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1991;6:391-398.

82.Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research* 1983;62:155-159.

83.Lazzara R. Criteria for implant selection: Surgical and prosthetic considerations. *The Implant Report* 1994;6:55-62.

84.Moscovitch M. Molar restorations supported by 2 implants: An alternative to wide implants. *Journal of the Canadian Dental Association* 2001;67:535-539.

85.El Askary El Salam. Esthetic considerations in anterior single-tooth replacement. *Implant Dentistry* 1999;8:61-67.

86.Tarnow D, Cho S, Wallace S. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *Journal of Periodontology* 2000;71:546-549.

87.Langer B, Langer L, Hermann I, Jörn us L. The wide fixture: A solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1993;8:400-408.

88.Bahat O, Handelsman M. Use of wide body implants and double implants in the posterior jaw. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1996;11:379-386.

89.Saba S. Occlusal stability in implant prosthodontics-clinical factors to consider before implant placement.

Journal of the Canadian Dental Association
2001;67:522-526.

90.Geng J, Tan K, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. The Journal of Prosthetic Dentistry 2001;85:585-598.