

Libros de **Cátedra**

# Innovaciones en implantología odontológica

Biomateriales y métodos de fabricación

Sergio Daniel Lazo, Teresa Adela Butler  
y Ezequiel Escudero Giacchella (coordinadores)

FACULTAD DE  
ODONTOLÓGIA

**n**  
naturales

  
EDITORIAL DE LA UNLP



UNIVERSIDAD  
NACIONAL  
DE LA PLATA

# **INNOVACIONES EN IMPLANTOLOGÍA ODONTOLÓGICA**

BIOMATERIALES Y MÉTODOS DE FABRICACIÓN

Sergio Daniel Lazo  
Teresa Adela Butler  
Ezequiel Escudero Giacchella  
(coordinadores)

Facultad de Odontología



UNIVERSIDAD  
NACIONAL  
DE LA PLATA

  
**Eduulp**  
EDITORIAL DE LA UNLP

Este ejemplar está dedicado a todos los alumnos que quieran enriquecer sus saberes, que deseen actualizarse en biomateriales innovadores tan importantes para el futuro inmediato.

# Agradecimientos

A nuestra querida Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de La Plata por impulsarnos al crecimiento y a la formación permanente.

*El objetivo principal de la educación debería ser crear hombres y mujeres capaces de hacer cosas nuevas, no simplemente repitiendo lo que han hecho otras generaciones; hombres y mujeres que son creativos, inventivos y descubridores, que pueden ser críticos y verificar, y no aceptar, todo lo que se les ofrece.*

Jean Piaget, EL APRENDIZAJE COMO INVENCION.

# Índice

<b>Introducción</b>	8
<b>Prólogo</b>	9
<b>Capítulo 1</b>	
Historia de la implantología oral	10
<i>Faustino Tau</i>	
<b>Capítulo 2</b>	
Materiales de construcción (titanio, zirconio, Peek)	12
<i>Emilio Amaro</i>	
<b>Capítulo 3</b>	
Procesos de fabricación de implantes dentales con PEEK	28
<i>Valeria Sararols</i>	
<b>Capítulo 4</b>	
Biocompatibilidad	36
<i>Marianela Spina</i>	
<b>Capítulo 5</b>	
Tejidos que rodean a los implantes dentales	44
<i>Fernando Pazos</i>	
<b>Capítulo 6</b>	
Mucosistis y periimplantitis	70
<i>Gastón Borrillo</i>	
<b>Capítulo 7</b>	
Microbiología periimplantaria	78
<i>Ezequiel Escudero Giacchella, Bárbara Lazo, Melany Ore Zuasnabar</i>	

**Capítulo 8**

Consideraciones farmacológicas en implantología \_\_\_\_\_ 88

*Teresa Butler, Sergio Lazo*

**Capítulo 9**

Diagnóstico y planificación del tratamiento \_\_\_\_\_ 97

*Nicolás Bentivegna*

**Capítulo 10**

Implantología y células madres \_\_\_\_\_ 106

*Roxana Basal*

**Los autores** \_\_\_\_\_ 112

# Introducción

La implantología oral es aquella disciplina de la odontología cuyo objetivo es sustituir dientes perdidos mediante la colocación quirúrgica de un implante dental en el hueso maxilar. El tratamiento de implantes dentales se incrementa a nivel mundial un 20% cada año. Es por esto que no es de extrañar que continuamente se conozcan nuevos avances en implantología oral.

Y es que, desde tiempos remotos, el ser humano siempre ha inventado nuevos métodos para reemplazar piezas dentarias perdidas. Desde la colocación de clavos, alambres hasta raíces de plata, plomo o vidrio. Sin embargo, las bases para el avance de la implantología actual comenzaron a principios del siglo XX.

Cuando se pierde una pieza dentaria, habitualmente se suele pensar en la colocación de un implante dental por su función estética. Sin embargo, no es solo la parte estética lo que debe preocuparnos sino la atrofia muscular y ósea, la pérdida de la función e incluso cambios fonéticos que dificultan el habla.

Otro de los avances en la implantología oral tiene que ver con la evolución tecnológica. Gracias a ella es posible realizar una “carga inmediata” o lo que es lo mismo, colocar una corona definitiva tras el implante.

Actualmente nos encontramos en la era digital y, como no podía ser de otra manera, la implantología oral también se ha visto beneficiada, dando paso a la conocida cirugía guiada, en la que un ordenador, a partir de imágenes 3D de una tomografía computarizada, “planifica la cirugía” y le indica al especialista qué tipo de implante debe colocar, su tamaño y diámetro exacto entre otras cosas.



# Prólogo

La implantología se origina tras la búsqueda de un sustituto a aquellas piezas dentarias perdidas por distintas causas, las cuales son de vital importancia tanto en la parte funcional (masticación), como en la estética de cualquier paciente. Hoy en día, la colocación de un implante dental es un procedimiento habitual. Éste, pueden asimilarse a una raíz artificial, cuyo fin es servir como soporte en el lugar de piezas dentales perdidas o ausentes y que deberán integrarse al medio bucal en combinación con el resto de tejidos.

La implantología ha evolucionado en el transcurso de los años gracias a la tecnología, cuyo estudio e investigación ha sufrido un intenso desarrollo en las últimas décadas. Lo que se busca con ello, es que los implantes se compongan de aquellos materiales que nos ofrezcan la mejor garantía de durabilidad, para que el tratamiento resulte exitoso. El Poliéter éter cetona (Peek) es una innovadora opción, biocompatible y con innumerables propiedades que hacen que se transforme día a día en el material de elección.

# CAPÍTULO 1

## Historia de la Implantología Oral

*Faustino Tau*

A lo largo de la historia el cuidado de la salud bucal representa una prioridad cada vez mayor en la comunidad, hoy las prácticas preventivas y curativas en estadios tempranos, son cada vez más frecuentes, dando como resultado una disminución significativa en las prácticas mutiladoras, no obstante, estas siguen siendo una dificultad significativa en la calidad de vida de estos individuos.

El estudio, análisis y perfeccionamiento de las prácticas, técnicas y materiales implementados en la rehabilitación oral tuvo múltiples avances en la historia.

La necesidad de devolver las piezas dentarias perdidas ha sido tema de investigación a lo largo de la historia, un implante dental es un producto diseñado para sustituir la raíz dentaria que falta y mantener el diente artificial en su sitio.

El primer implante del que se tiene conocimiento, data de hace unos 9000 años, perteneciente al neolítico. En el poblado de Fahid Suarda (Argelia) se halló el cráneo de una mujer joven con una falange del dedo introducido en el alvéolo del segundo premolar superior derecho.

En China, se tallaban clavijas de bambú y se usaban para reemplazar los dientes faltantes. En Egipto, adoptaron una práctica similar de tallar metales preciosos e incrustarlos en la mandíbula. Los arqueólogos también han encontrado numerosos cráneos con dientes artificiales y trasplantados hechos de marfil de elefante.

Durante la edad media, era costumbre los trasplantes dentales ante las exigencias de la nobleza y militares importantes utilizando como dientes donantes los dientes de la gente del pueblo y los sirvientes. Pero esta práctica llevaba consigo la transmisión de enfermedades y los continuos fracasos llevaron a esta tendencia al olvido.

En el siglo XVIII, los investigadores utilizaron una mezcla de oro y aleación para crear implantes dentales. Desafortunadamente, estos experimentos fueron un fracaso masivo, pero abrieron las puertas a investigaciones más fructíferas en años posteriores.

El auge de la cirugía bucal durante la edad moderna, llevaron a practicarse alternativas con materiales como el plomo o la cerámica para implantarlos dentro de alveolos de extracciones recientes.

En el siglo XIX, los profesionales de la odontología experimentaron con numerosos materiales. Un médico usó un implante de porcelana que tenía un disco de platino. Sin embargo, estos esfuerzos no tuvieron éxito porque el hueso rechazó todos los materiales que utilizaron.

Desde 1910 se empiezan a presentar distintos tipos de implantes dentales, los que forman parte de la etapa empírica de la implantología, basándose en la experimentación clínica, pero sin protocolo científico.

En 1913 un Doctor, investigador en la materia, introdujo en un alvéolo dental, una estructura de iridio y de oro 24 quilates en forma de implante odontológico. De sus experiencias, en 1915, este doctor, documentó las bases de la implantología moderna, detallando normas sanitarias óptimas para el manejo de estas prácticas, de limpieza y esterilidad. Introduce nuevos conceptos, como la importancia de la estrecha relación entre hueso e implante dental, la que debe encontrarse firme antes de pasar a la siguiente etapa de rehabilitación.

También describe el concepto de implante sumergido, la necesaria cicatrización en salud del tejido bucal y la inmovilidad del implante dental como requisito fundamental antes de pasar a la etapa de carga o rehabilitación. Sugiere un período de integración aproximado de 3 meses antes de afectar el implante dental a sobrecargas.

En 1931, Wilson Popenoe, junto con su esposa, encontraron el cráneo de una joven en Honduras. Su maxilar inferior tenía tres dientes faltantes que habían sido reemplazados por conchas. Las conchas se habían moldeado para imitar la estructura de los dientes.

Luego, dos hermanos, los Dres. Alvin y Moses, intentaron usar accesorios hechos de Vitallium (un nuevo material formado de cromo, cobalto y molibdeno) después de observar el material que se usaba en los implantes de hueso de la cadera. Estos accesorios fueron más duraderos y los hermanos fueron reconocidos como las primeras personas en colocar un implante en la mandíbula con éxito.

En 1938, un Doctor, patentó un implante endoóseo cilíndrico que se rosca tanto interna como externamente; tenía un collar gingival liso y un casquete de cicatrización. Otros dos doctores, desarrollaron un implante endoóseo, en la década de 1940. El diseño en espiral de acero inoxidable del implante permitió que el hueso creciera hacia el metal. Este implante en espiral se hizo construyendo un alambre de acero inoxidable sobre sí mismo.

Pero es recién en 1952 que el profesor Branemark y su equipo de colaboradores, comienzan la investigación de estudios microscópicos de la médula ósea en el hueso peroné y tibia de conejos, a cuáles les colocó unas cámaras de titanio para estudiar la circulación sanguínea, buscando mejorar la cura en los traumatismos óseos. Cuando se intenta retirarla, se prueba que es imposible, porque el titanio se había adherido al hueso y el tejido circundante se había mineralizado, siendo congruente con la superficie del titanio.

A partir de estas investigaciones, se empezó a hablar de la osteointegración del titanio, y su uso en la odontología, comenzando con pruebas con animales desdentados que terminaron con éxito y de aquí la idea de crear raíces de titanio para introducir las en el hueso y esperar su fijación.

Así, la historia de la implantología ha dado lugar a los implantes modernos de titanio que se utilizan en la actualidad y que son un producto sanitario fundamental en odontología. La dureza del titanio lo convierte en un material idóneo para los implantes ya que soporta cargas oclusales elevadas y es muy elástico.

Los años 80's fueron los protagonistas del posicionamiento y brutal expansión de la implantología moderna. Dos Doctores en Suiza, experimentaron con metales utilizados en cirugía ortopédica para ayudar a fabricar implantes dentales. A partir de mediados de esta década, el implante habitual utilizado por muchos odontólogos era el implante endoóseo en forma de raíz. Los principales factores que determinaron que el sistema de implante endoóseo fuera elegido sobre otros incluyó el diseño, la rugosidad de la superficie, las consideraciones protésicas, la facilidad de inserción en el hueso, los costos y el éxito que tuvieron durante un período de tiempo. El Dr. Tatum introdujo el implante omni R a principios de la década de 1980; tenía aletas horizontales de aleación de titanio. El Dr. Niznick introdujo el implante Core-Vent, a principios de la década de 1980. Era un implante de cesta hueca con una pieza roscada que ayudaba a enganchar el hueso; también fabricó el implante Screw-Vent, que tenía un recubrimiento de hidroxiapatita. Este revestimiento de superficie tenía como objetivo permitir una adaptación más inmediata del hueso a la superficie del implante.

Una de las principales razones de la modificación de las superficies de los implantes dentales es disminuir el tiempo de correcta cicatrización de la osteointegración. La superficie de un implante dental es la única parte que está en contacto con el entorno biológico y la singularidad de la superficie dirige la respuesta y afecta la resistencia mecánica de la conexión implante con el tejido subyacente. Se han probado diversas texturas superficiales sobre la base de implantes dentales de titanio para mejorar la osteointegración. La capa de tratamiento de la superficie del implante es necesaria para aumentar el área de la superficie funcional de la conexión del implante y el hueso circundante de modo que la tensión se transfiera de manera eficaz y sin producir daños, los cuales llevarían a un fracaso de la práctica odontológica.

Los implantes osteointegrados originales tenían una superficie mecanizada moderadamente lisa. Se llaman implantes mecanizados o torneados. Una vez fabricados, estos implantes se tratan mediante un proceso de limpieza, descontaminación y esterilización. El examen microscópico muestra que las superficies mecanizadas del implante contienen marcas superficiales de los instrumentos que se emplearon para su desarrollo. Las imperfecciones de la superficie son una forma en que el hueso puede entrelazarse con el metal, proporcionando de este modo la fijación del mismo. La desventaja de la forma de los implantes mecanizados es que las células formadoras de hueso tienden a proliferar a lo largo de las ranuras de la superficie. Esto requiere más tiempo, pero sigue un método elaborado por Branemark que implica un tiempo de curación de tres a seis meses antes de la carga. Estos implantes muestran buenos resultados a largo plazo en el ámbito clínico cuando se utilizan en áreas con hueso adecuado que permite un proceso en dos etapas.

Un implante dental de superficie grabada al ácido es otra clasificación de tratamientos de superficie. El grabado con ácidos fuertes como una mezcla de ácido clorhídrico y ácido sulfúrico es una forma alternativa de dar rugosidad a los implantes hechos de titanio. El proceso de grabado de titanio permite la erradicación de la capa de óxido, así como partes del material subyacente del implante. El proceso de tratamiento con un ácido proporciona la misma rugosidad, una

superficie activa y una mejor adherencia. La superficie ácida grabada hace posible la preservación de las células formadoras de hueso y proporciona un mecanismo para que lleguen a la superficie del implante. Esto permite una mejor viabilidad y adherencia celular. La superficie grabada con ácido endurece la superficie del implante y produce pequeñas manchas en la superficie del titanio. Se ha demostrado que el grabado ácido mejora la osteointegración durante muchos años. Además, existe una técnica en la que los implantes de titanio se sumergen en una mezcla de ácido clorhídrico concentrado y ácido sulfúrico. Este método permite que las células osteogénicas y de fibrina se adhieran, lo que da como resultado la formación de hueso en la parte superior del implante.

Actualmente y con base científica en lo anteriormente mencionado y múltiples más investigaciones y desarrollos clínicos de las mismas sobre esta temática, se intenta seguir perfeccionando este tipo de prácticas en rehabilitación oral, a través de nuevas técnicas, materiales y/o métodos.

Con el afán de mejorar las características de relación entre el componente de material a implantar y las estructuras biológicas relacionadas con el mismo, surge entre un gran número de materiales posible, la consideración del Peek como una opción muy interesante, teniendo en cuenta su gran similitud con las estructuras antes mencionadas.

El Peek es un material ampliamente extendido en el mundo industrial que, poco a poco, se ha ido introduciendo en el mundo de la biomedicina. Fue patentado en 1981 como material de implantación y aceptado en 1990 por la FDA (Food and Drug Administration, EEUU), sobre todo en las áreas de la Ortopedia y la Traumatología, pero también en Neurocirugía.

En Odontología se comenzó a utilizar con bastante eficacia en tornillos de cicatrización y pilares provisionales y permanentes de implantes.<sup>6</sup>

El Peek (Poliéter-éter-cetona), permite a aquellas personas que pueden tener alergias a metales, poder realizarse un tratamiento innovador y eficaz, ya que este plástico es biocompatible con el organismo humano. Además, tiene un color marfil y no “ennegrecen” las encías, al ser libre de metal, tiene mejor estética.

Los biomateriales Peek son una generación de materiales bioactivos, que pueden trabajar de forma aislada o combinado con otros biomateriales para mejorar sus propiedades.

El Peek se puede encontrar en el mercado con forma de gránulos, polvo, discos y varas. Es procesado usando técnicas como moldeo por inyección, extrusión, compresión y CAD-CAM.

Este polímero termoplástico mantiene sus propiedades mecánicas a altas temperaturas, es duro y resistente a la abrasión, tiene bajo coeficiente de fricción y resiste al ataque de químicos y disolventes. Después de implantado mantiene su integridad física y química.

No hay problemas a la hora de hacer radiografías y resonancias magnéticas, pues al ser libre de metal, permite el reconocimiento completo de los tejidos óseos, además puede ser modificado para ser radiopaco al tratarse de un polímero radioluciente.

Tiene un excepcional comportamiento a la fatiga, desgaste e impacto.

Tras más de dos décadas de investigación demuestran que el biomaterial Peek es inerte, con elevada estabilidad química.

Este material no produce mutaciones cromosómicas ni sensibilización, sin embargo, aumenta la inercia química y tiene limitada fijación ósea. Para mejorar el interfaz implante-hueso es necesario un doble revestimiento de compuestos con HA (hidroxiapatita) y Titanio para crear redes superficiales porosas de este material, que favorezcan la osteointegración.

Otra ventaja es su gran elasticidad lo que le da una semejanza al hueso y con ello la posibilidad de obtener unos resultados funcionales y estéticos óptimos. Al ser un material biocompatible implantable, su comportamiento ha sido probado en múltiples ocasiones dándole una larga vida a esta misma propiedad y por lo tanto la confianza que transmite para ser utilizado en estas prácticas es mucho mayor.

El gran reto de la implantología moderna es la innovación de nuevos materiales que mejoren las propiedades biomecánicas y biocompatibles, para optimizar el tratamiento de rehabilitaciones orales.

El material por excelencia en la historia de la implantología es el titanio, pero el riesgo de corrosión cuando se combina con otras aleaciones y la degradación de la superficie del implante en contacto con el medio biológico es grande, ya que es muy corrosivo y puede acarrear un aumento de los iones o de las partículas tóxicas y/o inmunogénicas.

La cerámica de circonio es un candidato a la sustitución del titanio como material de referencia en implantología. Sin embargo, a pesar de sus cualidades evidentes, la ausencia de seguimientos clínicos, unido a las propiedades mecánicas del circonio, tan diferentes a las del hueso y a las del titanio, conllevan algunas reservas sobre el futuro desarrollo de este tipo de implantes.

Por otro lado, los implantes dentales de Peek son bioactivos y biocompatibles, pero tienen una limitada fijación ósea en el ámbito químico. Necesitan un doble revestimiento de HA (hidroxiapatita) y titanio para proveer una mayor osteointegración entre el implante y el hueso.

Para mejorar la interfase implante-hueso se investiga en la compatibilidad del polímero con materiales bioactivos, como la HA o la CFR (fibra de carbono reforzada), pero también se crean porosidades en la superficie Peek que favorecen la osteointegración. Por ejemplo, en un caso de implante dental utilizado en la actualidad, es un material “composite” innovador a base de Peek, con una mezcla de fosfato tricálcico (TCP) (10% p/v) y óxido de titanio en forma anatasa (10% p/v) en una matriz de Peek.

Si bien la casuística clínica es corta, es un material a tener en cuenta por sus interesantes propiedades mecánicas, en particular su módulo de elasticidad, que es comparable al hueso cortical.

## Referencias

Fundación CIDETER (2019). Módulo II, El torno CNC. Recuperado de <https://cecma.com.ar/wp-content/uploads/2019/04/introduccion-a-la-programacion-cnc-modulo-ii.pdf>

Fundación Cotec para la Innovación Tecnológica. (2011). Introducción. PUNTO 1.3 «Fabricación de sólidos por adición de capas de material» PÁG. 17, en #30 «Fabricación aditiva». Documentos Cotec sobre oportunidades tecnológicas. Madrid. Ed. Fundación Cotec para la Innovación Tecnológica.

Galbarro, H. R. (2022). Fundamentos de los procesos de mecanizado. Recuperado de <https://ingemecanica.com/tutorialsemanal/tutorialn38.html>

Ojeda, Mariano (2011). Tecnologías de los plásticos. Recuperado de <https://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/06/inyeccion-de-materiales-plasticos-ii.html>

# CAPÍTULO 2

## Materiales de construcción (titanio, zirconio, Peek)

*Emilio Amaro*

### TITANIO

#### ¿Cómo se descubrió el TITANIO?

En 1791 willian Gregor, un químico, paseaba por el cauce de un río cuando noto que la arena negra de la orilla del río que era atraída a magnetos; decidió investigar esa arena y así descubrió un nuevo metal la ILMENITA. Procedió a estudiar las propiedades de este material y logro extraer hierro utilizando acido hidroclicórico. El residuo era un polvo de un metal que no lograba identificar.

Este extraño metal fue descubierto simultáneamente en la misma década 1795 por Martin Klaproth, quien nombro el material como TITANIO en honor de los titanes griegos.

El titanio es un elemento muy popular en diferentes aplicaciones, principalmente por su alta fuerza específica por su densidad, en pocas palabras, que tanto puede resistir por unidad de peso. El titanio es un 60% más denso que el aluminio, pero el doble de fuerte. El titanio es un elemento común pero muy costoso debido a complejo proceso de refinamiento del elemento.

#### Cómo se obtiene

El titanio se encuentra principalmente como dióxido de titanio, una molécula de titanio unida a dos de oxígeno. En la década del cuarenta se desarrolló el proceso que permite el refinamiento del material, este proceso es conocido como proceso de Kroll y consiste en la transformación del dióxido de titanio en cloruro de titanio. Luego el segundo paso es limpiar el cloruro de titanio de cualquier impureza mediante una destilación, de ahí pasa a un contenedor con magnesio líquido y en las condiciones adecuadas de temperatura y presión se produce una reacción de reducción formándose titanio y cloruro de magnesio, esto puede tardar hasta 4 días. Finalmente, mediante otro proceso de destilación se remueve el cloruro de magnesio dejando atrás al TITANIO puro.



## Características y propiedades

Dado que se trata de un material que se encuentra en forma de óxidos o junto a otros minerales, el titanio no se puede obtener en estado puro en la naturaleza.

El titanio es uno de los metales más resistentes y ligeros conocidos.

Dadas sus propiedades similares a la de otros elementos, se le considera como un metal de transición, encontrándose en el bloque “d” de la tabla periódica.

En estado puro, se puede apreciar su color plateado grisáceo.

Su naturaleza de baja conductividad térmica y eléctrica, junto con su baja densidad con respecto a otros metales, lo hacen sumamente útil para industrias como la aeronáutica, en la medicina para implantes, etc.

A pesar de que se trata de uno de los metales más abundantes en la corteza terrestre, los depósitos de más importancia se encuentran en unos cuantos países como Australia, Sudáfrica, Canadá, India y China.

### Propiedades físicas

Su punto de ebullición es de 3287° C.

Su punto de fusión es de 1668° C.

Es un metal refractario, es decir, resiste temperaturas extremas sin llegar a descomponerse.

Organolépticamente, el titanio presenta una coloración blanca-plateada, es duro, de textura metálica e inodoro.

El titanio se encuentra en estado sólido de forma natural. Esto, cuando está sometido a temperaturas y presiones normales.

Presenta una baja conductividad térmica y eléctrica.

Es un metal no ferromagnético, su estructura no le permite imantarse.

Densidad de 4507 kg/m<sup>3</sup>.

Presenta un índice de 6 en la escala de dureza de Mohs.

### Propiedades químicas

Los estados de oxidaciones más comunes del titanio se obtienen entre los estados -1, +2, +3 y +4.

El titanio en estado puro y el dióxido de titanio tienen baja toxicidad para los seres vivos. Aunque la inhalación del polvo de titanio y el contacto con la piel y los ojos puede irritar el tejido.

Se oxidan lentamente al ser sometido a altas elevadas temperaturas (superiores a los 600° C).

Presenta una alta resistencia a la corrosión.

A nivel atómico, posee 22 protones, 22 electrones y 26 neutrones.

### Propiedades mecánicas

Es un material sumamente dúctil, de gran resistencia y rigidez, propiedades atractivas para diversas industrias.

## Usos y aplicaciones

El titanio posee múltiples propiedades que lo hacen especialmente atractivo por sobre los demás metales, haciéndolo rentable tanto para actividades científicas como comerciales.

Una de las aplicaciones más frecuentes de este elemento, es la de producir dióxido de titanio, compuesto ampliamente utilizado como pigmento blanco para diversos alimentos y productos como los plásticos, dentífricos, papel, etc.

Su capacidad para refractar y soportar la luz solar, lo hace el componente por excelencia para la fabricación de pinturas y esmaltes protectores. Aun así, los beneficios que garantiza utilizar este material, se han aprovechado en muchas áreas:

**Transporte:** Todas las bondades que ofrece este material, como lo son su alta resistencia a las fuerzas, corrosión y resistencia a la temperatura, lo transforman en un material idóneo para fabricar todo tipo de vehículos de transporte, en especial, para aeronaves, tanto para armazones y cubiertas como para componentes de los motores.

Utilizado también como pigmento blanco para diversos alimentos y productos como los plásticos, dentífricos, papel, etc.

**Accesorios deportivos:** Dada su baja densidad y gran rigidez, muchos atletas prefieren nuevas aleaciones de titanio para aumentar al máximo el rendimiento, por lo que es implementado para fabricar elementos de bicicletas, raquetas, palos de golf, etc.

Se puede encontrar en como utensilios de cocinas, cuchillos para buzos, armas de fuego y vehículos de combate.

**Tecnología y medicina:** Puede usarse como componente protector de laptops, para la fabricación de intercambiadores de calor y para diseñar implantes médicos e implantes dentales.

## Zirconio

El zirconio fue descubierto en 1789 por el químico alemán Martin Kalproth que analizó una muestra de jargón (una variación del zircón) procedente de Sri Lanka. Sin embargo, fue el químico sueco Jöns Berzelius quien logró aislarlo en estado impuro en 1824, por primera vez.

El zirconio es un metal de color blanco grisáceo y brillante, duro y resistente a la corrosión.

Superficialmente es muy parecido al acero, siendo más ligero que esta aleación del hierro.

Su dureza se asemeja a la del cobre.

Es un metal resistente a la corrosión.

Químicamente es muy similar al hafnio y, en menor medida, al titanio.

El zirconio en polvo es altamente inflamable, pero en estado plenamente sólido es menos propenso a entrar en ignición.

Al zirconio no se le conoce ningún rol biológico.

Existen 5 isótopos de zirconio que se originan en la naturaleza, siendo todos estables. El isótopo  $^{90}\text{Zr}$  representa el 51,45% del zirconio hallado en la corteza terrestre. Por otra parte, se han sintetizado 28 isótopos artificiales del zirconio.

El zirconio es el 18° elemento más abundante en la corteza terrestre, encontrándose principalmente como componente del zircón ( $\text{ZrSiO}_4$ ) y en general en rocas silíceas intrusivas, como el granito. También se halla en los minerales baddeleyita, kosnarita, eudialita, entre otros.

### **Propiedades físicas**

Su punto de fusión es  $1855\text{ }^\circ\text{C}$  y su punto de ebullición es  $4371\text{ }^\circ\text{C}$ .

Organolépticamente, es un metal duro, lustroso, de un color blanco plateado e inodoro.

A temperatura ambiente se encuentra en estado sólido.

Su densidad es de  $6501\text{ kg/m}^3$ .

Su dureza en la escala de Mohs es de 5.

Es un metal paramagnético.

El zirconio es superconductor por debajo de los  $-272,6\text{ }^\circ\text{C}$ . Sus aleaciones con zinc son magnéticas por debajo de los  $-238,75\text{ }^\circ\text{C}$ . En especial, el  $\text{ZrZn}_2$  exhibe superconductividad y ferromagnetismo al mismo tiempo.

Relativamente es un buen conductor térmico.

Baja sección eficaz en la captura de neutrones.

### **Propiedades químicas**

Posee los estados de oxidación -2, 0, +1, +2, +3 y +4.

En la práctica no es reactivo a temperatura ambiente, porque forma una capa de óxido en su superficie, que lo vuelve pasivo y le da su brillo característico.

No es un metal tóxico.

Reacciona con las bases acuosas. Al rojo vivo reacciona con el oxígeno y el nitrógeno. A presión elevada reacciona con el oxígeno a temperatura ambiente.

Resiste la corrosión de bases alcalinas, ácidos, agua salada y otros agentes corrosivos.

Se disuelve en ácido fluorhídrico, y en ácido hidroc্লórico y sulfúrico, sobre todo si hay presencia de fluoruros.

Atómicamente, está conformado por 40 electrones, 52 neutrones y 40 protones.

Su nube electrónica oscila en 5 niveles energéticos.

### **Propiedades mecánicas**

En estado puro es un metal dúctil y maleable, por lo que puede laminarse y forjarse fácilmente.

## Usos

La mayor parte del zirconio producido se emplea en procesos de alta temperatura de la industria química, siendo usado para conferir un color blanco opaco a las cerámicas. Este material también es usado como componente de moldes de fundición, en materiales abrasivos, entre otros.

El zirconio metálico se usa para producir aleaciones resistentes a entornos agresivos. La aleación zircaloy es usada en reactores nucleares. Incluso, también es usado como combustible nuclear en reactores TRIGA, al formar parte del hidruro de zirconio de uranio.

En la industria aeroespacial, el zirconio metálico y el óxido de zirconio se utilizan para fabricar vehículos de alta resistencia térmica. Además, componentes de motores de jets y de turbinas de gas estacionarias son recubiertos con capas cerámicas de zirconia ( $ZrO_2$ ) e itria ( $Y_2O_3$ ).

Adicionalmente, el zirconio es usado en forma aleada con el níquel, con el zinc y con el niobio. Las aleaciones de zirconio-níquel son usadas en válvulas, bombas, tuberías e intercambiadores de calor.

Las aleaciones con niobio son superconductoras a baja temperatura, siendo usada para construir imanes superconductores.

El zirconio también es utilizado en tubos de vacíos, como componente de explosivos, en bombillas de flash, en filamentos de lámparas, como gema artificial, en lociones, en materiales anti-transpirantes, etc.

En medicina, compuestos de zirconio se emplean en implantes dentales, prótesis dentales, prótesis de caderas y pies, reconstrucción de la cadena de huesecillos del oído medio, entre otros.

En el universo, las estrellas de tipo S son relativamente ricas en zirconio. Además, se ha detectado circonio en el Sol y en meteoritos. Además, se ha detectado óxido de zirconio en rocas lunares traídas por las misiones Apolo.

## Obtención

El zirconio se obtiene como residuo de la minería de minerales de titanio (ilmenita y rutilo) y de estaño, de los cuales se extrae el zircón.

El zircón es recolectado de las aguas costeras en forma de arena, para luego ser purificado por medio de concentradores de espiral. Estos concentradores eliminan los componentes más ligeros, los cuales son regresados al mar.

Posteriormente, por medio del proceso de separación magnética se eliminan los minerales de titanio.

Ahora para producir zirconio metálico mayormente se ejecuta el proceso de Kroll con el fin de reducir cloruro de zirconio (IV) con magnesio metálico. Este proceso de síntesis finaliza una vez el metal ha adquirido la suficiente ductilidad y maleabilidad.

## Quién lo descubrió

El zircón y sus variaciones minerales eran ampliamente conocidas en la edad antigua, siendo mencionado en algunos pasajes de la Biblia. No obstante, no se tiene constancia de que algún antiguo haya hipotetizado la existencia de un nuevo elemento

Desde el punto de vista comercial, el zircón es su mineral más importante. El zirconio y hafnio son prácticamente indistinguibles en sus propiedades químicas, y sólo se les encuentra juntos.

El mayor empleo del zirconio corresponde a sus compuestos para la industria cerámica: refractarios, vidriados, barnizados, moldes fundidos y arenas abrasivas, componentes de cerámica eléctrica. La incorporación del óxido de zirconio al vidrio incrementa significativamente su resistencia a los álcalis. El zirconio metálico se utiliza casi exclusivamente para el revestimiento de los elementos combustibles de uranio en las plantas nucleares. Otra aplicación significativa es la de los flashes fotográficos.

El zirconio es un metal lustroso, plateado, con una densidad de 6.49 g/cm<sup>3</sup> a 20°C. Se funde cerca de los 1852°C. Se estima que su punto de ebullición es a los 3580°C, pero ciertas observaciones sugieren que es cerca de los 8600°C. Las energías libres de formación de sus compuestos indican que el zirconio reaccionaría sólo con cualquiera de los no metales, excepto los gases inertes, a temperaturas comunes. En la práctica, se ha comprobado que el metal no es reactivo a la temperatura ambiente, porque se forma una capa de óxido invisible en la superficie. La capa hace que el metal sea pasivo, y permanece con brillo al aire indefinidamente. A temperaturas elevadas es muy reactivo con elementos no metálicos y muchos de los elementos metálicos, y forma compuestos sólidos y en solución.

Las pruebas de manejo del zirconio realizadas muestran que no tiene toxicidad. Generalmente no produce consecuencias el contacto con sus compuestos, aunque algunas personas son alérgicas a ellos. Esa alergia se manifiesta por la aparición de granulomas no malignos. La inhalación de aspersores que contienen ciertos compuestos y polvos metálicos de zirconio tiene efectos inflamatorios.

La reciente gran demanda de materiales más biocompatibles y libres de metales, sumado al aumento de la sensibilidad y las alergias a las aleaciones metálicas, está contribuyendo a buscar e investigar el desarrollo de nuevos materiales. Muchos investigadores consideran la cavidad oral un medio potencialmente corrosivo por el uso de diferentes aleaciones en las restauraciones, los implantes dentales y las prótesis fijas y removibles, así como por la ortodoncia. Entendiendo por corrosión la degradación de un metal a causa de la acción del ambiente en que está inmerso, observamos que el ph ácido y las proteínas de la saliva, las bebidas gaseosas, los ácidos de frutas, la placa bacteriana, los fluoruros, etc. actúan como agentes potenciadores para la corrosión galvánica de los metales en la boca.

En la literatura científica está sobradamente demostrado que los iones metálicos liberados en la boca pueden producir afectación de la estructura celular, alteración de la función celular (permeabilidad de la membrana y actividad enzimática), alteración inmunitaria e inflamatoria, efectos

alérgicos y alteración del material genético. Debido a las propiedades biomecánicas, en la actualidad se siguen utilizando en la fabricación de estructuras de prótesis dentales, tanto removibles como fijas, aleaciones de oro colado y cromo-cobalto colado o fresado, así como de titanio.

En la última década, el dióxido de zirconio ha permitido, con la ayuda de la técnica de Cad-Cam, realizar gran parte de las construcciones de prótesis dentales, relegando a las aleaciones metálicas. Si bien es cierto que es un material más biocompatible en relación a las aleaciones metálicas, sus propiedades mecánicas en la realización de trabajos de prótesis sobre implantes dentales suponen un compromiso a largo plazo por su elevado módulo elástico.

El desarrollo de nuevos e innovadores materiales, como los polímeros de alto rendimiento (PEEK), abre un amplio abanico terapéutico en prótesis sobre implantes. Se presentan como materiales alternativos a las aleaciones metálicas y de circonio en la fabricación de estructuras, aditamentos y prótesis de sustitutos dentales fijos y removibles.

## **PEEK, polímero de alta densidad**

El material PEEK (poliéter-éter-cetona) es un polímero termoplástico semicristalino lineal aromático, que posee propiedades biológicas y mecánicas que permiten su aplicación clínica.

Destaca tanto por sus propiedades altamente biocompatibles como biomecánicas.

Estas serían:

- Químicamente resistente e inerte a la mayoría de los ácidos y las bases.
- Conserva sus propiedades mecánicas a altas temperaturas (500°C).
- Excelente pulido, por lo que no adhiere placa bacteriana.
- Dureza y resistencia comparable al acero inoxidable.
- Más ligero, más eficaz y menos costoso que cualquier aleación metálica o de zirconio.
- Marcada resistencia al agrietamiento por tensión, estrés, fricción y torsión.
- Puede soportar hasta 3.000 ciclos de esterilización en autoclave (ISO11357: 343°C).
- Es radiolucido, por lo cual no produce artefactos a la exploración por rayos X.
- Gran estabilidad hidrolítica en agua caliente, vapor y disolventes.
- Confort para el paciente por su ligereza y baja densidad (ISO 1183: 1,32 g/cm<sup>3</sup>).
- Módulo de elasticidad comparable al hueso cortical.
- En la actualidad, se considera el material más biocompatible y menos tóxico para la cavidad bucal.
- Presenta en su naturaleza un color canela semejante al color del diente natural.

## Obtención

El PEEK es un polímero termoplástico semicristalino e incoloro que ofrece una combinación única de altas propiedades mecánicas, resistencia a la temperatura y excelente resistencia química. Por el conjunto de sus características distintivas es un material adecuado para aplicaciones que requieren altas prestaciones mecánicas bajo condiciones extremas de temperatura, agresividad química o alta energía radiante. Consecuentemente es empleado en todas las industrias en general, y más aún en los sectores de alta tecnología, como los de la industria aeroespacial, nuclear, química, eléctrica y alimenticia.

El PEEK se obtiene mediante policondensación de bisfenolato con dihaluros activados en presencia de una base. Una reacción típica de obtención es la de 4,4-difluorobenzofenona con la sal disódica de hidroquinona, que se genera in situ mediante desprotonación con carbonato de sodio. La reacción se lleva a cabo alrededor de 300°C en disolventes polares apróticos, como difenilsulfona.

## Utilidades

El poliéter éter cetona (PEEK) es un polímero orgánico termoplástico incoloro utilizados en aplicaciones de ingeniería, que ofrece una combinación única de altas propiedades mecánicas, resistencia a la temperatura y excelente resistencia química.

Por el conjunto de sus características distintivas es un material adecuado para aplicaciones que requieren altas prestaciones mecánicas bajo condiciones extremas de temperatura, agresividad química o alta energía radiante.

Consecuentemente es empleado en todas las industrias en general, y más aún en los sectores de alta tecnología como los de la industria aeroespacial, nuclear, química, eléctrica y alimenticia.

Debido a su robustez, el PEEK se utiliza para la fabricación de artículos usados en las aplicaciones más exigentes, incluyendo cojinetes, partes de pistones, bombas, platillos de válvulas de compresores, aros de compresión, aislamiento de cables y piezas de aislación eléctrica. Es uno de los pocos plásticos compatibles con aplicaciones de ultra-alto vacío. El PEEK es considerado un avanzado biomaterial utilizado en los implantes médicos y dentales. Es ampliamente utilizado en la industria aeroespacial, automotriz, electrónica y las industrias de procesos de síntesis químicas.

## Reemplazo de metales

Tiene una resistencia a la tracción próxima a los 100 MPa, como algunas aleaciones no ferrosas, pero con una baja densidad de 1,30 g/cm<sup>3</sup> frente a los 2,8 g/cm<sup>3</sup> de las aleaciones ligeras de aluminio. La combinación de alta resistencia mecánica y baja densidad lo hace un candidato formidable para reemplazar las aleaciones metálicas, permitiendo producir geometrías complejas gracias a la versatilidad de la fabricación aditiva.

## ¿Cuáles son los estados del PEEK?

El PEEK tiene dos estados cristalinos diferentes:

**Amorfa:** reconocible por su color ámbar, se caracteriza por sus cadenas no ordenadas. Se distingue por ser más dúctil y resistente al impacto, pero tiene una temperatura máxima de uso más baja.

**Semicristalino:** reconocible por su "color de piel", tiene propiedades mecánicas y químicas ligeramente mejores, pero presenta un comportamiento más frágil. Es el estado ideal para aplicaciones de muy alta temperatura, ya que puede soportar temperaturas de hasta 250°C.

## Historia de los materiales de los implantes

Los implantes dentales se han utilizado para sustituir los dientes perdidos desde mediados de la década de 1960. Pueden soportar coronas, puentes o incluso prótesis dentales para sustituir uno o varios dientes perdidos. Los implantes son tradicionalmente de titanio, pero se han desarrollado implantes de cerámica, como los de zirconio y PEEK como opciones alternativas.

Los implantes de óxido de aluminio se utilizaron brevemente antes de los de zirconio. A continuación, se introdujeron los implantes de dióxido de zirconio -o zirconio- con propiedades mejoradas como alternativas al titanio sin metales.

### Ventajas y desventajas de los implantes de titanio

Dado que los implantes dentales son cada vez más populares, es importante conocer las opciones disponibles en caso de que necesites uno. Los implantes de titanio han sido el tipo tradicional utilizado porque el titanio es capaz de fusionarse bien con el hueso maxilar humano. Pero con los avances tecnológicos, han entrado en juego nuevos materiales, como el zirconio. A continuación, presentamos los implantes de zirconio y de titanio, así como algunos factores clave que se debe tener en cuenta a la hora de elegir.

### Ventajas de los implantes de zirconio

El zirconio es compatible con los tejidos humanos.

Los implantes de zirconio tienen una baja atracción bacteriana.

Tienen una gran fuerza y una buena resistencia a la fractura.

Aguantan relativamente bien el desgaste y la corrosión.

Como el material se puede colorear fácilmente para que coincida con el diente natural del paciente, tienen una estética excelente, que puede ser especialmente crucial cuando se necesita estética.



### **Ventajas de los implantes de titanio**

Los implantes de titanio pueden venir en variedades de dos piezas, lo cual es útil si se necesitan implantes angulados para corregir su posición.

Se cree que la tasa de fracaso de los implantes de titanio es significativamente menor que la de los implantes de zirconio.

Estos implantes tienen una gran resistencia a la corrosión en la boca y una excelente biocompatibilidad con el hueso y los tejidos de las encías.

### **Ventajas de los implantes de PEEK:**

100% Personalizadas

Conserva sus propiedades mecánicas a altas temperaturas.

Excelente pulido, por lo que no adhiere placa bacteriana.

Dureza y resistencia comparable al acero inoxidable.

Más ligero, más eficaz y menos costoso que cualquier aleación metálica o de zirconio.

Módulo de elasticidad comparable al hueso cortical.

**Diseño digital** se ajusta 100% a la anatomía

En la actualidad, se considera el material más biocompatible y menos tóxico para la cavidad bucal.

### **Inconvenientes de los implantes de titanio**

Aunque es raro, un implante de titanio puede fallar si el paciente tiene una reacción alérgica al metal. Los pacientes con antecedentes de alergia deben someterse a una evaluación de la alergia al metal antes de la colocación de un implante permanente de titanio.

En el caso de los pacientes con ciertas afecciones autoinmunes -como artritis reumatoide, enfermedad de Crohn o diabetes- los iones metálicos liberados por el implante pueden causar inflamación e irritación local.

Si el tejido que rodea al implante es delgado, el metal oscuro puede asomarse, lo que da lugar a una mala estética.

Con un mantenimiento cuidadoso, los implantes dentales pueden funcionar durante muchos años. El 95% de los implantes duran al menos cinco años, pero la mayoría tienen una vida mucho más larga. Para aumentar la vida útil del implante, se debe mantener una rutina de higiene bucal exhaustiva, evitar fumar y acudir a las visitas periódicas al dentista.

### **Inconvenientes de los implantes de zirconio**

Con el tiempo, el material puede deteriorarse y provocar pequeñas grietas.

El material sólo suele estar disponible en implantes de una pieza. Si un paciente necesita un implante de dos piezas, que utiliza un pilar angulado para corregir la alineación, es posible que tenga que elegir una opción de metal.

Si el paciente va a necesitar algún tipo de ajuste tras la colocación del implante, debe evitar el óxido de circonio, ya que el tallado de la superficie del implante puede debilitar su resistencia a la fractura.

Aunque las pruebas son limitadas, los implantes de zirconio pueden presentar mayores tasas de fracaso en comparación con el titanio.

### **Inconvenientes de los implantes PEEK**

En la actualidad el PEEK no presenta ningún inconveniente, las propiedades químicas, físicas y mecánicas del material permiten su uso como reemplazo efectivo y más convenientes de otros materiales.

Hace ya bastantes años que estamos rodeados de la mejor tecnología, técnicas de diseño y fabricación 3D por ordenador que nos dan la posibilidad de fabricar restauraciones, estructuras y otras piezas necesarias utilizando materiales biocompatibles, incluyendo aleaciones, cerámica y polímeros de alto rendimiento. Hasta la fecha, con la mayoría de estos materiales, no podemos procesarlos, y si podemos es con una gran dificultad, utilizando métodos convencionales que no son perfectos.

Las restauraciones sin metal son cada vez más importantes en medicina debido a factores como el aumento de las exigencias estéticas del paciente, la legislación de algunos países y la posible incompatibilidad de materiales. Actualmente, parece que más pacientes quieren evitar la incorporación de un material metálico en la boca o cualquier parte del cuerpo y nosotros, los cirujanos, también seguimos esta tendencia. Los materiales cerámicos cumplen idealmente con los requisitos estéticos, pero también pueden tener desventajas materiales o técnicas en algunos casos. El innovador material PEEK se ha utilizado en la industria durante muchos años y también ha demostrado su éxito en muchas áreas de la medicina. Ahora también está encontrando mayores usos en odontología, cirugía ortognática y facial como resultado directo de la tecnología CAD/CAM.

El PEEK se caracteriza por sus excelentes propiedades mecánicas y químicas. Durante mucho tiempo se ha utilizado para la preparación de diferentes tipos de implantes. Las placas craneales artificiales, los componentes de las articulaciones de los dedos y de la rodilla o los cuerpos intervertebrales (implantes de la columna vertebral) son sólo algunos ejemplos del uso versátil del material en el ámbito de la implantación a largo plazo. Durante varios años, el PEEK también se ha aplicado cada vez más en odontología y cirugía facial debido a su combinación de biocompatibilidad superior y propiedades mecánicas ideales, el material es particularmente atractivo para restauraciones dentales y faciales como pómulos y es ideal para la fabricación de estructuras a medida para cada paciente. En comparación con los materiales tradicionales utilizados anteriormente, el PEEK tiene muchas ventajas. Tiene una alta relación resistencia/peso, tiene propiedades elásticas similares a las del hueso humano, tiene una tasa de corrosión cero, tiene una absorción de agua extremadamente baja y es radiotransparente. Todas estas características lo convierten en el material ideal para el uso de prótesis. Además, en los últimos diez años, no ha habido indicaciones de reacciones alérgicas al material.

## Referencias

- Brum RS, Monich PR, Fredel MC, Contri G, Ramoa SDAS, Magini RS, et al. (2018). Polymer coatings based on sulfonated-poly-ether-ether-ketone films for implant dentistry applications. *J Mater Sci Mater Med* [Internet]. 9 de agosto de 2018;29(8):132. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1007/s10856-018-6139-0>
- Schwitalla AD, Zimmermann T, Spintig T, Kallage I, Müller WD.( 2017)Fatigue limits of different PEEK materials for dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2017;69(December 2016):163-8. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.12.019>
- Zoidis P. (2018). The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018;119(4):516-21. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.04.020>

# CAPÍTULO 3

## Procesos de fabricación de implantes dentales con PEEK

*Valeria Sararols*

### Introducción

La fabricación de implantes dentales se lleva a cabo a partir de un conjunto de tecnologías que permiten transformar diversos materiales como polímeros, metales, entre otros. Si la información inicial utilizada en el proceso de fabricación es un archivo digital, nos encontramos hablando de *manufacturas digitales*. El diseño del implante puede ser modelado en tres dimensiones a partir de *programas de diseño asistidos por computadora (CAD)*, que permiten generar una representación virtual del producto a fabricar; a partir de programas de *ingeniería asistida por computadora (CAE)*, que permiten hacer simulaciones virtuales de distintos ensayos a las piezas, previos a su fabricación; y, por último, a partir de *Scanners 3D*, que mediante *Ingeniería Inversa* permiten obtener una serie de mallas poligonales de un producto o anatomía de interés. Entonces, las tecnologías de fabricación pueden diferenciarse en tres grandes grupos:

- tecnologías por sustracción: retiran material partiendo desde un bloque macizo, «esculpiendo» la pieza deseada mediante distintas estrategias de arranque de viruta con el uso de programas de manufactura asistida por computadora (CAM) y herramientas manejadas por control numérico computarizado (CNC). Los ejemplos más comunes de este tipo de procesos son el torneado y el fresado.
- tecnologías por conformado: el material se moldea mediante su deformación o desplazamiento en función de la forma buscada de acuerdo a dispositivos específicos o matrices. Algunos ejemplos de este proceso son la forja o el estampado en metales y la inyección de plásticos.
- tecnologías por adición: construyen la pieza agregando selectivamente material, generalmente capa por capa, dando origen a la forma final. Este proceso se conoce comúnmente como impresión 3D (Fundación Cotec para la Innovación Tecnológica. 2011).

En la actualidad, nos encontramos con una mayor disponibilidad de materiales dentales biocompatibles que, manufacturados a partir de tecnologías de fabricación con equipos integrados, posibilitan generar saltos tecnológicos disruptivos e innovadores en los diseños de implantes. El

desarrollo de nuevas soluciones permite aumentar la calidad de las restauraciones dentales y su eficiencia, bajar costos y aumentar la accesibilidad.

En particular, el *poly-éter-éter-cetona (PEEK)* es cada vez más utilizado en el desarrollo de implantes dentales, por ser un polímero termoplástico de alto rendimiento biocompatible, que permite su aplicación clínica. El PEEK se adquiere en distintos formatos para su posterior procesamiento a través de las tres tecnologías de fabricación mencionadas: en barra, para ser desbastado por un torno; en gránulos, para ser fundido e inyectado en matrices; y en carretes de filamento para ser utilizado con tecnología de *modelado por deposición fundida (FDM)*.

## Tecnologías sustractivas: torneado por control numérico

El torno de control numérico (CNC) es una máquina-herramienta que mecaniza piezas por revolución mediante un sistema automatizado que se programa con números, letras y símbolos. La programación del desbaste para realizar un implante son instrucciones específicas para ese producto determinado, por lo que cada producto a mecanizar tiene su propia programación.

Los tornos trabajan con los ejes de coordenadas cartesianas X y Z. El eje Z realiza el desplazamiento longitudinal de la herramienta en las operaciones de cilindrado, mientras que el eje X es para el movimiento transversal en las operaciones de refrentado y es perpendicular al eje principal de la máquina. El eje Y se encuentra a la altura de las herramientas del CNC.

Las normas DIN 66024 y 66025 establecen los caracteres para realizar la programación de los mecanizados. Las características principales de un torno que se deben tener en cuenta a la hora de programar un mecanizado son: el diámetro máximo que se puede mecanizar, el máximo recorrido transversal de la torreta porta herramientas, la gama de velocidad (revoluciones del husillo), la velocidad de avance, los desplazamientos máximos, la cantidad de herramientas disponibles, la potencia del motor, el desplazamiento del contrapunto, las velocidades de corte, la velocidad del giro del cabezal porta piezas, el avance de los carros longitudinal y transversal, entre otras.

El proceso de mecanizado está determinado por una secuencia de operaciones que permiten obtener una pieza específica, programando previamente la intervención de distintas herramientas para lograr su morfología y dimensiones. Algunas de las operaciones más comunes que se pueden realizar son:

- *Cilindrado*: reduce el diámetro de la pieza al desplazarse la herramienta a lo largo del eje de la misma.
- *Perforado*: permite realizar un agujero posibilitando el posterior ingreso de otras herramientas.
- *Achaflanado*: realiza un chaflán con un determinado ángulo en el extremo de la pieza.
- *Roscado*: genera roscas interiores o exteriores a lo largo de la pieza o sobre su cara frontal.
- *Mandrinado*: agranda un agujero sobre una pieza que ya se ha perforado previamente.
- *Refrentado*: disminuye la longitud de la pieza.

- *Tronzado*: separa la pieza de una barra sin quitarla de la máquina.
- *Moleteado*: permite grabar la superficie de la pieza.

Para la elaboración de implantes de PEEK con tornos CNC se utilizan barras cilíndricas de uso médico como materia prima. El PEEK puede ser mecanizado teniendo en cuenta sus propiedades físicas, utilizando herramientas de carburo o punta de diamante y refrigerantes para reducir el calor producido por el desbaste de las mismas.



*Implante realizado mediante torno CNC para la Facultad de Odontología de La Plata.*

## Tecnología por conformado: moldeo por inyección

El moldeo por inyección consiste en inyectar un polímero fundido (en este caso PEEK) para que se solidifique en un molde, copiar su forma y extraer la pieza de la cavidad. La máquina está conformada por tres unidades que cumplen con una función determinada en el proceso de inyección: la unidad de inyección permite dosificar el material, fundirlo e inyectarlo en el molde; la unidad de cierre abre y cierra el molde mediante una prensa; y la unidad de control establece los parámetros del proceso.

Para el proceso de inyección se usan pellets o gránulos de PEEK y los moldes de inyección son diseñados y fabricados exclusivamente para cada pieza teniendo en cuenta su geometría y el flujo del sistema de inyección del polímero. Al diseñar el implante se deberán considerar algunas restricciones (que permiten minimizar las fallas y defectos en las piezas finales), tales como: dimensiones de la pieza, propiedades mecánicas, peso de la pieza, tiempo de ciclo y consumo energético.

El proceso de inyección se realiza mediante ciclos de inyección conformados por una serie de etapas que se repiten para cada uno de los implantes fabricados. Estas etapas son las siguientes:

a) Cierre del molde.

Se da inicio al ciclo cuando la prensa cierra los moldes metálicos para que ingrese el polímero fundido en su interior.

b) Inyección.

El husillo avanza (sin rotación) hacia el molde, inyectando por una boquilla el material fundido a la temperatura adecuada y a una presión elevada en el molde. Cuando este tiene la cantidad necesaria de material, el husillo realiza un segundo movimiento, inyectándole una pequeña cantidad de polímero, que permite contrarrestar las contracciones del material al enfriarse. Luego baja la presión y se va solidificando la pieza con el punto de inyección, por lo que no ingresa más material al molde.

Esta fase condiciona ciertas características de la pieza final, tales como el peso total, sus tolerancias dimensionales y características internas (...). El tiempo de esta fase dependerá mucho del material que estemos inyectando y del grosor que tenga la pieza que se inyecte. Tiene especial relevancia cuando se emplean materiales semicristalinos, pues las diferencias de volúmenes específicos son considerables entre su estado líquido y el sólido (Ojeda, Mariano. 2011).

c) Enfriado de la pieza y dosificación.

Mientras se va enfriando la pieza en el molde (puede tener el equipo un sistema de refrigeración o no), el husillo comienza a girar ingresando los gránulos del polímero desde la tolva a la cámara de inyección. Durante este recorrido, los calentadores van fundiendo los gránulos permitiendo que progresivamente se homogeneice la mezcla y su temperatura. Al realizarse esta acción en paralelo al enfriamiento de la pieza en el molde, se acelera el tiempo total de ciclo.

El enfriamiento es más lento hacia el centro de la pieza ya que los plásticos son poco conductores del calor. El calor cedido por la solidificación se disipa a través de las capas más externas de las paredes del molde. El tiempo de enfriamiento depende del tipo de pieza que se enfría dentro del molde. No es necesario esperar que toda la pieza enfríe hasta la temperatura del mismo; sino que, es suficiente que estén frías las regiones externas de la pieza, para poder extraerla en condiciones estables. Con ello se consigue optimizar el tiempo de producción y así poder realizar el siguiente ciclo (Ojeda, Mariano. 2011).

d) Expulsión de la pieza.

Cuando la pieza se encuentra en condiciones estables para ser extraída, la prensa abre los moldes y se acciona un mecanismo de expulsión que separa la pieza del interior del molde y cae. El próximo ciclo se inicia al cerrarse el molde para inyectar una nueva pieza.

Podemos identificar las variables más importantes que influyen en el proceso de inyección:

A partir de los conocimientos que se tienen sobre el proceso de inyección, se puede hacer una clasificación de las variables que influyen, de forma más significativa, en la productividad del proceso y en la calidad de la pieza. De mayor a menor importancia, según pertenezcan a una de estas cuatro categorías: temperaturas, distancias, tiempos y presiones. Es importante mencionar la interdependencia existente entre estas cuatro categorías de variables, de modo que cada una depende de las demás. El cambio de cualquiera de ellas afectará a las otras (Ojeda, Mariano. 2011).

## Tecnología por adición: modelado por deposición fundida

La manufactura aditiva es un proceso de fabricación en el que se superponen capas de material para construir una pieza. Este proceso varía según cada tecnología y el tiempo de impresión depende directamente del tamaño de la pieza que se desee imprimir y del diseño de la misma, además, la mayoría requiere de un post-procesamiento para alcanzar el acabado deseado. Como principales ventajas podemos decir que:

Una de las principales ventajas de la fabricación aditiva sobre los procesos tradicionales es que el diseño tiene muy pocas restricciones. Puesto que la complejidad de las partes no afecta al coste de la producción y el proceso no requiere moldes ni fundición, las imposiciones son muy pocas, aparte de la necesidad de garantizar que la cantidad de material empleado para crear una pieza sea la mejor para el funcionamiento de la misma, y que el diseño se optimice de acuerdo con el sistema de fabricación aditiva empleado. No es preciso tener en cuenta la posición de las líneas de junta que presentan las superficies de las piezas de moldeo y fundición allí donde se unen los componentes creados por las herramientas o moldes. La libertad de diseñar según los requisitos del cliente y no en función de las limitaciones de fabricación también implica que el diseño de componentes estructurales puramente funcionales puede optimizarse para evitar el uso de material innecesario, reduciendo así el peso del producto (Douglas Bryden, 2014).

Hoy en día existen más de veinte tipologías de impresoras 3D que trabajan con distintos principios de funcionamiento, distintos materiales (metales, polímeros, cerámicas, vidrio, etc), y distintos formatos de los mismos (polvo, resinas líquidas, filamento, etc). Algunas de las más utilizadas son las siguientes:

- *Fotopolimerización (VAT photopolymerization)*. Consiste en la solidificación de una resina líquida contenida en una cubeta, y a medida que se van generando las capas, la pieza queda adherida a una plataforma que emerge de la cubeta. En general se necesita un proceso de post-curado con luz ultravioleta para dar terminación a la pieza. Si la solidificación se realiza mediante un láser selectivo el proceso se denomina esterolitografía



- (SLA), y si es mediante una pantalla que ilumina la resina en determinados sectores se denomina procesamiento digital por luz (DLP).
- *Fusión de capa de polvo (Powder Bed Fusion)*. Sobre una plataforma se dosifica una fina capa de polímero en polvo que es solidificada selectivamente mediante un láser. Una vez finalizada la primera capa, la plataforma desciende un nivel y se vuelve a dosificar material para generar la segunda capa, y así sucesivamente hasta finalizar la pieza. Este proceso se denomina sinterizado láser selectivo (SLS).
  - *Inyección de material (Material Jetting)*. El cabezal de la impresora inyecta una lluvia de gotas de fotopolímero en estado líquido sobre una plataforma, y a medida que se desplaza depositando las gotas realiza el curado de las mismas con luz UV. Esta tipología de impresora permite generar *materiales digitales* mediante la selección de distintos porcentajes y combinaciones de tintas con las que se puede construir una pieza completa en una sola impresión.
  - *Inyección de aglutinante (Binder Jetting)*. Se dosifica sobre una plataforma una fina capa de polvo de polímero, y las partículas son unidas mediante un aglutinante que es extruido por una boquilla. El proceso permite imprimir piezas con variedad de colores, pero no son piezas con alta resistencia mecánica.
  - *Extrusión de material (Fused Deposition Modeling)*. El material en formato de filamento es empujado hacia el cabezal donde se funde a la temperatura adecuada y, siguiendo el diseño de la pieza, se va depositando mediante una boquilla sobre una plataforma. Una vez finalizada la primera capa el cabezal asciende un nivel para construir la segunda y así sucesivamente hasta finalizar la pieza.

Según el sistema de coordenadas que guía los movimientos del cabezal de impresión y la plataforma mediante motores paso a paso, nos encontramos con tres tipos de impresoras FDM: cartesianas (que trabajan con las coordenadas X, Y, Z donde el cabezal se mueve en los ejes X, Y y la plataforma en el eje Z), xy (que trabajan con las coordenadas X, Y, Z donde el cabezal se mueve en los ejes X, Y y la plataforma en el eje Z) y delta (que trabajan con coordenadas polares determinadas por distancias y ángulos, donde el cabezal se encuentra suspendido de tres brazos que realizan los movimientos y la plataforma es fija).

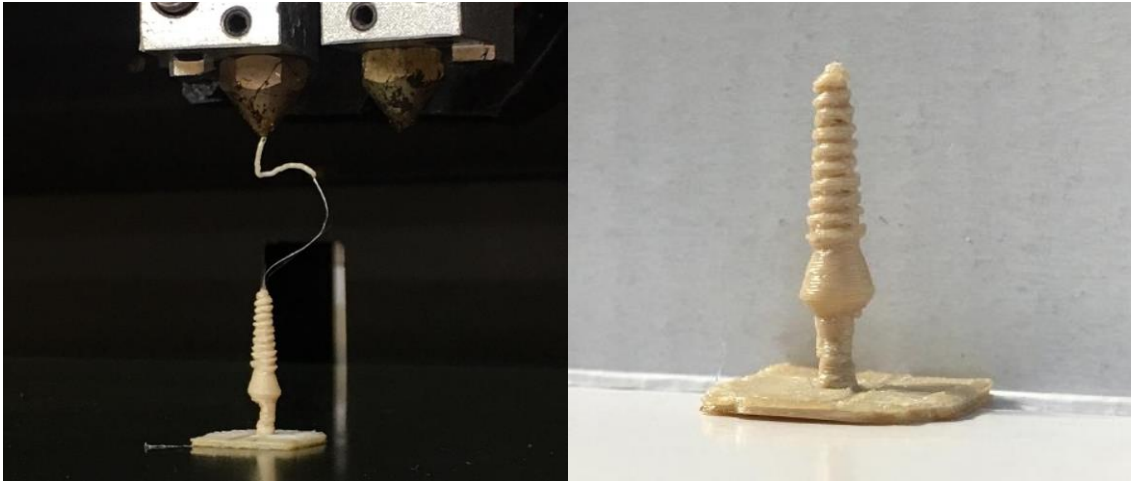
El proceso de impresión comienza con la puesta a punto de la máquina que puede ser manual, semiautomática o automática (calibración de la plataforma y enhebrado del filamento en la máquina), y luego, para seleccionar el archivo digital a imprimir, se utiliza una tarjeta SD, un cable a la PC o por WIFI. Inicialmente la impresora levanta las temperaturas indicadas en la plataforma y en el cabezal donde se funde el filamento, pero para polímeros de ingeniería como el PEEK se requiere, además, que la cabina de impresión se encuentre calefaccionada. Una vez alcanzadas las temperaturas previamente seteadas, los motores comienzan a empujar el filamento a través del cabezal (donde se calefacciona el conducto por donde pasa el polímero), y éste sale fundido por una boquilla de Ø0,4 (medida de boquilla estándar). Allí se realiza un cambio dimensional del material suministrado que se encuentra en un carretel en formato de filamento de Ø1,75 o Ø2,85

para salir fundido por la boquilla de Ø0,4. Este diámetro final (junto a la altura de capa) determinarán la calidad de definición del implante. Luego los motores van moviendo el cabezal y la plataforma siguiendo el diseño de la pieza, el cabezal dibujará la primera capa sobre la plataforma (ésta se irá solidificando), y luego subirá un nivel para imprimir una segunda capa, y así sucesivamente hasta terminar la pieza.

Para imprimir un implante, primero se debe generar su modelo digital utilizando un programa CAD que permita exportarlo en formato STL. Luego, para ser impreso, se deben configurar los parámetros de impresión con softwares específicos que convierten la información en un G-CODE listo para ejecutar. Algunos de los parámetros de impresión son los siguientes:

- *Altura de capa:* este parámetro determina la calidad general; se suelen utilizar valores entre 0,1mm y 0,3mm, aunque pueden utilizarse otros de diferentes tamaños de boquilla.
- *Grosor de pared:* determina el grosor de las paredes de la pieza; se utiliza un múltiplo del tamaño del diámetro de la boquilla (0,4mm), utilizando 0,8mm se generarán 2 perímetros.
- *Grosor de base y tapa:* determina el grosor y la cantidad de capas que tendrá la pieza en su base y tope; los valores óptimos son 5 capas.
- *Densidad:* en general se utilizan valores entre 10% y 25%, aumentando el tiempo de impresión y la resistencia final de la pieza.
- *Velocidad:* es un valor que depende del resto de las configuraciones; por regla general, a menor velocidad se logra mejor terminación y calidad, pero dependerá de la morfología y tamaño de la pieza, como así también del tipo y calidad de filamento que se utilice.
- *Boquilla:* este valor se otorga según la boquilla que tiene la máquina, pero se puede cambiar, modificando el diámetro de extrusión.
- *Temperatura de extrusores:* es necesaria su configuración según el material utilizado y las temperaturas que indica en la ficha técnica para poder fundirlo; a mayor temperatura, mayor fluidez y tiempo de enfriado.
- *Temperatura en la plataforma:* este valor permite mejorar la adherencia de la primera capa de impresión a la plataforma, evitando que se mueva la pieza y tenga deformaciones o fallas.
- *Soporte:* permite generar estructuras debajo de los sectores en voladizo que tenga la pieza (en general con ángulos de más de 45 grados) evitando que se deforme la pieza.
- *Adherencia:* se pueden seleccionar una serie de opciones que suman material a la primera capa impresa para generar mayor superficie de contacto entre la pieza y la plataforma.

Actualmente, el proceso de fabricación aditiva de implantes dentales con PEEK se encuentra en búsqueda de parámetros óptimos que permitan generar implantes con las características adecuadas. Las investigaciones parten de la información técnica del material para comenzar a imprimir: filamento de Ø1,75 mm con T° de impresión: 390-410 °C y T° en cama de 100- 120°C. Pero estas características deben ajustarse al equipo específico donde se desea realizar la impresión y al diseño del implante.



*Prueba de impresión de implante con PEEK, realizado en el laboratorio de impresión 3D de la Facultad de Odontología de La Plata.*

## Referencias

- Douglas, Bryden (2014). CAD y prototipado rápido en el diseño de producto. Londres: Promopress.
- Fundación CIDETER (2019). Módulo II, El torno CNC. Recuperado de <https://cecma.com.ar/wp-content/uploads/2019/04/introduccion-a-la-programacion-cnc-modulo-ii.pdf>
- Fundación Cotec para la Innovación Tecnológica. (2011). Introducción. PUNTO 1.3 «Fabricación de sólidos por adición de capas de material» PÁG. 17, en #30 «Fabricación aditiva». Documentos Cotec sobre oportunidades tecnológicas. Madrid. Ed. Fundación Cotec para la Innovación Tecnológica.
- Galbarro, H. R. (2022). Fundamentos de los procesos de mecanizado. Recuperado de <https://ingemecanica.com/tutorialsemanal/tutorialn38.html>
- Ojeda, Mariano (2011). Tecnologías de los plásticos. Recuperado de <https://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/06/inyeccion-de-materiales-plasticos-ii.html>
- Parmigiani, J.M. (2021). Peek, alternativa a aleaciones metálicas en la boca. Recuperado de <https://www.adanadental.es/articulo-sobre-peek-por-el-dr-jose-maria-parmigiani/>
- Wang, Y.; Müller, W.-D.; Rumjahn, A.; Schwitalla, A. (2020). Parameters Influencing the Outcome of Additive Manufacturing of Tiny Medical Devices Based on PEEK. *Materials* 2020, 13, 466. Recuperado de <https://www.mdpi.com/1996-1944/13/2/466>

# CAPÍTULO 4

## Bicompatibilidad

*Marianela Spina*

En prótesis estomatológica, se han investigado a lo largo de los años multitud de materiales para usarlos en la confección de rehabilitaciones protésicas e implantológicas. Para ello, necesitamos que dichos materiales reúnan una serie de propiedades ideales que nos garantizarán mayores probabilidades de éxito y por consiguiente, mayor satisfacción del paciente.

En primer lugar, a nivel biológico, le exigimos a los materiales de restauración, que no sean tóxicos, que no sean irritantes y que no sean carcinogénicos.

A nivel químico, los materiales que usemos, deben de ser insolubles en los fluidos orales y en cualquier otro fluido que pueda tomar el paciente.

En cuanto a las propiedades mecánicas, el módulo elástico de los materiales, así como su resistencia debe de ser alto, para así resistir a las fuerzas masticatorias. El límite elástico de los materiales debe ser también alto, ya que de este modo evitaremos que el material sufra deformaciones permanentes. También deberán tener estabilidad dimensional así como resistencia a la abrasión.

A nivel estético, los materiales de restauración en prótesis deben de tener una translucidez adecuada para así imitar lo mejor posible a los tejidos orales, ya sean dientes o encía. Por otra parte, deberán tener buena capacidad de pulido y estabilidad del color.

A parte de todas estas propiedades mencionadas, hay otras que son importantes y hay que tenerlas en cuenta:

Los materiales deben mantener sus propiedades a lo largo del tiempo, para así garantizar buenos resultados a largo plazo, que al fin y al cabo es lo que buscamos en los tratamientos odontológicos. Deben de ser económicos y fáciles de manipular. Es conveniente que tengan cierta radiopacidad por si algún elemento de restauración es ingerido por el paciente accidentalmente y así poder localizarlos a través de radiografías. Por otro lado, deben de ser fáciles de reparar y fáciles de limpiar por parte del paciente.

Los materiales que se han usado para la fabricación de las prótesis e implantes dentales han ido variando a lo largo del tiempo. Desde las primeras sustituciones con marfil e incluso dientes naturales humanos y de animales, hasta los materiales y técnicas más actuales e innovadoras que disponemos en la actualidad.

Las aleaciones que se emplean en odontología deben tener una serie de propiedades y características generales entre las que destaca la biocompatibilidad, entendiéndose esta como la capacidad de un material para no interferir ni degradar el medio biológico en el cual son utilizados,

no deben ser tóxicas, ni alergénicas ni cancerígenas. No pueden poseer intervalos de fusión demasiado amplios, en este aspecto se pueden producir fallos tanto por un exceso como por un defecto de temperatura. Deben tener cualidades ópticas aceptables y ser susceptibles de un acabado y un pulido superficial lo más perfecto posible ya que esto garantizará brillo por un largo tiempo, evitando así que se deposite placa en su superficie y que se corroa. Tienen que tener una elevada resistencia, tanto a la compresión como a la tracción, rigidez adecuada a cada caso, moderada ductilidad y gran dureza, pero menor a la del esmalte.

Con anterioridad a la década de los setenta la mayoría de las aleaciones de uso odontológico contenían oro en su composición. A partir de la revalorización del oro a comienzo de los años ochenta, se despertó el interés por desarrollar otras aleaciones alternativas con objeto de reducir el precio de las aleaciones coladas.

En 1981 la Asociación Dental Americana (ADA) establece la siguiente clasificación de las aleaciones dentales en función de su composición:

- Aleaciones nobles altas: el porcentaje de metales nobles igual o superior al 0% y de oro igual o superior al 40%. Dentro de este grupo están las aleaciones de oro puro (tipo IIV), oro-platino-paladio, oro-paladio-plata y oro-paladio.
- Aleaciones nobles: con un contenido en metal noble igual o superior al 25%. En este grupo se incluyen las aleaciones de oro-paladio, plata-paladio, paladio-cobre, paladiocobalto, paladio-galio-plata, paladio-galio-plata-oro, paladio-cobre-galio, oro-cobre-plata-paladio y oro-cobre-paladio-indio.
- Aleaciones con predominio de metal base: su contenido de metal noble es inferior al 25%. Dentro de ella se incluyen las aleaciones de titanio, níquel-cromo y cobalto-cromo.

Las aleaciones de níquel-cromo son ampliamente utilizadas para la confección de puentes y para la confección de la estructura metálica de las prótesis parciales removibles. Aunque todos los metales pueden ser potencialmente alergénicos, hay algunos que pueden serlos más que otros, como por ejemplo el níquel. Se estima que aproximadamente el 4,5% de la población presenta sensibilidad al níquel.

Las aleaciones cromo-cobalto se emplean para la realización de la estructura metálica de las prótesis removibles, los arcos y aparatología en ortopedia facial, para la confección de coronas y puentes recubiertos de cerámica, así como para prótesis sobre implantes. Siendo posible, en la actualidad además de su procesado por la técnica convencional de colado, mecanizarlo por técnica CAD-CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing).

El uso médico del titanio puro y las aleaciones de titanio se ha incrementado notablemente en los últimos 30 años. Se emplea tanto en medicina como en odontología debido a su excelente comportamiento en el medio biológico y por su costo razonable. Primero empezó a usarse en medicina, principalmente en traumatología, y poco a poco se fue abriendo paso a la odontología. En la actualidad el titanio se emplea para confeccionar implantes dentales, alambres ortodóncicos, postes, pins, instrumentos médico-quirúrgicos y de endodoncia, prótesis parciales removibles y prótesis sobre implantes. Una de las principales problemáticas que presenta el titanio es

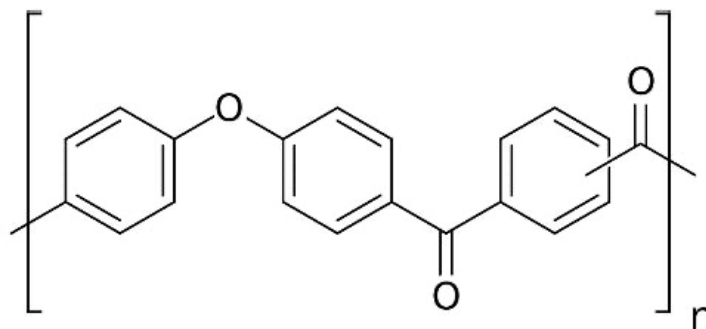
el colado a altísimas temperaturas de fusión y su fuerte tendencia a oxidarse y reaccionar con otros materiales. Es necesario emplear máquinas de colado especiales que crean un medio al vacío o una atmósfera de argón.

Las crecientes exigencias estéticas de los pacientes en odontología y la reciente gran demanda de materiales más biocompatibles y libres de metales, sumado al aumento de la sensibilidad y las alergias a las aleaciones metálicas han estimulado el desarrollo de nuevos materiales dentales, buscando que se asimilen a los tejidos naturales tanto a nivel estético como funcional. En este sentido, un descubrimiento importante de los últimos 20 años ha sido la implementación del Circonio y del Polieter Etercetona ( Peek).

El circonio, se emplea para la confección de núcleos internos de coronas, inlays, onlays, puentes anteriores y posteriores, particularmente en pacientes con problemas oclusales, de alergia a los metales y/o para ocultar dientes teñidos o con reconstrucciones metálicas. El circonio es un material completamente biocompatible y por sus excelentes propiedades es uno de los más empleados actualmente en tratamientos de estética dental. Las prótesis elaboradas con circonio permiten ver una excelente translucidez y dispersión de la luz y su tonalidad se asimila mucho a la de las piezas naturales. Al ser un material más ligero no produce la sensación de artificialidad al portador y su perfecta adaptación y sellado a la situación dental nos proporciona una estética natural. También se trata de un material altamente funcional, ya que tiene una elevada resistencia a las facturas, lo que alarga considerablemente su vida útil.

Otro material que nos permite realizar implantes y prótesis libres de metal es el polieter éter cetona. Se descubrió hace aproximadamente tres décadas.

El PEEK (poliéter-éter-cetona) es un polímero semicristalino termoplástico poliaromático ((-C<sub>6</sub>H<sub>4</sub>-O-C<sub>6</sub>H<sub>4</sub>-O-C<sub>6</sub>H<sub>4</sub>-CO-) n), cuya unidad monomérica es el éter-éter-cetona y que a través de la reacción de dialquilación de los grupos bisfenolatos, forma el polímero (poliéter-éter-cetona). El PEEK tiene un esqueleto molecular aromático con combinaciones de cetona (-CO-) y éter (-O-) como grupos funcionales entre los anillos arilos. Su estructura le confiere una gran estabilidad a temperaturas muy elevadas, por encima de los 3000C y una mayor resistencia en comparación con los metales.



*Fig. 1. Estructura química del Peek*

Dos décadas de investigación demuestran que el biomaterial PEEK es inerte, cuando es estudiado en un estado sin procesamiento, demostrando elevada estabilidad química.

Entre sus propiedades encontramos:

- Químicamente resistente e inerte a la mayoría de los ácidos y las bases.
- Conserva sus propiedades mecánicas a altas temperaturas (500 °C).
- Excelente pulido, por lo que no adhiere placa bacteriana.
- Dureza y resistencia comparable al acero inoxidable.
- Más ligero, más eficaz y menos costoso que cualquier aleación metálica o de circonio.
- Marcada resistencia al agrietamiento por tensión, estrés, fricción y torsión.
- Puede soportar hasta 3.000 ciclos de esterilización en autoclave (ISO11357: 343 °C).
- Es radiolúcido, por lo cual no produce artefactos a la exploración por rayos X.
- Gran estabilidad hidrolítica en agua caliente, vapor y disolventes.
- No se corroe
- No tiene conductividad térmica ni eléctrica
- Confort para el paciente por su ligereza y baja densidad (ISO 1183: 1,32 g/cm<sup>3</sup>).
- Módulo de elasticidad comparable al hueso cortical.
- No es agresivo con los dientes existentes
- En la actualidad, se considera el material más biocompatible y menos tóxico para la cavidad bucal.
- Presenta en su naturaleza un color canela semejante al color del diente natural.

## Aplicaciones biomédicas y biocompatibilidad

Inicialmente usados para uso industrial, porque su costo era dos veces menor que los polímeros termoplásticos de baja temperatura como polietileno. PAEK es una familia de polímeros termoplásticos poliaromáticos empleados como biomateriales en implantes y prótesis.

PEEK, particularmente se caracteriza por su biocompatibilidad. La combinación de fuerza, rigidez, dureza y su capacidad de ser esterilizado sin degradar las propiedades mecánicas lo hace apropiado para aplicaciones en dispositivos médicos.

Para seguir mejorando la fijación de los implantes, se investiga en la compatibilidad del polímero con materiales bioactivos, como HA (hidroxiapatita), cuyo módulo elástico puede llegar a los 12 GPaCFR (fibra de carbono reforzada), cuyo módulo elástico puede llegar a los 18 GPa.

La aparición del PEEK reforzado con fibra de carbono se empezó a utilizar en medicina para la fijación de fracturas, así como la creación de prótesis de cadera. El módulo de elasticidad de PEEK también se puede adaptar para que coincida estrechamente con el hueso cortical o la aleación de Ti mediante compuestos reforzados con fibra de carbono (CFR) con longitudes y

orientaciones de fibra variables. CFR-PEEK ha sido de gran interés para el sector de implantes médicos debido a su versatilidad, compatibilidad con las tecnologías de imagen modernas, excelentes propiedades mecánicas y biocompatibilidad. Este material se puede fabricar en varias formas con diversas propiedades físicas, mecánicas y de superficie. (Brum; 2018).

PEEK tiene el módulo más parecido al hueso por lo que es ideal, ya que no actúa como concentrador de cargas, sino que se comporta distribuyendo uniformemente las mismas. Los metales en general son más rígidos, con lo que pueden concentrar las tensiones que reciben y distribuirlas de forma no homogénea, lo que provoca que algunas zonas del hueso tengan exceso de carga y se produzca una esclerosis en esa zona y otras se debiliten y se descalcifiquen por descenso de la carga que deberían recibir.

Los materiales cerámicos como la alúmina tienen módulos de Young tan elevados, que no los hacen apropiados para diseñar las piezas en contacto con el hueso, como los vástagos femorales de las prótesis de cadera, pero sí tienen otras aplicaciones en las que tienen buen rendimiento como la cabeza acetabular de las mismas.

La regeneración del hueso tras una fractura y la remodelación del mismo, se produce como respuesta a las fuerzas de compresión física que atraviesan la fractura o carencia de éstas. Si el hueso no nota estas cargas, no va a tener tendencia a depositar calcio y endurecerse para reparar la fractura. Como se ha comentado anteriormente, uno de los mayores problemas en cirugía ortopédica es la excesiva rigidez entre el hueso y el implante metálico o cerámico.

PEEK tiene una ventaja adicional y es que módulo elástico puede ser adaptado en función del uso que se le vaya a dar y permanece fijo en cerámicas y metales, esa adaptabilidad reduce el fenómeno de concentración de tensiones o stress-shielding (que puede ser transferida al hueso y estimula el proceso de consolidación).

## Utilización en odontología

En odontología empezó a emplearse debido al incremento en las demandas estéticas del paciente y por la posible incompatibilidad con los metales.

Gracias a su excelente resistencia y su cualidad para obtener un óptimo pulido, así como su escasa propensión a la formación de placa, el Peek es especialmente adecuado para la fabricación de implantes y prótesis de alta calidad (Sinha, 2017).

La elasticidad del material con valores similares al hueso, hace que sea un material muy natural, ya que puede equipararse su torsión a la del hueso, en particular en trabajos con implantes de dimensiones grandes. No es agresivo con los dientes existentes, protegiendo el esmalte. Su color es blanco, por lo que posee una gran estética y posibilidad de personalización. Su insolubilidad en agua hace que sea un material biocompatible, ideal para pacientes alérgicos. Además, es un material que no presenta corrosión, esto quiere decir que no se degrada a causa de la saliva, el pH ácido, los alimentos o bebidas que consumamos, la placa bacteriana, etc. Esto es



fundamental para todas las prótesis, pero en los implantes influye aún más ya que esta corrosión puede producir un aumento de los iones o de las partículas tóxicas y/o inmunológicas.

El PEEK se puede combinar con otros materiales como la fibra de carbono o partículas de cerámica (BioHPP), para conseguir mejorar algunas de sus propiedades. El PEEK reforzado con fibra de carbono es incluso comparable con la cortical del hueso y la dentina, disminuyendo así el estrés que se le puede producir al hueso y evitando reabsorciones y daños futuros. (Serrano, 2019)

A continuación se muestra una tabla comparando los módulos elásticos de diferentes materiales de entre los que se encuentra el PEEK no modificado así como el PEEK modificado, y tejidos como el hueso, la dentina y el esmalte:

MATERIAL	MÓDULO ELÁSTICO (GPa)
Titanio	110
Cromo-Cobalto	180-210
Circonio	210
Porcelana	68,9
PMMA	3-5
PEEK	3-4
CFR-PEEK	18
Endolign®	150
GFR-PEEK	12
Hueso Cortical	14
Hueso Esponjoso	1,34
Esmalte	40-83
Dentina	15-30

*Fig 2. Módulos elásticos de diferentes materiales.*

**Peek utilizado para la confección de implantes dentales**

Un implante dental es un dispositivo que se inserta en los huesos maxilares quirúrgicamente para soportar, más adelante, una prótesis. El titanio es el material más utilizado para la confección de implantes. Sin embargo, tiene una serie de inconvenientes. En primer lugar, al no ser estético, tiñe el margen gingival subyacente en aquellos casos en los que el paciente presenta un biotipo fino. En segundo lugar, el módulo de elasticidad del titanio es más alto que el del hueso y esto puede causar la reabsorción ósea al proteger el hueso alveolar del estrés oclusal que es necesario para mantener el volumen del hueso. Este fenómeno es conocido como 'blindaje de estrés'. Además, ha habido casos de alergia al titanio en pacientes en los que se han colocado

estos implantes dentales. Por lo tanto, se surgen algunas alternativas al titanio. El circonio (óxido de circonio), es una cerámica estética y un posible reemplazo de los implantes de titanio. Sin embargo, dado que su módulo de elasticidad es mucho más alto que el del hueso y esto nos puede condenar a un 'blindaje de estrés', fomentando así, una mayor reabsorción ósea.

Por todo esto, recientemente se han fabricado implantes dentales con PEEK. Este material ha sido utilizado para fabricar implantes en cirugías de la columna vertebral, para fabricar dispositivos de fijación de fracturas e incluso como reemplazo de articulaciones y en cirugía maxilofacial. Debido a una estética superior y a un módulo de elasticidad muy cercano al hueso humano, el PEEK también ha sido propuesto como un material para la confección de implantes dentales.

El PEEK reforzado con fibra de carbono también ha supuesto un avance en el sector de implantes dentales, debido a la mejora de las propiedades mecánicas que conlleva así como la mejor compatibilidad de módulos elásticos entre el material y el hueso humano. Se ha demostrado que la adición de fibra de carbono al PEEK proporciona un aumento de la temperatura de descomposición del material, pasa de 550oC a 560oC. La temperatura de fusión no se ve afectada. Por otra parte, en cuanto a las propiedades mecánicas, se demuestra que el CFR-PEEK tiene mayor resistencia a la flexión, a la compresión y mayor dureza que el PEEK puro. Sin embargo, la resistencia al impacto se ve disminuida. El módulo elástico se aproxima más al del hueso humano (Zoidis, 2018).

Como mencionamos anteriormente, también se ha desarrollado otro tipo de PEEK, en este caso reforzado con partículas cerámicas, lo cual le hace adquirir una serie de propiedades favorables para el uso de este material en prótesis. En primer lugar, presenta muy buena biocompatibilidad, buenas propiedades mecánicas, alta resistencia a la temperatura y adecuada estabilidad química. Su módulo elástico de 4 GPa estaría muy próximo al del hueso, lo cual podría disminuir las tensiones transferidas a los dientes pilares.

Además de todo esto, el color blanco de las estructuras de BioHPP ofrece una mejoría estética bastante notable en comparación con las estructuras tradicionales metálicas. Otras ventajas adicionales de este material serían: la eliminación de reacciones alérgicas y el sabor metálico, altas cualidades de pulido, baja afinidad de placa y buena resistencia al desgaste. Este PEEK- BioHPP es uno de los que más se utiliza actualmente a causa de las buenas propiedades que posee. (Schwitalla, 2016).

El uso de PEEK en implantes a largo plazo, muestra beneficios sobre materiales tradicionales como polietilenos, aleaciones metálicas y cerámicas, teniendo en cuenta las las propiedades físicas, químicas y biológicas registradas.

## Referencias

Brum RS, Monich PR, Fredel MC, Contri G, Ramoa SDAS, Magini RS, et al. (2018). Polymer coatings based on sulfonated-poly-ether-ether-ketone films for implant dentistry applications. J

Mater Sci Mater Med [Internet]. 9 de agosto de 2018; 29 (8):132. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1007/s10856-018-6139-0>

Serrano Rodriguez, Miguel (2019). Utilidades del Peek en prótesis estomatología. Revisión bibliográfica.

Schwitalla AD, Zimmermann T, Spintig T, Kallage I, Müller WD.( 2017) Fatigue limits of different PEEK materials for dental implants. J Mech Behav Biomed Mater [Internet]. 2017; 69 (December 2016):163-8. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.12.019>

Sinha N, Gupta N, Reddy KM, Shastry YM.(2017). Versatility of PEEK as a fixed partial denture framework. J Indian Prosthodont Soc. 2017; 17 (1):7-10.

Zoidis P. (2018). The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. J Prosthet Dent [Internet]. 2018; 119 (4):516-21. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.04.020>

## CAPÍTULO 5

### Tejidos que rodean a los implantes dentales

*Fernando Pazos*

En los últimos años se ha producido un incremento en el uso de los implantes dentales, como opción para tratamientos de rehabilitación dental. El principal objetivo de la implantología dental es lograr la integración de los tejidos, lo cual incluye la formación de una zona peri-implantaria, la inserción epitelial, el contacto del tejido conectivo con la superficie del implante, así como la integración ósea. Llamamos tejidos mucosos o blandos peri-implantarios al epitelio y tejido conectivo presentes alrededor del cuello de los implantes. Para Branemark “la oseointegración es la conexión estructural funcional y directa la cual se logra sólo si la mucosa peri-implantaria cicatriza muy rápidamente en la región marginal, sellando a las estructuras de soporte más profundas” (1999). Basados en este principio el rol esencial del epitelio durante la cicatrización de la herida es cubrir la superficie de cualquier tejido conectivo descubierto durante la cirugía, las células epiteliales localizadas en la periferia de la herida, producidas al momento de la instalación del implante son codificadas para dividirse y migrar a través de las partes injuriadas hasta que la continuidad epitelial sea restaurada. Las células epiteliales también tienen la habilidad de ponerse en contacto con la superficie del implante, formar una lámina basal, así como hemidesmosomas y establecer una barrera que tiene las características en común con el epitelio de unión. El tejido conectivo sano alrededor del implante tiene la capacidad de mantener el sellado entre el medio ambiente intraoral y el sistema de soporte interno de los implantes (Lindhe, 1998).

A continuación, se desarrollarán consideraciones biológicas de los tejidos periodontales en estado normal y de la mucosa peri-implantaria y su importancia.

Es indispensable conocer las estructuras que conforman los tejidos periodontales antes de analizar la mucosa periimplantaria, por tal, se debe repasar que el sistema masticatorio, consta de la mandíbula, el maxilar, las articulaciones temporomandibulares, los músculos de la masticación y los dientes, con tejidos periodontales asociados que incluyen las encías, el ligamento periodontal, el cemento y el hueso alveolar. Es básico considerar este sistema como una unidad funcional interdependiente. La degradación de la dentadura puede alterar otros componentes del sistema masticatorio; las alteraciones de la actividad funcional de los músculos de la masticación o de las articulaciones temporomandibulares pueden alterar los tejidos dentales. Igual que todos los tejidos vitales, los tejidos del sistema masticatorio se encuentran en un estado de actividad constante. El recambio de las células y sus matrices

es constante y cíclico, y está asociado a la proliferación celular, la síntesis de colágeno y la apoptosis. Esta actividad está influida por la edad, el estado nutricional y hormonal, además de por la demanda funcional. Es fundamental conocer el tejido periodontal en condiciones de salud para entender su comportamiento en relación a la implantología oral.

## Tejidos periodontales

### Encía

La encía es la parte de la mucosa bucal que rodea al diente y cubre el hueso alveolar. Forma parte de los tejidos de soporte periodontal y, al formar una conexión con el diente a través del surco gingival, protege a los tejidos de soporte subyacentes frente al entorno bucal. Como todos los tejidos vitales, la encía puede adaptarse a los cambios de su entorno, y la boca, que es la primera parte del tubo digestivo y el lugar de preparación inicial de la comida en la digestión, puede considerarse un entorno relativamente hostil. Los tejidos bucales están expuestos a un amplio número de estímulos.

La unión entre el diente y la mucosa bucal o unión dentogingival es única y especialmente vulnerable. Es la única inserción del cuerpo entre un tejido blando y un tejido calcificado expuesto al entorno externo. Esta unión es un tejido muy dinámico con su propia fuente de mecanismos protectores. La encía sana es rosa, firme, de márgenes finos y con una forma festoneada que le permite ajustarse al contorno de los dientes. Su color puede variar según la cantidad de pigmentación por melanina en el epitelio, el grado de queratinización del mismo y la vascularización y naturaleza fibrosa del tejido conjuntivo subyacente. La encía se divide en dos zonas: la encía marginal y la encía insertada.

### Margen gingival

La encía marginal forma un manguito de 1-2 mm de ancho alrededor del cuello del diente y es la pared externa del surco gingival, de 0-2 mm de profundidad. La encía marginal puede separarse del diente mediante la manipulación cuidadosa con una sonda roma. Entre los dientes, la encía forma una papila en forma de cono, cuya superficie labial a menudo está indentada por una hendidura. La papila llena el espacio interdental apical al punto de contacto y su forma vestibulolingual se ajusta a la curvatura de la unión cemento-esmalte para formar la col interdental. La superficie del margen gingival es lisa, a diferencia del de la encía insertada, de la que queda delimitada por una indentación llamada surco «gingival libre».

### Encía insertada

La unión mucogingival, donde se encuentra con la mucosa alveolar. La encía insertada es un mucoperiostio firmemente unido al hueso alveolar subyacente. El mucoperiostio se divide en la

unión mucogingival, de forma que la mucosa alveolar se separa del periostio por un tejido conjuntivo laxo y muy vascularizado. Por tanto, la mucosa alveolar es un tejido relativamente laxo y móvil de color rojo oscuro, en marcado contraste con el rosa pálido de la encía insertada. La superficie de la encía insertada es punteada, como piel de naranja. Este punteado varía considerablemente. Es más prominente en las superficies faciales y, a menudo, desaparece con la edad. Hay dudas sobre la causa del punteado, pero parece coincidir con las crestas epiteliales. La encía insertada puede medir entre 0 y 9 mm de anchura. Suele ser más ancha en la región de los incisivos (3-5 mm) y más estrecha en los caninos y premolares inferiores. En el pasado se estableció que se necesitaba cierta cantidad de encía insertada para mantener la salud del margen gingival, por la separación que aporta la encía insertada entre margen gingival y mucosa alveolar, pero no parece ser así cuando hay un buen control de placa. Esta variabilidad de la anchura de la encía insertada ha generado controversia sobre qué anatomía es compatible con la salud y se han desarrollado técnicas para ampliar áreas de encía insertada consideradas demasiado estrechas, independientemente de la presencia o ausencia de enfermedad. Si el tejido está sano, se acepta cualquier anchura, incluso de cero.

### **Características microscópicas de la encía**

El margen gingival consta de un centro de tejido conjuntivo fibroso cubierto de epitelio escamoso estratificado que, igual que todos los epitelios escamosos, sufre una renovación constante por reproducción continua de células en las capas más profundas y desprendimiento de las capas superficiales. Las dos actividades se equilibran para que el grosor del epitelio se mantenga constante. Consta de las capas características del epitelio escamoso:

1. Capas de células formativas o basales de células columnares o cuboideas.
2. Capa de células espinosas o capa espinosa (estrato espinoso) de células poligonales.
3. Capa granulosa (estrato granuloso), cuyas células son más planas y contienen numerosas partículas de queratohialina.
4. Capa queratinizada (estrato córneo), cuyas células se han vuelto planas y retraídas y queratinizadas o paraqueratinizadas.

Igual que todas las células epiteliales, las células del epitelio gingival se conectan entre sí y con las células del corion del tejido conjuntivo subyacente por engrosamientos del contorno de los hemidesmosomas. El epitelio se une al corion subyacente por una fina lámina, llamada lámina basal, formada por un complejo de proteína-polisacárido.

El epitelio de la superficie externa u oral del margen gingival está queratinizado o paraqueratinizado, mientras que el epitelio de la superficie interna o crevicular es más fino y no queratinizado.

El tejido conjuntivo gingival consta de una malla de haces de fibras de colágeno que circulan por una sustancia fundamental que contiene vasos sanguíneos y nervios, además de fibroblastos, macrófagos, mastocitos, linfocitos, células plasmáticas y otras células del sistema de defensa, que son más numerosas cerca del epitelio de unión, donde la actividad inmunitaria es continua.

### **Aporte vascular, linfático y nervioso de la encía**

La encía tiene un rico aporte vascular procedente de tres fuentes: vasos supraperiosticos y del ligamento periodontal, además de los vasos alveolares, que nacen en la cresta alveolar. Se unen en la encía para formar asas capilares en las papilas de tejido conjuntivo entre las crestas epiteliales. El drenaje linfático empieza en las papilas del tejido conjuntivo y drena en los ganglios linfáticos regionales: de la encía mandibular a los ganglios cervicales, submandibulares y submentonianos; de la encía maxilar a los ganglios linfáticos cervicales profundos. La inervación procede de ramas del nervio trigémino. Se han identificado terminaciones nerviosas en el tejido conjuntivo gingival, como corpúsculos táctiles y receptores de dolor y de temperatura.

## **Unión dentogingival**

El epitelio gingival consta de tres partes. El epitelio oral se extiende de la unión mucogingival al margen gingival donde el epitelio crevicular (o del surco) reviste el surco gingival. En la base del surco, la conexión entre la encía y el diente tiene lugar mediante un epitelio especial, el epitelio de unión. En condiciones de salud, el epitelio de unión se une al esmalte y se extiende hacia la unión cemento-esmalte. Si hay una recesión gingival, el epitelio de unión se encuentra sobre el cemento. Por tanto, la base del surco gingival es la superficie libre del epitelio de unión.

A nivel ultraestructural, se encuentra una lámina basal muy fina entre las células del epitelio de unión y el corion del tejido conjuntivo, y entre el epitelio de unión y la superficie del diente. La lámina basal y los hemidesmosomas relacionados forman la «inserción epitelial», un producto de las células epiteliales. Si se realiza una gingivectomía y se elimina todo el epitelio de unión, al curar se forma un nuevo margen gingival y un nuevo epitelio de unión, esté la encía en el esmalte, en dentina o en cemento.

El epitelio de unión es muy frágil y no constituye una barrera contra el sondaje. Sus células son más grandes que las del epitelio oral y con conexiones laxas entre ellas; la conexión intercelular es más frágil que la inserción celular a la superficie del diente. A diferencia de las células epiteliales queratinizadas del surco, las células del epitelio de unión pueden unirse a la superficie del diente mediante hemidesmosomas.

El epitelio de unión en los adultos mide aproximadamente unas 40 células de largo del ápice a la superficie crevicular, pero varía entre 0,25 y 1,35 mm; en el joven, es un manguito estrecho de 3-4 células; en el adulto, tiene un ancho de 10-20 células. Aunque se renueva constantemente y la división celular se produce en toda su estructura, el epitelio de unión es relativamente homogéneo y sin ningún patrón de diferenciación celular. Aunque se desconoce el tiempo de recambio del epitelio de unión humano, en otros primates es de unos 4-6 días, por ejemplo, la mitad que el tiempo de recambio del epitelio oral, que es de unos 10-12 días. La descamación del epitelio de unión se produce a través de la pequeña área libre en la base del surco gingival. Listgarten (1972) ha calculado que la velocidad de exfoliación celular de una unidad de superficie de epitelio de unión es 50-100 veces tan rápida como la de una unidad de epitelio gingival oral. A menudo

se encuentra un pequeño número de leucocitos (neutrófilos) en el epitelio de unión. A diferencia del epitelio gingival oral y el epitelio crevicular, el epitelio de unión es relativamente permeable y permite un movimiento bidireccional de varias sustancias:

1. Del corion al surco: exudado de líquido gingival, leucocitos polimorfonucleares, varias células del sistema inmunitario, más inmunoglobulinas y complemento. Es el punto de salida de la mayoría de leucocitos de la saliva. En la inflamación, aumenta el movimiento de líquido y células y, con el aumento del número de leucocitos, el epitelio de unión puede degenerar y ser incluso más permeable. Algunos investigadores creen que, en un estado de salud perfecto, no hay paso de líquido gingival al surco.
2. Del surco al corion: materiales extraños como partículas de carbono, azul tripán (peso molecular, 960) y otras sustancias insertadas en el surco gingival se encuentran posteriormente en el corion gingival y el torrente circulatorio. Los microorganismos no pueden penetrar en el epitelio de unión, pero se ha observado que un gran número de sustancias (algunas de peso molecular alto) pasan por los espacios intercelulares del epitelio de unión. Es un hecho muy importante porque se cree que la inflamación gingival se inicia por enzimas bacterianas y productos metabólicos que se difunden desde el surco a través del epitelio de unión hacia el tejido conjuntivo gingival.

Debido a la permeabilidad del epitelio de unión, es inevitable que los mecanismos de defensa históricos deban mantenerse en estado constante de alerta y esto se manifiesta por una infiltración de células inflamatorias, linfocitos y células plasmáticas en el corion subyacente. Esto solía interpretarse como un signo de enfermedad, pero tan sólo indica una actividad constante de los mecanismos de defensa en la salud.

## **Formación de la inserción dentogingival**

El origen y la estructura de los tejidos de soporte periodontal fue objeto de controversia, pero parece haberse llegado a un consenso a partir de los datos obtenidos con el microscopio electrónico y los resultados de los estudios autorradiográficos de la actividad celular. Una vez finalizada la formación del esmalte, el epitelio reducido del esmalte se une al esmalte con una lámina basal y hemidesmosomas. A medida que el diente penetra en la mucosa bucal, el epitelio reducido del esmalte se une al epitelio oral y, al continuar la erupción, este epitelio se condensa en la corona. Los ameloblastos se atrofian gradualmente y son sustituidos por epitelio escamoso, es decir, el epitelio de unión que forma un collar alrededor del diente totalmente erupcionado. Como ya se ha mencionado, el epitelio de unión (igual que todos los epitelios escamosos) es una estructura en renovación constante; las células epiteliales se mueven coronalmente para desprenderse en la superficie libre en la zona más apical del surco gingival.



## Hueso alveolar

La parte del maxilar y la mandíbula que sostiene y protege los dientes se conoce como hueso alveolar; un límite arbitrario a la altura de los ápices radiculares separa el hueso alveolar del cuerpo maxilar o mandibular. El hueso alveolar tiene su origen embriológico en la condensación inicial del ectomesénquima alrededor del germen del diente inicial (Ten Cate, 1997). Las apófisis alveolares dependen del diente y se encuentran siempre y cuando alojen los dientes. Está formado por hueso alveolar propio, en el que se insertan las fibras de Sharpey; hueso compacto, formado por la cortical vestibular y oral, y hueso esponjoso, localizado entre ellos. Además de sostener los dientes, el hueso maxilar y mandibular también sirve para insertar los músculos, como almacén a la médula ósea y actúa como reservorio de iones, en concreto de calcio. El hueso alveolar depende de la presencia de los dientes para su desarrollo y mantenimiento, y por tanto, después de la extracción del diente, se atrofia y está ausente en la anodoncia. El hueso es un tejido conjuntivo mineralizado y por peso consta de alrededor de un 60% de materia inorgánica, un 25% de materia orgánica y un 15% de agua. Por volumen, estas proporciones son del 36, 36 y 28%, respectivamente. La fase mineral consta de hidroxapatita, cristales pequeños en forma de aguja o finas láminas de unos 8 nm de grosor y de longitud variable. Alrededor del 90% de la materia orgánica es colágeno de tipo I.

Además, hay pequeñas cantidades de otras proteínas, como osteonectina, osteocalcina, osteopontina y proteoglucanos. Se han identificado dos proteoglucanos de condroitín sulfato (CS) de peso molecular pequeño en el hueso alveolar, es decir, decorín y biglucano, que contienen una y dos cadenas de CS, respectivamente (Waddington y Embery, 1991). Los osteoblastos sintetizan y regulan la sedimentación de matriz orgánica ósea, como colágeno de tipo 1, proteoglucano, osteonectina, osteocalcina, sialoproteína ósea y osteopontina. También expresan y liberan fosfatasa alcalina, que se ha observado que está muy asociada con la formación de hueso nuevo. Los osteoblastos también controlan la mineralización. Anatómicamente, no existe ninguna diferencia característica entre el cuerpo maxilar o mandibular y sus apófisis alveolares respectivas. Sin embargo, debido a la adaptación funcional, pueden distinguirse dos partes en la apófisis alveolar. La primera, el hueso alveolar propio, consta de una fina laminilla de hueso que rodea la raíz del diente. Sirve de inserción para las fibras principales del ligamento periodontal. Las fibras de colágeno del ligamento periodontal se insertan en este hueso para producir lo que se llama «hueso fibroso». Las fibras del ligamento periodontal incrustadas en el hueso se llaman fibras de Sharpey. Este hueso también se llama lámina cribosa.

Como su nombre indica, la lámina cribosa está perforada como un colador de forma que pueden hacerse numerosas conexiones vasculares y nerviosas entre el ligamento periodontal y los espacios trabeculares. La segunda parte, el hueso de soporte, es el que rodea al hueso alveolar propio y da soporte al alvéolo. Tiene láminas facial y lingual de hueso compacto entre las que hay trabeculaciones esponjosas (hueso esponjoso). Éste está orientado alrededor del hueso para formar el soporte del hueso alveolar propio.

El hueso de la apófisis alveolar no es de ningún modo diferente del hueso de cualquier otra parte del cuerpo. En el hueso compacto, las laminillas se disponen en dos grandes patrones. En las superficies periósticas o endósticas se disponen en capas concéntricas para adaptarse al contorno de la superficie ósea. Si hay suficiente volumen óseo, también pueden disponerse en pequeñas capas concéntricas alrededor de un conducto vascular central. Este sistema se conoce como sistema haversiano y puede estar formado por hasta 20 capas concéntricas.

Los conductos haversianos centrales están conectados por conductos de Volkmann transversos. El hueso esponjoso está formado por laminillas muy espaciadas concéntricas o transversas que rodean los espacios medulares.

La forma de las mandíbulas y la morfología de las apófisis alveolares varían entre individuos y el tamaño, forma y grosor de las láminas corticales y los tabiques interdentes varían en diferentes partes de la mandíbula. El margen de la cresta alveolar suele ser paralelo a la unión amelocementaria a una distancia constante de 1-2 mm, pero esta relación puede variar con la alineación del diente y el contorno de la superficie radicular. Cuando un diente se desplaza fuera de la arcada, la pared de hueso alveolar suprayacente puede ser muy delgada o incluso estar perforada, de forma que se forman fenestraciones (defectos circunscritos) o dehiscencias (hendiduras). Estos defectos se producen con mayor frecuencia en el hueso facial que en el lingual y son más comunes en dientes anteriores que posteriores, aunque se ven sobre la raíz palatina del primer molar superior si las raíces son muy divergentes. Estos defectos son muy importantes clínicamente, porque donde se producen, la raíz del diente está cubierta sólo por mucoperiostio, es decir, periostio y encía suprayacente, que pueden atrofiarse por irritación y, por tanto, exponer la raíz. El hueso interdental puede estar ausente donde las raíces son muy próximas.

Pueden identificarse cinco tipos de células en el hueso. Se encuentran células formadoras de hueso (osteoblastos) en la superficie del hueso. Quedan atrapados en su propia secreción y, posteriormente acaban incorporándose en la matriz como osteocitos. Las células grandes multinucleares (osteoclastos) se encargan de reabsorber hueso. Además, se encuentran células osteoprogenitoras, que aparecen como células largas y delgadas. Son una población de células madre para formar osteoblastos. Se sitúan cerca de los vasos sanguíneos de la médula y el ligamento periodontal. Cuando el hueso no sufre deposición ni resorción activa, su superficie latente está recubierta por células relativamente indiferenciadas conocidas como células de revestimiento óseo, que pueden ser osteoblastos inactivos. Los osteoblastos activos contienen un extenso retículo endoplásmico rugoso, numerosas mitocondrias y vesículas y un extenso aparato de Golgi. Sintetizan y segregan colágeno de tipo I y proteoglucanos y provocan la mineralización.

Igual que todos los huesos, el hueso alveolar sufre una remodelación constante en respuesta al estrés mecánico y a la necesidad metabólica de iones de calcio y fósforo. En condiciones de salud, el proceso de remodelación mantiene el volumen total de hueso y su anatomía general relativamente estables.

En los casos de resorción ósea, el hueso muestra concavidades conocidas como lagunas de Howship, sobre las que hay osteoclastos. Su tamaño es variable y pueden medir hasta 100 µm

de diámetro. El osteoclasto multinuclear se forma por fusión de células de la estirpe celular mielomonocítica. La parte del osteoclasto adyacente a la superficie ósea tiene el aspecto de un conglomerado de células de aire, estriado, que se conoce como borde en cepillo. A nivel ultraestructural, el borde en cepillo consta de numerosas microvellosidades compactadas recubiertas de estructuras similares a cerdas.

Esta zona puede limitar la difusión de enzimas e iones para crear un microentorno aislado dentro del que puede producirse la resorción. Estas células tienen menos retículo endoplásmico que los osteoblastos, pero un aparato de Golgi muy prominente y también son móviles. Segregan cisteína y metaloproteinasas y iones de hidrógeno. La resorción ósea se produce en dos fases. Inicialmente, se suprime la fase mineral y después la matriz orgánica. La regulación de estos fenómenos incluye la estrecha colaboración entre osteoblastos y osteoclastos.

## **Proteínas principalmente asociadas a hueso y cemento**

Las células precursoras mesenquimatosas cultivadas en andamios de vidrio cerámica muestran una diferenciación significativa que aporta marcadores osteogénicos como fosfatasa alcalina, osteocalcina, osteonectina y osteopontina en ausencia de agentes estimuladores (Dyson et al., 2007). Esto demuestra la capacidad de soporte óseo del andamio de vidrio-cerámica-apatita-wollastonita porosa utilizado, que tiene aplicaciones en el tratamiento regenerativo periodontal de defectos intraóseos.

### **Osteonectina**

La osteonectina es un fosfato ácido que contiene glucoproteína rica en cisteína y que es segregada principalmente por los osteoblastos. Está formada por una única cadena polipeptídica y tiene gran afinidad por los iones de calcio, por sus iones fosfato, y colágeno de tipo I (Sage y Borstein, 1991). Se ha sugerido que los grupos fosfato pueden ser básicos para iniciar el proceso de mineralización. La osteonectina es una de las principales proteínas no colágenas del hueso y también se ha localizado en la lámina basal (Bilezikian et al., 1996). Además, se ha encontrado en el ligamento periodontal, especialmente alrededor de las fibras de Sharpey, en los lugares de inserción entre el ligamento y el hueso alveolar y el cemento (Matsuura et al., 1995).

### **Osteocalcina**

La osteocalcina también se llama proteína ósea gla porque contiene residuos de ácido g-carboxiglutámico (gla) y es una proteína pequeña segregada principalmente por los osteoblastos

(Mariotti, 1993). Se incorpora a la matriz mineralizada de hueso poco después de su secreción y se ha sugerido que tiene una función básica en el proceso de mineralización. Es probable que los sitios gla de la proteína actúen como lugares de unión de iones. Se ha observado presencia de osteocalcina en las células que revisten la superficie radicular del diente durante el desarrollo radicular en ratones (D'Errico et al., 1997).

## **Sialoproteína ósea**

La sialoproteína ósea (BSP, bone sialoprotein), también conocida como BSP II, es una fosfoglicoproteína que contiene hasta el 20% de residuos de ácido siálico que también tiene una secuencia RGD (Bilezikian et al., 1996). Tiene un patrón de expresión restringido y se encuentra principalmente en el hueso (Fujisawa et al., 1995). La presencia de BSP indica una fase tardía de la diferenciación de los osteoblastos y una fase precoz de la mineralización de la matriz (Lekic et al., 1996; Gordon et al., 2007). Aunque aún no se conoce la función exacta de esta proteína, puede servir de factor de inserción porque tiene afinidad por las fibras de colágeno y aumenta la inserción de osteoblastos y fibroblastos a superficies plásticas.

## **Osteopontina**

La osteopontina también se llama BSP I por su alto contenido de ácido siálico y es una glucosfosfoproteína. Se encuentra principalmente en el hueso y, además de una secuencia RGD de inserción celular, tiene afinidad por los iones de calcio (MacNeil et al., 1995). Aunque sus funciones exactas no están claras, está presente antes de la mineralización y parece intervenir en la inserción y el movimiento de osteoblastos y osteoclastos.

## **Regulación del recambio tisular en el periodonto**

La regulación del recambio hístico depende del reclutamiento y la estimulación de las células correspondientes en el momento necesario y con frecuencia de la diferenciación de células madre y precursoras adecuadas en células maduras funcionantes. Muchas de estas funciones son controladas por factores de crecimiento liberados por las células y se describen a continuación.

## **Factores de crecimiento en el recambio tisular periodontal**

Los factores de crecimiento son proteínas o polipéptidos capaces de iniciar la proliferación de células en estado latente por estimulación de la síntesis de ADN y la progresión del ciclo celular. Principalmente tienen una acción paracrina o autocrina y ejercen sus efectos por unión a receptores transmembrana específicos en células diana que generan una cascada de señales moleculares intracelulares (Ioannidou, 2006). De esta forma, regulan la activación y proliferación de las células que intervienen en la cascada y también regulan otros factores como la migración y la síntesis celular, fenómenos esenciales en la cicatrización. Las aplicaciones de tratamiento incluyen el uso de células madre, que tienen un gran potencial de actividad específica, con factores de crecimiento que podrían tener un efecto favorable en la regeneración periodontal (Ioannidou, 2006). Recientemente se han revisado las acciones biológicas de PDGF, TGF, FGF, IGF y EGF en células y tejidos periodontales que intervienen en la regeneración (Dereka et al., 2006).

### **Factor de crecimiento derivado de las plaquetas**

El factor de crecimiento derivado de las plaquetas (PDGF, platelet-derived growth factor) tiene una función importante no sólo en la curación de las heridas, sino también en el recambio de tejido normal. Se libera principalmente de las plaquetas, pero también es sintetizado por macrófagos, fibroblastos, osteoblastos, células endoteliales y mioblastos. Consta de un dímero de dos subunidades de glucoproteína (A y B) y, por tanto, hay tres combinaciones posibles, PDGF-AA, PDGF-BB y PDGF-AB. El PDGF actúa por unión a dos receptores de la superficie celular distintos llamados receptores PDGF (PDGFR)-a y PDGFR-b en células diana, también es quimiotáctico de estas células (Nishimura y Terranova, 1996) y de los osteoblastos. El PDGF-BB parece más eficaz que otras isoformas en la promoción de la mitogénesis y la quimiotaxis de estas células in vitro y también se ha observado que actúa sinérgicamente con otros factores de crecimiento in vitro e in vivo (Ioannidou, 2006). Se ha investigado el efecto del PDGF-BB rh en la liberación de ICTP (telopéptido carboxiterminal con enlaces cruzados de piridinolina del colágeno de tipo 1), un biomarcador establecido de actividad sintética de hueso, en defectos óseos periodontales (Sarmant et al., 2006). Hubo un efecto directo en el ICTP liberado de la herida en respuesta al factor de crecimiento, indicativo de un recambio óseo en el defecto óseo.

### **Factores de crecimiento transformadores**

Los factores de crecimiento transformadores (TGF, transforming growth factors) son una familia de proteínas estructural y funcionalmente diferentes, que se han aislado de tejidos normales

y neoplásicos. La capacidad de inducción ósea de las proteínas morfogénicas óseas y osteogénicas (BMP/Op, bone morphogenetic and osteogenetic proteins) de la gran familia del TGF- $\beta$  tienen potencial de regeneración del hueso periodontal, como se ha demostrado en algunos primates y en humanos. Pueden estimular la formación ósea de novo y actúan como señales solubles de inducción de tejido y morfogénesis de tejidos mineralizados multicelulares del periodonto (Ripamonti, 2007). El TGF- $\beta$  está codificado por cinco genes diferentes que dan lugar a cinco isoformas (TGF- $\beta$ 1 a TGF- $\beta$ 5) con diferentes patrones temporoespaciales de expresión durante la curación (Frank et al., 1996). Se encuentran altas concentraciones de TGF- $\beta$  en las plaquetas y también son producidos por macrófagos y neutrófilos activados (Igarashi et al., 1993). Se encuentran tres receptores distintos de estos factores (tipo I, II y III) en casi todas las células normales. El TGF- $\beta$  estimula las células epiteliales y endoteliales y actúa a través del receptor de otro factor de crecimiento, el factor de crecimiento epitelial.

Los efectos biológicos del TGF- $\beta$  son muy diversos. Se ha observado que es quimiotáctico de macrófagos y células mesenquimatosas del ligamento periodontal y gingivales (Nishimura y Terranova, 1996) para estimular la proliferación de estas últimas (Anderson et al., 1998). También se ha observado que estimulan selectivamente la síntesis de proteínas de la matriz extracelular como colágeno, fibronectina, tenascina y proteoglucanos (Irwin et al., 1994) por estas células e inhiben el crecimiento de células epiteliales, endoteliales y algunas mesenquimatosas (Lu et al., 1997).

## **Factor de crecimiento fibroblástico**

Los factores de crecimiento fibroblástico (FGF, fibroblast growth factors) están formados por una familia de polipéptidos que son potentes mitógenos y quimiotácticos de células endoteliales y mesenquimatosas (Bilezikian et al., 1996). Las dos formas más estudiadas de esta familia son el FGF ácido (aFGF) y el FGF básico (bFGF). El FGF ácido estimula la proliferación de células endoteliales. El FGF básico está ampliamente distribuido en casi todos los tejidos, como la encía, el ligamento periodontal y el hueso (Bilezikian et al., 1996; Goa et al., 1996; Murata et al., 1997).

Se ha descrito que el bFGF estimula la formación de hueso alveolar (Murakami, 2007). Idear un portador adecuado en forma de andamio para el bFGF podría aumentar el potencial de regeneración periodontal.

## **Factor de crecimiento similar a la insulina**

Los factores de crecimiento similares a la insulina (IGF, insulin-like growth factors) son una familia de proteínas de cadena única. El IGF-I y el IGF-II son péptidos anabólicos relacionados estructural y funcionalmente con la insulina. Se sintetizan en el hígado, el músculo liso y la placenta y son transportados por el plasma. Los IGF tienen una función importante en la biología de los

tejidos orofaciales, como el desarrollo y la regeneración del periodonto. Se han localizado varios componentes del IGF en el cemento, se encuentran además en tejidos óseos por su síntesis por los osteoblastos y la secreción de péptidos almacenados de la matriz ósea (Bilezikian et al., 1996).

## Proteínas morfogénicas óseas

Las proteínas morfogénicas óseas (BMP, bone morphogenetic proteins) forman parte de la gran superfamilia del TGF- $\beta$  (Meikle, 2007; Bilezikian et al., 1996). La localización de miembros de la familia de las BMP en la fase embrionaria del esqueleto ha aportado pruebas sólidas de que tienen una función importante en el desarrollo del esqueleto y en la diferenciación de los osteocitos (Bilezikian et al., 1996). Además, se considera que las BMP son responsables de las capacidades inductivas de los injertos de hueso desmineralizado utilizados en el tratamiento periodontal. Se ha observado también que la BMP-2 estimula la expresión de osteocalcina y fosfatasa alcalina por células del ligamento periodontal cultivadas (Hughes, 1995). Las BMP también producen la formación de hueso y cartílago cuando se implantan por vía subcutánea. Tienen una función importante en la inducción de células responsables de la regeneración de tejidos periodontales (Ripamonti y Renton, 2006).

## Epitelio

El epitelio escamoso estratificado se renueva continuamente por división de las células de la capa basal y desprendimiento de los queratinocitos de la superficie. El período de recambio es de 8-40 días para el epitelio bucal. Las hormonas sistémicas influyen en este proceso; los estrógenos estimulan la división celular y los corticoesteroides la inhiben. Los factores locales parecen tener una función importante en su regulación. Existe un sistema de control de retroalimentación negativa en los queratinocitos por unas sustancias conocidas como chalonas. Se desconoce su naturaleza exacta, pero su función podría deberse a uno o más factores de crecimiento o citocinas. Actúan en células de la lámina basal e inhiben su división. El recambio epitelial también se ve afectado por diversos factores de crecimiento, como factor de crecimiento epidérmico (EGF), factor de crecimiento derivado de las plaquetas (PDGF) y factores de crecimiento transformadores  $\alpha$  (TGF- $\alpha$ ) y  $\beta$  (TGF- $\beta$ ).

Se sabe que el EGF y el TGF- $\alpha$  estimulan la proliferación de células epiteliales, mientras que el TGF- $\beta$  parece tener un efecto inhibitorio. La diferenciación del epitelio también está muy afectada por la lámina propia del tejido conjuntivo subyacente. La naturaleza del tejido conjuntivo o sus mensajes químicos determinan la naturaleza del epitelio suprayacente, por ejemplo, si está queratinizado o no. Por tanto, en el injerto gingival libre es la naturaleza del tejido conjuntivo subyacente la que determina el tipo de epitelio que forma.

## **Características del epitelio bucal en relación a implantes dentales en estado de salud**

### **Compartimiento supracrestal Interfase Epitelio – Implante**

El epitelio tiene la capacidad de proliferar y moverse sobre las superficies, por ello la estructura y función de la mucosa alrededor de los implantes y la gingiva alrededor de los dientes ha sido examinada por Berglundh et al. (1992) en los trabajos realizados en perros. Al estudio se encontró que los tejidos blandos sanos alrededor de los dientes e implantes tenían un color rosado, una consistencia firme, ambos tejidos estaban tapizados con un epitelio oral bien queratinizado continuo, con un epitelio de unión con dimensiones de aproximadamente 2 mm a nivel de los dientes e implantes. A partir de este estudio y otros se encontró que a nivel de los dientes este epitelio de unión termina en la unión cemento-esmalte apical donde se halla el cemento de fibras extrínsecas, componente importante del aparato de inserción supra-alveolar. El epitelio de unión estaba separado del hueso alveolar por una zona de tejido conectivo de aproximadamente 1 mm de altura, zona rica en fibras colágenas que se proyectan desde el cemento hacia el tejido conectivo y el hueso. El epitelio de unión se encuentra separado del tejido conectivo subyacente por una membrana basal rica en colágeno tipo IV y laminina. El epitelio encontrado en el borde de la herida alrededor de los implantes es morfológica y fenotípicamente epitelio oral, se parece al que rodea a los dientes, se continua con el epitelio sulcular y de unión ambos no queratinizados, los cuales tienen diferente morfología, estructuras y expresiones fenotípicas. La presencia del tejido conectivo es considerada como el factor que previene el crecimiento hacia apical del epitelio y ha sido demostrado en el modelo animal (8). Parece que el tejido conectivo maduro interfiere más efectivamente que el tejido de granulación con el crecimiento apical epitelial. Para Berglundh (1996), la razón por la cual el epitelio se detiene en su migración hacia apical puede ser debido a la interacción entre el tejido blando y la capa de óxido de Ti. Los tejidos blandos supracrestales peri-implantarios son similares a la gingiva presente alrededor de los dientes, poseen una lámina propia densa, rica en colágeno, recubierta con un epitelio oral escamoso estratificado. El epitelio de unión provee una unión epitelial entre el implante y la gingiva que lo rodea. Cuando se examinó la mucosa en perros alrededor de implantes con pilares colocados, cuatro meses después de la colocación, se encontró que el epitelio tenía la apariencia de un collar formado de múltiples capas de células planas unidas por desmosomas, paralelas a la superficie del implante con una membrana basal relativamente recta. El epitelio más externo sobre el implante estaba formado de un epitelio escamoso estratificado queratinizado similar al de la mucosa oral masticatoria. Se observó la presencia de la interdigitación de la papila de tejido conectivo con el tejido epitelial. Todas las células epiteliales basales estaban conectadas a la membrana basal mediante los hemidesmosomas. Al microscopio electrónico se encontraron células típicas, tales como mitocondrias, retículo endoplasmático rugoso, complejo de Golgi y tono-filamentos.



## Interacción epitelio – implante

La genuina interacción entre el epitelio y el implante aún es desconocida. Los conocimientos actuales acerca de esta interfase han sido obtenidos de experimentos in vitro mediante cultivos de células, y en experimentos in vivo usando implantes plásticos cubiertos con capas de Ti (titanio) evaporado. Los estudios revelaron que la interacción entre la superficie de Ti y las células epiteliales se da mediante un mecanismo de anclaje biológico formado por hemidesmosomas y una estructura colagenosa o lámina basal de grosor < 200nm. La lámina basal está formada de colágeno tipo IV y los hemidesmosomas funcionan como placas de anclaje que sujetan las células epiteliales a la lámina basal. Se encontró la presencia de laminina o enzima que actúa como agente molecular adhesivo entre las células epiteliales y los diversos estratos que forman la lámina basal. La lámina basal presenta la lámina lúcida en contacto con la membrana de las células epiteliales, seguida por la lámina densa y una estructura de glucosaminoglucanos (>200nm) llamada cuerpo lineal. Estos glucosaminoglucanos (mucopolisacáridos) que están en contacto con el implante dental tienen propiedades adhesivas y forman de por sí el anclaje biológico y representan la barrera que resiste los traumatismos que puedan presentarse a este nivel. Las características de inserción a la superficie de Ti/mucosa son similares a nivel del epitelio de unión y la zona de tejido conectivo si se usan sistemas de implantes de 1 paso o de 2 pasos.

## Interfase tejido conectivo-implante

Este compartimiento supracrestal juega un rol importante para mantener el sellado entre el medio ambiente intraoral y el sistema de soporte interno de los implantes. El tejido conectivo presente mantiene un contacto muy cercano con el implante y se encuentra en relación con el epitelio de unión y sulcular. A nivel de los implantes, la porción apical del epitelio de unión está separada del hueso alveolar, pero continua con éste, por una zona rica en colágeno pero pobre en tejido conectivo de aproximadamente 1-1.5 mm de altura. Lo más importante de esta zona rica en colágeno es la orientación y disposición de las bandas de fibras que llegan al hueso marginal y corren más o menos paralelas a la superficie del implante. El epitelio de unión junto con la zona rica en colágeno ocupa un espacio de 3-4 mm en altura (2,4). El tejido conectivo apical al epitelio de unión contiene sustancialmente más colágeno (85% versus 60%), pocos fibroblastos (1-3% versus 5-15%), pocos vasos sanguíneos (6.4% versus 7.3%) que las regiones correspondientes a los tejidos conectivos alrededor de los dientes. La parte supra alveolar de la mucosa peri-implantaria en la interfase tejido conectivo/implante de Ti tiene las características de un tejido cicatrizal, rico en colágeno y pobre en células. Otro estudio realizado en bloques de biopsias que contenían tanto al implante como los tejidos que les rodeaban encontró que la interfase tejido conectivo-implante presentaba fibroblastos, macrófagos y bandas de fibras colágenas separadas de la superficie de dióxido de Ti por la presencia de una capa de 20 nm de

ancho formada de proteoglicanos. En estudios inmunohistoquímicos realizados en la matriz extracelular de tejidos humanos sanos alrededor de implantes Ti, se encontró mucha similitud en el patrón de distribución del colágeno tipo I, III, IV, VII y la distribución de fibronectina y laminina en los tejidos gingivales. Los tejidos conectivos peri-implantarios contenían mayor cantidad de colágeno tipo V y VI. La función del colágeno tipo VI es desconocida siendo este hallazgo difícil de interpretar. La presencia de una cantidad predominante de colágeno tipo V resistente a la colagenasa en el tejido conectivo peri-implantario puede actuar como una barrera mecánica contra la penetración bacteriana. El tejido conectivo localizado entre la cresta alveolar y la porción apical del epitelio de unión puede dividirse para su estudio en dos partes:

- a) La zona interna en directo contacto con la superficie del implante tiene un grosor de 50-100µm, es rica en fibras, con pocas células esparcidas y ocasionales vasos sanguíneos. El aspecto global de esta capa de tejido conectivo es la de un tejido cicatrizal.
- b) La zona más externa está formada por fibras corriendo en diferentes direcciones, ricas en células y vasos sanguíneos.

### **Composición celular de la mucosa periimplantaria**

Se ha observado en experimentos realizados en el modelo animal y humano que la superficie del implante que se encuentre libre de placa y los tejidos gingivales aparentemente sanos muestran a nivel histológico la presencia de células inflamatorias. En un estudio de 18 biopsias tomadas de la región interproximal de implantes en sujetos clínicamente sanos y 9 biopsias tomadas de pacientes con evidentes signos de inflamación de los tejidos blandos, se encontró infiltrado inflamatorio en todos los especímenes, aún en aquellos clasificados como sanos. Los sitios clínicamente inflamados presentaban mayor cantidad de infiltrados inflamatorios, en comparación con los sitios clínicamente sanos. Mediante el análisis inmunohistoquímico las secciones preparadas mostraron la presencia predominante de linfocitos y macrófagos, con algunas células plasmáticas en una proporción menor al 10% de la población celular. Este trabajo concluyó, que las lesiones inflamatorias encontradas en el tejido conectivo adyacente a los implantes de Ti como respuesta al ataque bacteriano, presentaban características asociadas con una respuesta bien controlada y estable por parte del huésped. Cuando se sometió a exámenes morfométricos e inmunohistoquímicos la mucosa de rebordes humanos parcialmente edéntulos al momento de la instalación de implantes Branemark y a los seis meses después de la colocación del pilar, se encontró que la mucosa del reborde, así como la mucosa peri-implantaria poseen un epitelio oral bien queratinizado y un tejido conectivo similar en términos de colágeno y estructuras vasculares. La mucosa peri-implantaria, posee un epitelio de unión que permite la penetración de los productos desde la cavidad oral. Como resultado de esta penetración de productos bacterianos, la mucosa peri-implantaria sana también alberga una pequeña cantidad de infiltrado de células inflamatorias lateral al epitelio de unión. La mayoría de las células inflamatorias presentes en el infil-

trado eran células T y sólo se encontraron algunas células B esparcidas. El estudio de la composición de la placa asociada a lesiones en la gingiva y en la mucosa peri-implantaria, exitosamente tratada de enfermedad periodontal moderada a avanzada en voluntarios humanos parcialmente edéntulos, rehabilitados con implantes Branemark demostró la presencia de infiltrado de células inflamatorias presentes en ambas muestras, ocupando un volumen similar en los dos tejidos localizados lateralmente al epitelio de unión. Los linfocitos y células plasmáticas fueron más numerosos en las lesiones de la gingiva que en el infiltrado de la mucosa peri-implantaria y en ambas lesiones las células T se presentaban en mayor número que las células B. Cuando se estudió en detalle de la composición celular de la mucosa clínicamente sana alrededor de los implantes ITI comparándola con la que presenta la encía clínicamente sana, se encontró una constante presencia de infiltrado inflamatorio lateral al epitelio de unión y sulcular. No se encontraron diferencias significativas en la composición celular de los dos infiltrados. La respuesta de los tejidos blandos alrededor de los dientes e implantes dentales no difieren significativamente. Se asocia la presencia de los linfocitos T, con una respuesta inmune, estable funcionalmente efectiva, y como un requisito para “el éxito clínico a largo plazo de los implantes dentales osteointegrados” (Abrahamsson, 1998, p. 721- 727).

### **Dimensiones biológicas (“sello biológico”) de la interfase mucosa / implante**

Existen reportes científicos realizados en el modelo animal y humano acerca de las dimensiones biológicas encontradas en implantes con carga funcional y sin ella, usando diferentes tipos de implantes dentales, con diferentes tipos de materiales, con alteraciones en la dimensión vertical de los tejidos blandos, después de la conexión implante/pilar. Estos trabajos indican que para lograr un sello biológico estable se debe tener una superficie de 3 mm de longitud en dirección apico-coronal a nivel supracrestal. El epitelio de unión ocupa una superficie de aproximadamente 2 mm y la adhesión de tejido conectivo de aproximadamente 1 mm. Este sello biológico permanece estable si se mantiene un adecuado control de higiene oral mecánica y química.

### **Aporte vascular a nivel de la gingiva y de la mucosa periimplantaria**

El aporte vascular de la gingiva viene de dos fuentes diferentes: La primera es los vasos sanguíneos suprapariosticos, los cuales se dividen para formar: los capilares de la papila de tejido conectivo debajo del epitelio oral y el plexo vascular lateral al epitelio de unión. La segunda es el plexo vascular del ligamento periodontal, el cual da ramas que corren en dirección coronal, pasan la cresta de hueso alveolar y terminan en la porción supra-alveolar de la encía libre.

Los sitios de implantes carecen de ligamento periodontal y consecuentemente no tienen un plexus vascular que provenga de esta área.

La topografía vascular alrededor de dientes e implantes fue estudiada en perros beagles. Se observó que el sistema vascular de la mucosa peri-implantaria viene únicamente de los vasos sanguíneos supraparióísticos por fuera del reborde alveolar. Estos vasos dan ramas que forman un plexus de capilares y vénulas encontrados por debajo del epitelio oral y de unión. Los vasos sanguíneos adyacentes al epitelio de unión que se encuentran alrededor de los dientes e implantes revelan una característica de “plexo crevicular”.

Asimismo, no existe un plexo vascular cercano al implante que pueda compensar la falta del plexo vascular del ligamento periodontal. Como consecuencia, el tejido conectivo supra-alveolar o compartimiento apical al epitelio de unión en la mucosa peri-implantaria carece siempre de un suministro vascular.

## **Evaluación clínica de la salud o enfermedad de los tejidos blandos periimplantarios**

### **Sondaje de los tejidos mucosos periimplantarios**

La sonda periodontal colocada en los “bolsillos profundos” identifica la terminación apical del epitelio dentogingival, de tal manera que el epitelio de unión no ofrece resistencia a la sonda. Si una lesión inflamatoria (rica en leucocitos y pobre en colágeno) está presente en el tejido conectivo gingival, la sonda puede penetrar más allá de la terminación apical del epitelio y alcanzar el borde lateral del infiltrado. En ausencia de una lesión inflamatoria, después de una terapia exitosa, la sonda no puede alcanzar la parte más apical del epitelio de unión.

Las profundidades al sondaje clínico de los niveles de inserción alrededor de los implantes pueden también ser medidos con una sonda periodontal. Después de períodos de control de placa, la gíngiva alrededor de los premolares inferiores y la mucosa alrededor de los implantes, se encontraba clínicamente sana. Una sonda periodontal con un diámetro en la punta de 0.5 mm fue insertada dentro del bolsillo bucal usando una fuerza estandarizada de 0.5 N de presión. En el diente al sondear la interfase dentogingival resulta en una ligera compresión del tejido gingival, y la profundidad al sondaje determinada en secciones histológicas fue encontrada a 0.7 mm. La punta de la sonda fue localizada coronal a las células apicales del epitelio de unión y esta evaluación no implica la presencia de sangrado después del sondaje. En los sitios de implante, el sondaje causó una compresión y dislocación lateral de la mucosa peri-implantaria, y el promedio de la profundidad al sondaje histológicamente fue significativamente más profunda, principalmente 2.0 mm. La punta de la sonda fue posicionada más profundamente en la interfase tejido conectivo/pilar y apical al epitelio. En los sitios de implante la punta de la sonda estaba escasamente separada de la cresta ósea y la distancia fue de aproximadamente 0.2 mm, encontrándose por lo general sangrado al realizar la medición. De estas observaciones los investigadores concluyeron que la punta de la sonda (0.5 mm de diámetro) alrededor de los dientes se encuentra coronal a la extensión apical del epitelio de unión, mientras que alrededor de los implantes se halla siempre apical al epitelio

de unión y cercana a la cresta del hueso alveolar, determinando que la inserción entre la superficie del implante y la mucosa es más débil que la inserción correspondiente entre el diente y la gingiva. Se debe considerar la presencia de las fibras de Sharpey en los dientes, las cuales se insertan a nivel supracrestal dentro del cemento, con lo cual dan mayor resistencia a la inserción de tejido conectivo, pudiendo resistir una presión de 0.5N e impedir que la sonda penetre más profundamente. Otra investigación histológica del sondaje realizada en sitios de implantes ITI, insertando sondas estandarizadas y fuerzas pequeñas de sólo 0.2N, realizando frecuente control de placa. Se dividió a los perros en tres grupos, un primer grupo con encías sanas, otro grupo al cual se le permitió que acumulara placa de manera convencional y un tercer grupo al cual se le colocó ligaduras alrededor de los implantes permitiéndosele acumular placa. Biopsias en bloques de los sitios de implante con las sondas colocadas fueron recogidas y sometidas a estudio histológico.

Los autores informan que el promedio de profundidad al sondaje histológicamente observado en sitios sanos fue de 1.75 mm. Las profundidades correspondientes en los sitios con mucositis y peri-implantitis fueron 1.62 mm y 3.8 mm. En los sitios sanos y en los sitios con mucositis la punta de la sonda logra identificar el “nivel de adhesión del tejido conectivo” (la base del epitelio de unión), mientras que en los sitios con peri-implantitis, la sonda excedió este nivel en un promedio de 0.52 mm y alcanzó la base del infiltrado de células inflamatorias. Este trabajo concluye que el sondaje alrededor de los implantes es “una buena técnica para evaluar el estatus de salud o enfermedad de la mucosa periimplantaria (Freed, 1983, p. 488-492). Comparando los hallazgos de los dos estudios es aparentemente significativo el valor de la fuerza al sondaje; si se emplea una mayor fuerza, la inserción entre la mucosa y la superficie del implante puede verse comprometida, la mucosa puede ser dislocada en dirección lateral-“apical” y la punta de la sonda llegar a las cercanías del nivel óseo. En este contexto, la fuerza al sondaje más comúnmente utilizada por los diferentes grupos de profesionales es tan alta como 0.44N. Los factores que afectan la confiabilidad de las mediciones de la profundidad al sondaje en los dientes, también se ven implicados en la valoración que se realice alrededor de los implantes. Factores tales como, el tamaño de la sonda, la fuerza aplicada, su dirección, la forma y superficie del implante, el tipo de tejido blando alrededor del implante, etc. pueden ser fuente de error de una real medición de la profundidad del surco y el nivel de inserción de los tejidos peri-implantarios.

## **Características clínicas de los tejidos blandos periimplantarios**

Es de utilidad considerar el estado de salud de los tejidos blandos periimplantarios. Se debe evaluar la presencia o ausencia de tumefacción, enrojecimiento, alteración de la forma de los tejidos blandos, así como variaciones en los índices de placa y de sangrado. Los implantes dentales colocados sobre una mucosa queratinizada o no, tienen un pronóstico similar siempre y cuando se acompañe el tratamiento con un buen control de placa.

## **Características del epitelio bucal en relación a implantes dentales en estado de enfermedad**

### **Nueva clasificación sobre las enfermedades y condiciones periodontales y periimplantares**

Enfermedades y Condiciones Peri implantares. La categoría de las enfermedades y condiciones peri implantares es introducida por primera vez dentro de un sistema de clasificación, lo que ayudará tanto a clínicos como a investigadores a poder utilizar términos similares y así establecer protocolos de tratamiento basados en criterios comunes.

La categoría se subdivide en 4 partes, que son, salud peri-implantar, mucositis peri-implantar, peri-implantitis y defectos de los tejidos duros y blandos alrededor de los implantes. Las enfermedades peri-implantares (mucositis peri-implantar y peri-implantitis) están fuertemente asociadas al biofilm bacteriano, pero la progresión de la peri-implantitis parece tener un comportamiento más acelerado que el de la periodontitis. Se recomienda obtener radiografías y medidas de sondaje (periodontogramas) una vez que se instalen las prótesis sobre los implantes, para poder obtener valores de referencia y poder determinar lo que sería una reabsorción fisiológica. En ausencia de exámenes periodontales/peri-implantares previos se pueden utilizar los siguientes criterios para diagnosticar peri-implantitis:

- Presencia de sangrado y/o supuración al sondaje.
- Profundidad de sondaje igual o superior a 6mm.
- Nivel óseo de 3mm o más apical a la porción más coronaria de la porción intraósea del implante.
- Considerar la recesión de la mucosa marginal en la evaluación clínica.

### **Salud Periimplantar**

Esta categoría se introduce por primera vez (al igual que la de salud periodontal) y aborda la comprensión de las características de los tejidos peri-implantares en condiciones de salud y cómo esto facilita el reconocimiento de la enfermedad. Las características de los tejidos peri-implantares en la salud se identifican adecuadamente en la literatura, incluidas las dimensiones y la composición de estos tejidos. La mucosa peri-implantaria sana está, a nivel microscópico, compuesta por un núcleo de tejido conectivo cubierto por un epitelio queratinizado (mucosa masticatoria) o no queratinizado (mucosa de revestimiento). La mucosa peri-implantaria tiene un promedio de alrededor de 3 a 4 mm de altura, y se presenta con un epitelio (de aproximadamente 2 mm de extensión) frente a la superficie del implante. Los grupos pequeños de células inflamatorias suelen estar presentes en el tejido conectivo lateral a la barrera epitelial. La mayor parte intraósea de los implantes parece estar en contacto con el hueso mineralizado (alrededor del

60%), mientras que la porción restante está orientada hacia la médula ósea, las estructuras vasculares o el tejido fibroso. Durante el proceso de cicatrización después de la instalación del implante, se produce una remodelación ósea que puede resultar en una reducción del nivel marginal del hueso y que en valores normales se debe considerar como un proceso fisiológico.

## **Dimensiones de la mucosa periimplantar**

Los resultados de los estudios disponibles en humanos y en experimentos con animales son consistentes y documentan que la mucosa peri-implantar, tiene una altura de aproximadamente 3 a 4 mm con un epitelio de aproximadamente 2 mm de longitud.

Cambios a nivel del hueso crestal: tras la instalación y la carga del implante, se produce la remodelación ósea y, durante este proceso, se pierde altura del hueso crestal. Los estudios han demostrado que la ubicación de la interfase pilar-implante (micro gap) determina la cantidad de esta pérdida de hueso marginal inicial. Después de este período inicial, aproximadamente el 75% de los implantes no experimentan pérdida ósea adicional. La mayoría de los sitios de implantes que muestran una pérdida de hueso crestal de > 1 mm parecen estar asociados con inflamación de tejidos blandos, aunque algunos sitios pueden tener una mucosa peri-implantaria aparentemente sana.

## **Las características clínicas para determinar criterios de salud periimplantar**

- Ausencia de indicadores clínicos de inflamación.
- Ausencia de sangrado y/o supuración al sondaje.
- Sin aumento de profundidad de sondaje en relación con valoraciones previas.
- Ausencia de pérdida ósea (con excepción de las que se podrían observar como una remodelación fisiológica).

## **Mucositis periimplantar**

La mucositis peri-implantar es causada por la acumulación de biofilm que interrumpe la homeostasis huésped-microorganismos en la interfaz de la mucosa implantar, lo que resulta en una lesión inflamatoria. La mucositis peri-implantaria es una condición reversible en el nivel de biomarcadores del huésped. Por lo tanto, la implicación clínica es que la eliminación óptima del biofilm sea un requisito previo para la prevención y el tratamiento de la mucositis. La comprensión de la mucositis peri-implantar es importante porque se considera un precursor de la peri-implantitis.

## Mucositis periimplantar: definiciones de caso para la práctica clínica diaria

El diagnóstico de mucositis peri-implantar requiere:

1. Inspección visual que demuestre la presencia de signos de inflamación alrededor de los implantes: rojo en lugar de rosa, tejidos inflamados en oposición a ninguna inflamación, blando en lugar de consistencia firme de los tejidos;
2. Presencia de sangrado profuso (lineal o en forma de gota) y/o supuración al sondaje;
3. Aumento en la profundidad de sondaje en comparación con los valores iniciales;
4. Ausencia de pérdida ósea a parte de los cambios a nivel crestal como resultado de la remodelación fisiológica inicial.

## Periimplantitis

Varios autores realizaron una revisión detallada de la literatura sobre los siguientes temas y las conclusiones de estas revisiones son:

- 1) Definición de peri-implantitis: La peri-implantitis es una condición patológica que se presenta en los tejidos alrededor de los implantes dentales, caracterizada por la inflamación en el tejido conectivo del periimplantar y la pérdida progresiva de hueso de soporte.
- 2) Conversión de la mucositis peri-implantaria a peri-implantitis: Las condiciones histopatológicas y clínicas que conducen a la conversión de mucositis peri-implantar a peri-implantitis no se conocen completamente.
- 3) Aparición y patrón de progresión de la enfermedad: El establecimiento de la peri-implantitis puede ocurrir de forma temprana durante el seguimiento inicial y el patrón de aceleración en la progresión de la enfermedad puede ser no lineal.
- 4) Características de la peri-implantitis: Los sitios de peri-implantitis muestran signos clínicos de inflamación y mayores profundidades de sondaje en comparación con los valores iniciales de referencia. A nivel histológico, en comparación con los sitios de periodontitis, los sitios con peri-implantitis a menudo tienen lesiones inflamatorias más grandes. La entrada quirúrgica en los sitios con peri-implantitis a menudo revelan un patrón circunferencial de pérdida ósea.
- 5) factores de riesgo/indicadores de peri-implantitis: Hay pruebas sólidas de que existe un mayor riesgo de desarrollar peri-implantitis en pacientes con antecedentes de periodontitis crónica, deficientes habilidades de control del biofilm y falta de atención de mantenimiento regular después de la terapia con implantes. Los datos que identifican “fumar” y “diabetes” como posibles factores de riesgo/indicadores de peri-implantitis no son concluyentes. Existen algunas pruebas limitadas que relacionan la peri-implantitis con otros factores, como: la presencia de cemento subgingival después de la instalación de las prótesis cementadas, la falta de mucosa queratinizada peri-implantaria y la colocación de implantes que dificultan la higiene y el mantenimiento bucal.



- 6) Pérdida progresiva de hueso crestral en ausencia de inflamación de tejidos blandos: La evidencia sugiere que la pérdida progresiva de hueso crestral alrededor de los implantes en ausencia de signos clínicos de inflamación de tejidos blandos es un evento raro. Peri-implantitis: definiciones de casos para la práctica clínica diaria.

El diagnóstico de peri-implantitis requiere:

1. Evidencia de cambios inflamatorios visuales en los tejidos blandos combinados con sangrado y/o supuración al sondaje;
2. Aumento en la profundidad de sondaje en comparación con las mediciones obtenidas en la colocación del implante;
3. Pérdida ósea progresiva en relación con la evaluación radiográfica del nivel óseo al año siguiente de la instalación de las prótesis;
4. En ausencia de radiografías iniciales y profundidades de sondaje, la evidencia radiográfica de nivel óseo  $\geq 3$  mm y/o profundidades de sondaje  $\geq 6$  mm en conjunto con hemorragia profusa representa peri-implantitis. Para la práctica clínica diaria puede ser valioso evaluar la tasa anual de pérdida ósea. Esto se puede calcular si se sabe cuándo se colocó el implante en función.

## **Defectos de los tejidos duros y blandos alrededor de los implantes**

El objetivo de esta sección fue revisar los factores y las condiciones que se asocian con deficiencias de tejidos duros y blandos alrededor de los implantes. Se ha identificado un gran número de factores etiológicos que pueden conducir a deficiencias de tejidos blandos y duros. Estos factores incluyen:

- 1) enfermedades y condiciones sistémicas de los pacientes;
- 2) medicamentos sistémicos;
- 3) procesos de cicatrización del tejido;
- 4) recambio tisular y respuesta tisular a intervenciones clínicas;
- 5) trauma a las estructuras orofaciales;
- 6) enfermedades locales que afectan a los dientes, el periodonto, el hueso y la mucosa;
- 7) factores biomecánicos;
- 8) morfología tisular y fenotipo tisular;
- 9) factores iatrogénicos. Estos factores pueden aparecer como una causa aislada de defectos de tejidos blandos y duros o pueden aparecer junto con otros factores.

A continuación, se detallan los factores dentro de esas categorías.

## **Deficiencias de los tejidos duros antes de la colocación del implante**

Pérdida de dientes.  
Trauma por extracción dental.  
Periodontitis.  
Infecciones endodónticas.  
Fracturas radicales longitudinales.  
Trauma general.  
Poca altura ósea en la región maxilar posterior (área del piso del seno maxilar).  
Enfermedades sistémicas.

## **Deficiencias de los tejidos duros tras la colocación del implante**

- Defectos en situaciones saludables.
- Malposición de los implantes.
- Peri-implantitis.
- Sobrecarga mecánica.
- Espesura de los tejidos blandos.
- Enfermedades sistémicas.

## **Deficiencias de los tejidos blandos antes de la colocación del implante**

- Pérdida de dientes.
- Enfermedad periodontal.
- Enfermedades sistémicas.

## **Deficiencias de los tejidos blandos tras la colocación del implante**

- Escasez o ausencia de tabla ósea vestibular.
- Altura de la papila.
- Tejido queratinizado.
- Migración de dientes y cambios esqueléticos de por vida.

Con respecto a dos puntos controversiales y críticos, el posicionamiento de la nueva clasificación es.

## Tejido queratinizado

Existen numerosos ensayos clínicos prospectivos y controlados que evalúan las asociaciones entre los parámetros clínicos y radiográficos y la presencia o ausencia de una banda de mucosa queratinizada en los sitios con implantes. Hasta la fecha, los resultados no son concluyentes en cuanto al efecto sobre la salud a largo plazo y el mantenimiento de esos implantes. Los efectos de las técnicas quirúrgicas que intentan modificar las condiciones de la unión mucogingival apenas se han estudiado y, por lo tanto, son poco conocidos sus resultados.

## Tejido óseo alrededor de los implantes

Hay resultados contradictorios de los estudios clínicos prospectivos controlados y de los estudios de cohorte que informan si la tabla ósea vestibular se mantendrá o no estable con el tiempo y servirá de apoyo al tejido blando vestibular para la manutención a largo plazo.

Esta breve revisión introduce una clasificación actualizada de las enfermedades y condiciones periodontales en los últimos 19 años y por primera vez una clasificación de las enfermedades y condiciones peri-implantarias. Tan pronto como esta clasificación entre en uso frecuente, se revelarán algunas fragilidades y se deberán realizar revisiones. La nueva clasificación tiene un plan incorporado para revisiones periódicas mientras la ciencia avanza. A primera vista, esta clasificación puede no parecer simplificada, pero parece una evaluación más completa de la condición general de los pacientes.

## Conclusiones generales

- La inserción entre la mucosa y el implante de TI comprende un epitelio de unión, de aproximadamente 2 mm en altura y una zona de tejido conectivo mayor a 1 mm.
- Estos protegen a la zona de osteointegración de factores liberados por la placa en la cavidad oral.
- El reborde de la mucosa, así como la mucosa peri-implantaria poseen un epitelio oral bien queratinizado y un tejido conectivo cuya composición es similar en términos de fibras colágenas y estructuras vasculares.
- Los tejidos blandos alrededor de los implantes dentales tienen muchas estructuras y características de los tejidos blandos no inflamados.
- La mucosa peri-implantaria posee un epitelio oral escamoso estratificado, un epitelio sulcular no queratinizado, un epitelio de unión no queratinizado, comunicación con los tejidos conectivos blandos y componentes vasculares

- Además posee una membrana basal, proyecciones del tejido conectivo sobre el epitelio, estroma de colágeno, glucoproteínas de colágeno y no colágeno, desmosomas y hemidesmosomas, proteínas estructurales y no estructurales y células inmunes.
- El Ti, más bien el óxido de Ti parece no afectar las estructuras celulares o la formación de estructuras epiteliales alrededor de los materiales transmucosos.
- El epitelio de unión y el epitelio oral sulcular no son necesariamente estructuras dependientes de la presencia de los dientes, ya que se encuentran alrededor de los implantes dentales.
- No se requiere la presencia de diente o ligamento periodontal para su formación.

## Referencias bibliográficas

- Lang N, Karring T, Lindhe J. Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology Implant Dentistry 1999; Quintessence Publishing Co: 141.
- Lindhe J, Berglundh T. The interface between the mucosa and the implant. *Periodontol* 2000 1998; 17: 47 - 54.
- B. M. Eley, M. Soory, J.D. Manson. *Periodoncia* Sexta edición. 2012. Cap.: 29, pág.: 393.
- Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP; Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res* 1991; 2: 81- 90.
- Berglundh T, Lindhe J, Marinello CP, Ericsson I, Liljenberg B. Soft tissue reactions to de novo plaque formation at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3: 1- 8.
- Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the peri-implant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol* 1996; 23: 971- 973.
- Cochran D. *Ann Periodontol* 1996; 1: 714
- Squier CA, Collins P. The relation between soft tissue attachment, epithelial down-growth and surface porosity. *J Periodontal Res* 1981; 16: 434- 440.
- Listgarten MA, Lang NP, Schroeder HE, Schroeder A. Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants. *Clin Oral Implant Res* 1991; 2: 1- 19.
- Steflik D, Sisk A, Parr G, Lake F, Hanes P, Experimental studies of the implant-tissue interface. *J Oral Implants* 1993; 19: 90 - 94.
- Gould TR, Brunette DM, Westbury I. The attachment mechanism of epithelial cells to titanium in vitro. *J Periodontol Res* 1981; 16: 611 - 616.
- Jansen JA, de Wijn JR, WoltersLutgerhorst JML, van Mullem PJ. Ultrastructural study of epithelial cell attachment to implant material. *J Dental Res* 1985; 64: 891 - 896.
- Gould TR, Westbury I, Brunette DM. Ultrastructural study of the attachment of human gingiva to titanium in vivo. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 418 - 420.
- McKinney RV Jr, Steflick DE, Koth DL. The epithelium dental implant interface. *J Oral Implant* 1988; 13: 622 - 641.
- Misch CE. *Implantología Contemporánea*. España: Editorial Mosby, 1995:369.

- Abrahamsson I, Berglundh T, Wennstrom J & Lindhe J. The periimplant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implant Res* 1996; 7: 211 - 218
- Hansson HA, Albrektsson T, Branemark PI. Ultrastructural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 108- 113.
- Romanos G, Schroter-Kermani C, Weingart D, Strub J. Healthy human periodontal versus peri-implant gingival tissues: An immunohistochemical differentiation of the extracellular matrix. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 750 - 758.
- Buser D, Weber HP, Donath K, Fiorelli JP, Paquette DW, Williams RC. Soft tissue reactions to non submerged unloaded titanium implants in beagle dog. *J Periodontol* 1992; 63: 225- 236.
- Berglundh T, Lindhe J, Jonsson K, Ericsson I. The topography of the vascular system in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *J Clin Periodontol* 1994; 21: 189- 193.
- Cochran DL, Hermann JS, Schenck RK, Higginbottom FL, Buser D. Biological width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997; 68: 186 - 198.
- Seymour GJ, Gemmel E, Lenz LJ, Henry P, Bower R, Yamazaki k. Immunological infiltrates associated with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 191- 197.
- Liljenberg B, Gualini F, Berglundh T, Tonetti M, Lindhe J. Some characteristics of the ridge mucosa before and after implant installation. *J Clin Periodontol* 1996; 23: 1008- 1013.
- Liljenberg B, Gualini F, Berglundh T, Tonetti M, Lindhe J. Composition of plaque associated lesions in the gingiva and the peri-implant mucosa in partially edentulous subjects. *J Clin Periodontol* 1997; 24: 119- 123.
- Tonetti MS, Imboden M, Gerber L, Lang NP. Compartmentalization of inflammatory cell phenotypes in normal gingiva and peri-implant keratinized mucosa. *J Clin Periodontol* 1995; 22: 735 - 742.
- Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 1998; 25: 721- 727.
- Lindhe J, Karring T, Lang N. *Clinical Periodontology & Implant Dentistry - Implant Concepts*. 3rd Ed. Copenhagen: Munksgaard, 1998:863.
- Ericsson I, Lindhe J. Probing depth at implants and teeth. *J Clin Periodontol* 1993; 20: 623- 627.
- Lang NP, Wetzel AC, Stich H, Cafesse RG. Histologic probe penetration in healthy and inflamed periimplant tissues. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5: 191 - 201.
- Freed HK; Gapper RL, Kalkwarf. Evaluation of periodontal probing forces. *J Periodontol* 1983; 54: 488- 492.
- Mombelli A, Lang NP. Clinical parameters for the evaluation of dental implants. *Periodontol* 2000, 1994;4: 81- 86
- Wennstrom JL, Bengazi N, Lekholm U. The influence of the masticatory mucosa on the peri-implant soft tissue condition. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5: 1 - 8.
- Herrera David, Figuero Elena, Shapira Lior, Jin Lujan, Sanz Mariano. La nueva clasificación de las enfermedades periodontales y peri-implantarias. *Periodoncia clínica. Diagnóstico y tratamiento periodontal. Revista científica de la Sociedad Española de periodoncia. Época 1, año IV, nº 11. 2018.*

# CAPÍTULO 6

## Mucositis y perimplantitis

*Gastón Borrillo*

### Introducción

La mucosa adherida alrededor de los implantes dentales otorga la estabilidad a largo plazo de los tejidos periimplantarios. Los defectos en la mucosa adherida perimplantaria pueden conducir a una mayor deposición de placa y en consecuencia inflamación de la mucosa (mucositis), aumentando significativamente el riesgo de pérdida de hueso alveolar perimplantario (perimplantitis), aumento de recesiones de tejidos blandos y pérdida del nivel de inserción clínica, dejando expuesta la superficie tratada del implante y su consecuente pérdida de fijación condenándolo al fracaso por estas complicaciones.

Las enfermedades perimplantarias son iniciadas casi en su mayoría por la respuesta del huésped ante una agresión de tipo bacteriana. Comprenden dos fenotipos clínicos, mucositis que se define como lesión localizada sin pérdida ósea alrededor de un implante oseointegrado limita a los tejidos blandos perimplantarios y perimplantitis: lesión localizada que incluye pérdida ósea alrededor de un implante oseointegrado afectando al hueso de soporte.

De acuerdo a la literatura las definiciones entre ambas patologías varían considerablemente. Esto se basa en parámetros clínicos que determinan la inflamación de la mucosa perimplantaria (por. ej., enrojecimiento, sangrado al sondaje, supuración) o la pérdida de los tejidos de soporte (por. ej., aumento en la profundidad al sondaje, pérdida progresiva de hueso que se evidencia radiográficamente, entre otros).

### Parámetros clínicos de diagnóstico

#### Monitorización sistemática y continua de los tejidos perimplantarios para el diagnóstico precoz de la enfermedad perimplantaria

Los parámetros que se pueden usar para evaluar la presencia y la gravedad de la enfermedad incluyen la evaluación de la acumulación de placa, el examen de las condiciones de la mucosa, la profundidad de sondaje (PD) perimplantaria, el ancho de la mucosa queratinizada perimplantaria, el análisis del fluido del surco perimplantario, seguimiento de la supuración y evaluación de aspectos de la interfaz hueso-implante, como la movilidad del implante, la interpretación radiográfica y, tal vez, el análisis de la frecuencia de resonancia.

## **Evaluación de la placa**

Al igual que las superficies de los dientes, las superficies de los implantes están sujetas a la formación de biopelículas. Por lo tanto, se debe instruir y motivar a los pacientes para que realicen regularmente un autocontrol de placa alrededor de los dientes y los implantes. Para evaluar el nivel de higiene oral durante el cuidado de mantenimiento, los depósitos de placa pueden visualizarse con soluciones de tinción o y, si está indicado, se puede volver a instruir al paciente en el uso correcto de los dispositivos de limpieza.

## **Condiciones de la mucosa**

Como resultado de la formación de biopelículas, se desarrolla una respuesta inflamatoria del huésped en el compartimento de tejido blando perimplantario. Aunque se ha utilizado una modificación del índice gingival para evaluar la salud de la mucosa perimplantaria o la inflamación marginal (es decir, mucositis perimplantaria), el parámetro de sangrado al sondaje (BOP) puede ser el preferido para la documentación clínica longitudinal. La ausencia de BOP puede representar un estado estable del tejido blando perimplantario, similar a la forma en que la ausencia de BOP indica salud periodontal. Por lo tanto, se puede recomendar el registro periódico de este parámetro junto con una fuerza de sondeo ligera (es decir, de 0,2 a 0,25 N) para monitorear las condiciones del tejido blando perimplantario.

## **Profundidad de sondaje perimplantaria**

Como resultado de la inflamación, el surco perimplantario puede convertirse en una bolsa. Por lo tanto, el sondaje perimplantario debe realizarse con una fuerza ligera (es decir, de 0,2 a 0,25 N) para evitar traumatismos en los tejidos. Debe verse como un parámetro de diagnóstico importante y confiable en el monitoreo longitudinal de las condiciones del tejido blando perimplantario. No deben producirse efectos adversos en la integridad del sellado del tejido blando perimplantario debido al sondaje repetido. Las profundidades de sondaje para los implantes colocados de forma convencional generalmente oscilan entre 2 y 4 mm en condiciones saludables. En sitios de prioridad estética, donde el hombro del implante se ha colocado intencionalmente en la submucosa, o donde los tejidos de la mucosa son gruesos, pueden presentarse profundidades de sondajes basales mayores. Los aumentos en la profundidad de sondaje por encima de estos valores de referencia deben verse como un signo de enfermedad perimplantaria.

## Ancho de la mucosa queratinizada perimplantaria

No se puede hacer una recomendación definitiva cuantitativa sobre la necesidad de mucosa queratinizada alrededor de los implantes en humanos, se recomienda su conservación favoreciendo a la mucosa adherida perimplantaria.

## Supuración

La supuración se encuentra asociada con perimplantitis en informes de casos. Sin embargo, falta sensibilidad y especificidad de la supuración como marcador para la detección de perimplantitis inicial o su progresión.

## Etiología y factores de riesgo

La microbiota en la cavidad oral previa a la colocación de los implantes determinará la composición de la misma que luego se formará en ellos. Observamos que la microbiología presente en la patología perimplantaria y en la patología periodontal es similar, compuesta por bacterias anaerobias, gram negativas con alto porcentaje de bacilos móviles, fusiformes y espiroquetas (*Prevotella intermedia*, *Porphyromonas gingivalis*, *Fusobacterium nucleatum*, *Capnocytophaga*, entre otros).

El estrés biomecánico asociado a las fuerzas de la masticación (sobrecarga oclusal) dan lugar a la pérdida de hueso perimplantario, el mismo puede ser tanto axial como lateral respecto al eje de la prótesis-implante. Las fuerzas transversales son las más perjudiciales para la interfase hueso-implante y pueden dar lugar a las fracturas de sus componentes y a la reabsorción ósea perimplantaria. El papel de la sobrecarga mecánica en el origen de la perimplantitis es mayor cuando el implante está colocado en una posición incorrecta, si existen parafunciones o si el número total de implantes no es el adecuado en la distribución de fuerzas masticatorias.

La perimplantitis es una película biológica asociada a una patología caracterizada por inflamación de los tejidos blandos que rodean al implante, en combinación con una pérdida progresiva del hueso marginal (Schwarz et al., 2018). Ésta enfermedad es un proceso inflamatorio que provoca la degradación tanto del tejido blando como del tejido duro según su avance.

Las enfermedades perimplantarias son la complicación biológica más frecuente de los implantes en la práctica clínica. Se ha comprobado que determinadas patologías sistémicas, así como los hábitos nocivos, tienen un impacto negativo en la salud y la estabilidad del tejido perimplantario. Además, se han identificado varios factores de predisposición asociados al desarrollo de perimplantitis, como la falta de mucosa queratinizada, la presencia de cemento residual o una superficie implantaria microrrugosa expuesta a la cavidad oral o el surco perimplantario.

Entonces las enfermedades perimplantarias son causadas por las infecciones bacterianas, las cuales generan inflamación de los tejidos blandos circundantes al implante afectándolos y de esta manera poniendo en riesgo la cicatrización postquirúrgica o bien a los distintos tipos de implantes oseointegrados.



En los últimos años hubo un crecimiento exponencial de los estudios que abordan el tema de las mucositis perimplantarias y la perimplantitis.

Se han investigado distintos tipos de tratamientos quirúrgicos y no quirúrgicos para conseguir la descontaminación de la superficie implantaria, los tejidos blandos y la resolución de la inflamación. Se ha comprobado que los abordajes no quirúrgicos para el tratamiento de las enfermedades perimplantarias son efectivos en la reducción de los signos clínicos de la inflamación (sangrado al sondaje).

En los implantes con diagnóstico de perimplantitis, a menudo se observan clínicamente los signos de: enrojecimiento, hinchazón, supuración y profundidades de sondaje de la bolsa (PSB)  $\geq 6$  mm (Berglundh et al., 2018, Schwarz et al., 2018).

Las afecciones perimplantarias son patologías habituales con una prevalencia estimada basada en el paciente del 43% (IC: 32-54%) para la mucositis perimplantaria y del 22% (IC:14-30%) para la periimplantitis (Derks y Tomasi, 2015). Aunque la mucositis perimplantaria no siempre avanza a perimplantitis, se considera que es precursora de dicha afección, por lo que es necesario tratar la mucositis perimplantaria para prevenir la perimplantitis (Salvi y Zitzmann, 2014). Si no se trata, la perimplantitis puede llevar a la pérdida del implante. Por ello, es esencial controlar periódicamente la situación de los tejidos perimplantarios mediante el sondaje, así como tratar la mucositis perimplantaria y la perimplantitis inicial recurriendo a un tratamiento no quirúrgico.

<b>MUCOSITIS</b>	<b>PERIMPLANTITIS</b>
Presencia de placa bacteriana y cálculo.	Presencia de placa bacteriana y cálculo.
Edema, enrojecimiento e hiperplasia de la mucosa.	Edema y enrojecimiento de los tejidos marginales
Sangrado.	Hiperplasia mucosa en zonas donde no hay demasiada encía queratinizada.
Exudado o supurado	Aumento de la profundidad del sondaje, estando el nivel de detección de la zona más apical.
Ausencia radiológica de reabsorción ósea.	Sangrado y ligera supuración después del sondaje y/o palpación.
—	Destrucción ósea vertical en relación con la bolsa periimplantaria. Presencia radiológica de reabsorción ósea.
El implante no presenta movilidad.	Movilidad del implante.

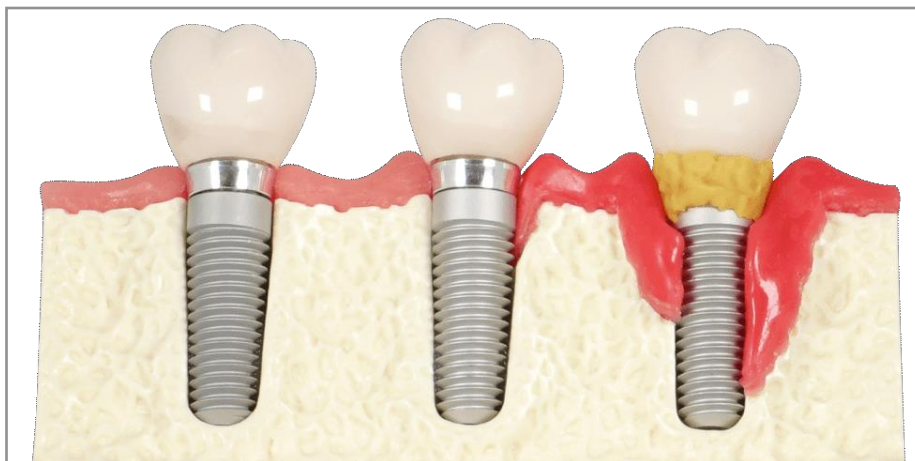
**Fig. 1.** Cuadro comparativo entre mucositis y periimplantitis.

Para que el tratamiento de la mucositis perimplantaria se defina como satisfactorio se requiere de la resolución de la inflamación o la ausencia de sangrado al sondeo, mientras que el éxito del tratamiento de la perimplantitis se logra definir como una profundidad de bolsa <5mm con ausencia de sangrado, supuración y pérdida ósea adicional.

El tratamiento no quirúrgico siempre debe constituir el primer paso del tratamiento incluyendo el control óptimo de la película biológica realizado por el paciente (Salvi y Ramseier, 2015) y un desbridamiento mecánico profesional (Schwarz et al., 2015).

Los tipos de tratamiento no quirúrgico pueden dividirse según el método de remoción de la película biológica como, por ejemplo, el desbridamiento mecánico con instrumentos manuales o eléctricos, la radiación con láser, la terapia fotodinámica antimicrobiana, la administración de agentes antisépticos y antimicrobianos, el uso de probióticos o las combinaciones de los mismos. Los materiales, las características superficiales y la morfología de los implantes pueden tener influencia en la formación del biofilm.

La perimplantitis es una complicación relacionada al tratamiento protésico sobre implante, la cual se encuentra asociada a una patogénesis mediada por una película biológica. Varios estudios han mostrado que la progresión de la mucositis perimplantaria a la perimplantitis puede controlarse eficazmente con un tratamiento implantológico de apoyo. Sin embargo, se presta poca atención al impacto de las prótesis implantosoportadas en la evaluación de los tejidos perimplantarios, al control de la película biológica en la higiene oral y la profilaxis profesional, así como a la influencia del cemento u otros materiales restauradores en la inflamación perimplantaria. Se vuelve de suma importancia considerar a los factores protésicos, los factores anatómicos del pilar y los factores del cemento para una correcta evaluación, control y prevención de la perimplantitis.



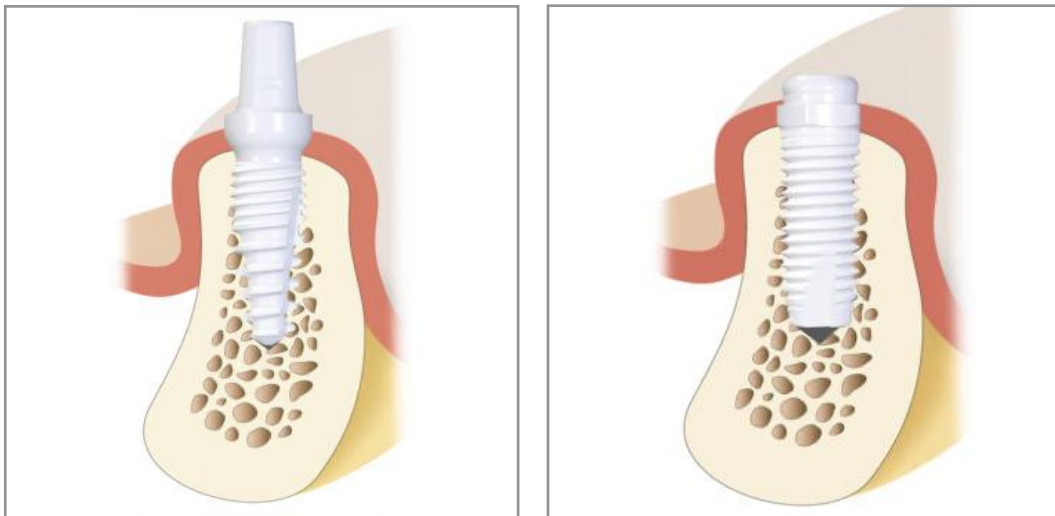
**Fig. 2.** La imagen muestra un implante en salud, uno con mucositis y uno con periimplantitis.

## Características clínicas en implantes dentales de poliéter éter cetona (Peek)

Poliéter éter cetona: es un material ampliamente extendido en el mundo industrial que, poco a poco, se ha ido introduciendo en el mundo de la biomedicina. Fue patentado en 1981 como material de implantación y aceptado en 1990 por la Food and Drug Administration (FDA).

### Principales ventajas

1. Alta dureza y resistencia, comparable con el acero inoxidable, también es resistente al agrietamiento por tensión, estrés y fricción.
2. De bajo peso (liviano) para estructuras de implantes múltiples.
3. Biocompatible.
4. Aceptación estética ya que tiene un color semejante al diente natural.
5. Hipoalergénico, no contiene metales ni produce corrosión.
6. No permite la adherencia del biofilm.
7. Compatible con diversos materiales restauradores.



*Fig. 3. La imagen muestra un implante de Peek y su relación ósea.*

Por lo tanto, la pérdida ósea perimplantaria es una etiología multifactorial y tanto la infección bacteriana como la sobrecarga oclusal, son causas etiológicas, aunque no existan evidencias de cuál de las dos es la que inicia el proceso.

Existen múltiples factores de riesgo a tener en cuenta ya que pueden desencadenar en la pérdida del implante, tales como: Tabaquismo, calidad ósea, factores sistémicos, higiene oral, estado periodontal y tejidos blandos, riesgos ocasionados por trauma quirúrgico, contaminación bacteriana durante la colocación, mala distribución de las fuerzas que generen sobrecarga, tipos de superficie del implante, inestabilidad.

## Conclusión

Científicamente se comprueba que la eliminación mecánica de la película biológica disbiótica es fundamental para la prevención y el control de la perimplantitis.

Por tanto deben extremarse los cuidados sobre los factores protésicos que posibilitan o favorecen la formación de la película biológica, o impiden su eliminación mecánica, ya que pueden contribuir a la progresión de la mucositis perimplantaria a la perimplantitis.

Tanto la planificación quirúrgica como la ejecución restauradora del tratamiento deben centrarse en reducir el riesgo de perimplantitis, ya que los factores protésicos influyen en el deterioro de la salud del tejido perimplantario, como una superficie implantaria microrrugosa o sumergidos a una profundidad inalcanzable en la rutina de higiene resultan de errores en las decisiones sobre el plan de tratamiento al colocar los implantes.

Es de importancia destacar la evolución continuada, la comunicación con el paciente y las intervenciones para minimizar y gestionar el riesgo.

Las enfermedades que se describen en este trabajo y su relación con el Peek tendrían similares características clínicas y radiográficas que las que se desarrollan sobre otro tipo de implantes dentales.

## Bibliografía

- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20: 1-25
- Rasperini G, Maglione M, Cocconcelli P, Simion M. In vivo early plaque formation on pure titanium and ceramic abutment: a comparative microbiological and sem analysis. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9:357-64
- Denry I, Kelly JR. State of art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24:299-307
- Parrilla Garcia. *Gaceta dental*. 2008
- Hirvonen A, Nowak R & Yamamoto Y. 2006. Fabrication, structure, mechanical and thermal properties of zirconia- based ceramic nanocomposites. *Journal of the European Ceramic Society*, vol. 26, N° 8, may, pp. 1497-1505, ISSN 09552219
- Piconi C, Rimondini L, Cerroni L. El desarrollo de las biocerámicas estructurales. *Zirconio en Odontología*. Edit AMOLCA- Venezuela; 2011; cap. 1 pp. 6-8
- Zhang YS, Hu LT, Chen M, Liu WM. Fabrication of complex-shaped Y-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Nanocomposites. *Journal of Material Processing Technology*, vol. 2009, N° 3, feb 2009; pp. 1533- 37, ISSN 09240136
- Berglundh, T., Persson, L., Klinge, B. (2002). A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 29: Suppl 3, 197-212
- Binon PP, Weir DJ, Marshall SJ. (1992) Surface analysis of an original Branemark implant and three related clones. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7: 168-175.

- Pjetursson, B. E., Helbling, C., Weber, H. P. Matuliene, G., Salvi, G. E., Bragger, U., ... Lang, N.P.(2012) Peri-implantitis susceptibility as it relates to periodontal therapy and supportive care. *Clinical Oral Implants Research* 23: 888-894.
- Abrahamsson, K. H., Wennstrom, J. L., Berglundh, T. & Abrahamsson, I. (2017) Altered expectations on dental implant therapy; views o patients referred for treatment of peri-implantitis. *Clinical Oral Implants Research*28: 437-442.
- Berglundh, T., Armitage, G., Araujo, M. G., Avila-Ortiz, G., Blanco, J., Camargo, P. M., ... Zitzmann, N. (2018) Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *Journal of Periodontology*89 Suppl1: S313-5318.
- Costa, F. O., Takenaka-Martinez, S., Cota, L. O. O., Ferreira, S. D., Silva, G. L. & Costa, J. E. E. (2012) Peri-implant disease in subjects with and without preventive maintenance: a 5-year follow-up. *Journal of Clinical Periodontology* 39: 173-181.
- Kordbacheh Changi, K., Finkelstein, J. & Papapanou, P. N. (2019) Peri-implantitis prevalence, incidence rate, and risk factors: A study of electronic health records at a U.S dental school. *Clinical Oral Implants Research* 30: 306-314.
- Diagnostic Parameters for Monitoring Peri-implant Conditions Giovanni E. Salvi, Dr Med Dent1/Niklaus P. Lang, Prof Dr Med Dent, Dr hc, FRCPS, PhD, MS2. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. Vol. 19. Supplement, 2004.
- Antimicrobial Treatment of Peri-implant Diseases Lisa J. A. Heitz-Mayfield, BDS, MDSc, Odont Dr1/Niklaus P. Lang, DDS, MS, PhD2. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. Vol. 19. Supplement, 2004.
- Surgical Treatment of Peri-implantitis Søren Schou, DDS, Dr Odont, PhD1/Tord Berglundh, DDS, Odont Dr2/Niklaus P. Lang, DDS, MS, PhD3. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. Vol. 19. Supplement, 2004.
- Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Complicaciones biológicas con implantes dentales: su prevención, diagnóstico y tratamiento. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11 (suppl 1):146–155.
- Klinge B, Gustafsson A, Berglundh T. Una revisión sistemática del efecto de la terapia antiinfectiosa en el tratamiento de la periimplantitis. *J Clin Periodontol* 2002; 29 (suplemento 3): 213–225.

# CAPÍTULO 7

## Microbiología periimplantaria

*Ezequiel Escudero Giacchella, Bárbara Lazo  
y Ore Zuasnabar Melany*

### Introducción

La colocación de uno o más implantes dentales, como respuesta a la pérdida de una estructura dentaria, requiere del conocimiento biológico de los tejidos blandos periimplantarios; en lo que se refiere a:

- Presencia, ausencia y posición de la mucosa insertada.
- Volumen y contorno vestibular.
- Nivel y configuración del margen gingival.
- Tamaño, forma y posición de la papila interdentalia.

El éxito a largo plazo dependerá de la conservación de las características morfológicas de los tejidos blandos periimplantarios, en relación a la forma, color, contorno y consistencia en condiciones de salud<sup>1</sup>.



*Imagen 1. En la fotografía se observa una paciente con salud periimplantaria.*

La microbiota de la cavidad oral antes de la colocación de un implante va a determinar la composición de la nueva microbiota que se va a formar alrededor de los mismos.

La placa bacteriana desempeña un papel importante en la salud y la enfermedad en torno a los implantes dentales. Al igual que los dientes naturales, la formación de la placa deriva de un proceso de colonización y sucesión microbiana, y muchas de las bacterias que se han asociado con complicaciones periimplantarias tienen un origen endógeno y se encuentran también en las periodontitis. Sólo algunos microorganismos asociados con implantes fracasados se han reconocido como de origen exógeno.

Existen varios factores que se consideran responsables del éxito a largo plazo de los implantes osteointegrados; entre ellos, la presencia de un tejido gingival periimplantario saludable. En este sentido, los factores microbiológicos poseen un papel importante en el desarrollo y progresión de las condiciones patológicas en los tejidos de soporte y de protección de los implantes, al influir directamente sobre los tejidos gingivales alrededor de ellos, a pesar de que, existe todavía cierta controversia al respecto<sup>2</sup>.

Por lo antes mencionado es de gran importancia conocer que microorganismos se relacionan con la salud periimplantaria para posteriormente poder evaluar cualquier alteración.

## Microbiota asociada a salud periimplantaria

**Colonizadores primarios a la superficie del implante:** *Streptococcus oralis*, *mitis* y *sanguinis*.

**Colonizadores secundarios:** cocos y bacilos gram positivos anaerobios facultativos (predominan miembros de los grupos 4, 5 y 6).



Cuadro 1. Complejos microbianos relacionados a salud periimplantaria.

## Mucositis y periimplantitis

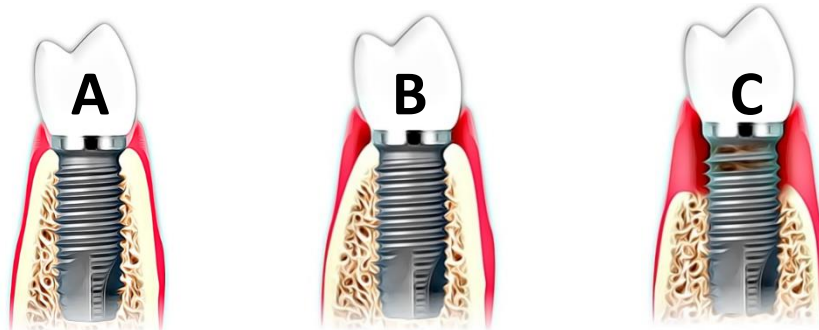
La **mucositis** es un proceso inflamatorio reversible de los tejidos blandos que rodean al implante en funcionamiento. La presencia continua de biofilm sobre los implantes, induce a una reacción inflamatoria que si no es tratada correctamente puede evolucionar a periimplantitis.

Se manifiesta de forma similar a la gingivitis e incluye síntomas y signos clásicos de inflamación, tumefacción y enrojecimiento. El sangrado durante el sondaje es un buen indicador de mucositis periimplantaria.

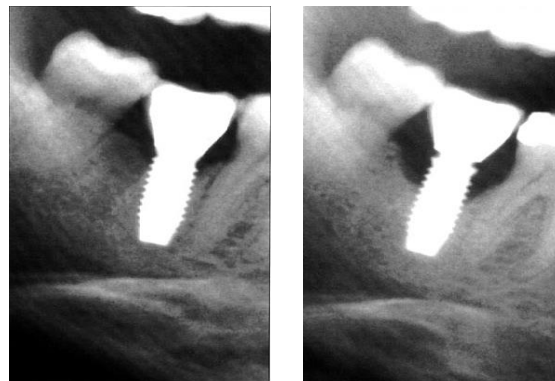
La **periimplantitis** es el avance de la mucositis, donde continúa el proceso inflamatorio, pero se evidencia pérdida del hueso de soporte.

### Factores de riesgo

- a- Higiene deficiente y modificación del microbiota oral.
- b- Tabaquismo, alcoholismo, consumo de drogas.
- c- Paciente con predisposición a enfermedad periodontal.
- d- Enfermedades sistémicas.
- e- Genética.
- f- Contaminación previa del lecho del implante.
- g- Superficie del implante.
- h- Sobrecarga oclusal.



*Imagen 2- A: Salud periimplantaria, B: Mucositis, C: Periimplantitis.*



*Imagen 3. La radiografía muestra: A- un implante con mucositis y B- un implante con periimplantitis.*



### **Microbiota asociada a mucositis**

Streptococcus sanguinis  
Actinomyces odontolyticus  
Actinomyces naeslundii  
Fusobacterium nucleatum  
Prevotella intermedia  
Capnocytophaga  
Veillonella

A medida que la encía periimplantaria se inflama, los cocos G+ facultativos anaerobios disminuyen y aumentan los bacilos y las treponemas.

### **Microbiota asociada a periimplantitis**

Parvimonas micra.  
Fusobacterium nucleatum.  
Prevotella intermedia.  
Prevotella melaninogénica.  
Tanerella forsythia.  
Aggregatibacter actinomycetemcomitans.  
Capnocytophaga.  
Campylobacter rectus.  
Porphyromonas gingivalis.  
Treponema denticola.

Se han encontrado otras especies microbianas asociadas a periimplantitis, pero en menor proporción:

Klebsiella pneumoniae  
Escherichia coli  
Pseudomonas aeruginosa  
Staphylococcus aureus  
Candida albicans

Los microorganismos antes mencionados pueden ser identificados mediante diferentes métodos: campo oscuro, PCR, técnica de aglutinación al látex, cultivos, entre otros.

## Toma de muestra periimplantaria

### Materiales necesarios

- Tubo Eppendorf
- Medios de transporte
- Conos de papel estéril
- Rollos de algodón
- Cureta de periodoncia



*Imagen 4: A- Tubo Eppendorf, B- Conos de papel, C- Rollos de algodón, D- Curetas de periodoncia.*

### Metodología

Aislamiento relativo de la zona:

Definimos “aislación” al procedimiento que se utiliza en odontología para separar a los tejidos y al fluido oral de una zona a tratar. Existen dos tipos de métodos de aislación, uno que es absoluto y otro relativo.

En la aislación absoluta se coloca en la cavidad oral un elemento llamado goma dique cuya función es separar una o un grupo de piezas dentarias del resto de la cavidad oral con distintos fines.

Por el contrario, en la aislación relativa se busca aislar de manera parcial una zona de la boca tratando de evitar la contaminación con la saliva.

Para llevar a cabo esta aislación, necesitaremos rollos de algodón y suctor. Los rollos de algodón se ubican estratégicamente en la salida de los conductos salivales mayores evitando de esta manera que la saliva se mezcle con todas las superficies orales. Se coloca un rollo en la salida del conducto de Stenon y otros dos en la salida del conducto de Wharton y Santorini pudiendo también completar la acción colocando en el surco vestibular inferior. La localización de los rollos de algodón será determinada por la zona que se desea abordar.

### ¿Por qué elegimos la aislación relativa?

Porque la muestra será tomada del surco periimplantario y la goma dique nos entorpecería este proceso ya que aísla la totalidad de los tejidos blandos.



*Imagen 5. Aislación relativa con rollo de algodón.*

Retiro de la biopelícula de ubicación supragingival:

Definimos a la biopelícula como una comunidad microbiana, sésil, caracterizada por células que están adheridas irreversiblemente a un sustrato o interface, o unas con otras, las cuales están encerradas en una matriz de sustancias poliméricas extracelulares que ellas han producido y exhiben un fenotipo alterado en relación con la tasa de crecimiento y transcripción génica”<sup>3</sup>.

Este procedimiento se llevará a cabo de manera cuidadosa y con instrumental específico, las curetas de periodoncia. Dicho instrumental posee filo y está estandarizado con curvaturas diferentes según la ubicación de las piezas dentarias en la boca.

Se procede al retiro de la biopelícula que se encuentra por encima del margen gingival con el filo de la cureta, asegurándonos de esta manera no contaminar la muestra en la que estamos interesados que es la que se encuentra por debajo del margen gingival.



*Imagen 6. Retiro de placa supragingival con cureta.*

Toma de muestras propiamente dicha:

El elemento elegido para este paso son las puntas de papel de estéril. Estas puntas utilizadas en endodoncia están esterilizadas y vienen estandarizadas por número de acuerdo a su grosor. Su material y su confección van a permitir la absorción de la muestra y a su vez la resistencia para facilitar el proceso de introducción al surco periimplantario.

Se colocan tres puntas de papel número 40 o 50 en el surco gingival, introduciéndolo aproximadamente de 2mm, se ubican estratégicamente en triada para poder tomar muestras de la misma zona en distintas áreas, deben permanecer no menos de 20 segundos.



Imagen 7. Toma de muestra con cono de papel.

Colocación de la muestra en un medio de transporte.

Un medio de cultivo es un sustrato o solución de nutrientes en los que crece y se multiplican los microorganismos en el laboratorio, con el objeto de aislar diferentes especies bacterianas, con el fin de identificarlas y realizar estudios complementarios.

Dentro de los medios de cultivo según su utilidad encontramos a los **medios de transporte**.

Los medios de transporte son medios de cultivo que se utilizan para la vehiculización de una muestra desde que es tomada hasta que llega al laboratorio. En él, el microorganismo que se busca aislar no puede permanecer por tiempo indeterminado, sino que solo es un paso intermedio hasta llegar a su medio de cultivo definitivo. El medio de transporte le otorga a la muestra la posibilidad de mantenerse viable por 24 hs.

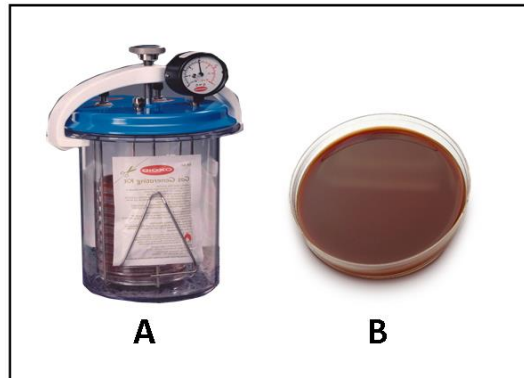
El medio de transporte debe estar en un recipiente de laboratorio adecuado que mantenga la muestra segura, en este caso elegiremos un tubo Eppendorf, por su tamaño pequeño nos permite introducir la punta de papel sin problemas y tiene una tapa que nos da seguridad antivuelco. De no contar con este tipo de tubo puede optarse por otro.

Los medios de transporte elegidos para conservar la muestra pueden ser Stuart, Carey Blair, o BMG, pero de elección se prefiere utilizar el medio RTF (Reduce Transport Fluid)



Imagen 8. A- Medio de transporte Cary Blair a granel, B- Medio de transporte Stuart en tubo dosificado.

Una vez enviada la muestra al laboratorio, se cultiva en anaerobiosis en una placa de Petri con agar chocolate (medio enriquecido) durante 24 /48 hs.



*Imagen 9. A- Jarra de anaerobiosis B- Placa de petri con agar chocolate.*

#### **¿Qué se hace una vez cultivado?**

Se identifica el microorganismo por las técnicas mencionadas en el punto (3.3.a) y puede realizarse un antibiograma.



*Imagen 10. A- Ejemplo de placa con antibiograma.*

## **Biofilm asociado a implantes de poliéter éter cetona (PEEK)**

El biofilm oral es uno de los factores más importantes en la patogénesis de las enfermedades periimplantarias (mucositis o periimplantitis). En la actualidad se sabe muy poco sobre el comportamiento bacteriano en relación con los implantes dentales de Peek (poliéter éter cetona) y mucho menos si estos son confeccionados a través del fresado o de la impresión 3D. El material de construcción es muy importante. Esto se observó durante la realización

del Proyecto de investigación (FOLP-UNLP)<sup>5</sup> realizado desde el año 2017 hasta el 2022, donde se infiere que los microorganismos, se adhieren más a los implantes impresos en comparación con los implantes fresados. Esta causa puede relacionarse con la porosidad superficial de los implantes de Peek impresos.

El requisito fundamental para que exista la formación de un biofilm es la adhesión a una superficie sólida siendo ésta el primer paso en su desarrollo. Por ello, la aptitud de unirse y mantenerse retenido en una superficie es una característica clave en la supervivencia de la mayoría de los microorganismos procariotas.

Una vez las bacterias se encuentran adheridas a una superficie sólida (implantes de Peek), ocurre su multiplicación (agregación) y la coagregación con otras especies bacterianas dando lugar a microcolonias.

Los implantes de Peek pueden obtenerse por diferentes métodos: Impresión 3D, donde el filamento de PEEK pasa por una boquilla que se encuentra por encima de su temperatura fusión y puede desplazarse según los ejes de coordenadas, para depositar el material sobre una plataforma que también se encuentra en movimiento y sistema de fresado o torneado donde el sistema trabaja con instrucciones específicas sobre ejes de coordenadas denominados X y Z.

Para evaluar la adhesión y la proliferación del biofilm se utilizan cepas estándar que se cultivan individualmente en agar sangre en condiciones de anaerobiosis. Cuando las cepas desarrollan se combinan y se colocan sobre placas de Petri con BHI (Brain Heart Infusion) y sobre ésta cada modelo de implante. Las placas se incuban durante 12, 24, 48, 72, 96 o 120 horas en iguales condiciones de oxígeno.

CANTIDAD DE HORAS	EXPERIENCIA/EVIDENCIA
12 horas	Colonizan las primeras bacterias que se extienden por toda la superficie del implante de Peek.
24 horas	Las bacterias dejan de disponerse individualmente y comienzan a agruparse en microcolonias.
48 horas	El biofilm adquiere una estructura más compleja
72 horas	Aumenta la cantidad de bacterias.
96 horas	La cantidad de bacterias nuevas es igual a la cantidad de bacterias muertas.
120horas	Disminuye el volumen del biofilm

*Imagen 11. Estudio del biofilm en relación a las horas de incubación.*

La superficie de implantes dentales de Peek afectan a la formación, estructura y disposición del biofilm bacteriano.

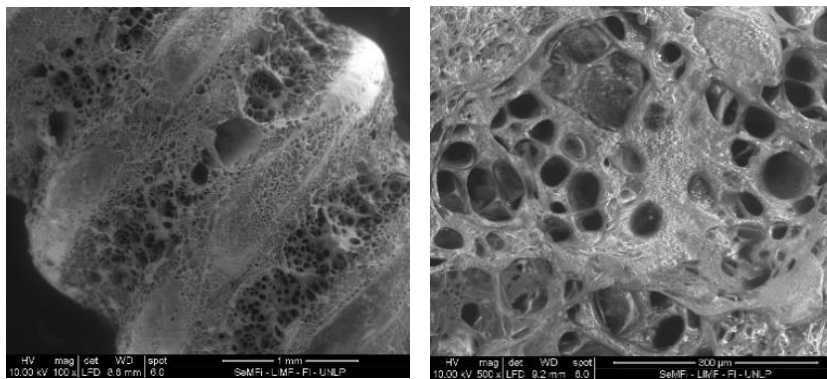
Los implantes dentales impresos y fresados sufren una colonización bacteriana en un corto periodo de tiempo pudiendo desarrollarse un biofilm maduro y bien estructurado.

Los biofilms multiespecie crecen en ambas superficies de implantes, rugosidad mínima (Fresado) y rugosidad moderada (Impreso), con diferencias estructurales o cualitativas significativas.

Los implantes de Peek impresos presentan mayor adhesión del biofilm en comparación con los fresados.



*Imagen 12. Implante Peek fresado.*



*Imagen 13. Estructura del implante Peek fresado al MEB (100x y 500x).*

## Bibliografía

- Xiomara Giménez. Revista Odontológica De Los Andes. SSN(E) 2244-8861, ISSN(P) 1856-3201 Vol.14, No.2, 2019.
- J.A. Shibli, R.A. Andrade Acevedo, E. Marcantonio. Aspectos Microbiológicos De La Periimplantitis. Periodoncia. Volumen 11 Número 1. 2001.
- Negróni Marta. Microbiología Estomatológica. 3° Edición. ISBN: 978-950-06-9557-2. Editorial Panamericana. 2018.
- Lazo Sergio, Butler Teresa y Col. Proyecto de investigación O120. FOLP-UNLP. Año 2017.

# CAPÍTULO 8

## Consideraciones farmacológicas e implantes dentarios

*Teresa Butler y Sergio Lazo*

Durante las diferentes décadas la Implantología Oral ha ido sufriendo grandes cambios, no solo en lo relacionado a la tecnología utilizada para la confección de implantes, sino también en la introducción de diferentes materiales para su elaboración. Entre ellos se pueden mencionar en primer lugar el titanio, que con el correr del tiempo fue siendo reemplazado por el zirconio, y en la actualidad, se está imponiendo el uso de otro biomaterial como es el polieteretercetona (PEEK).

Si bien en este momento existe una profilaxis con un amplio espectro antibiótico para el tratamiento de infecciones causadas por la presencia de implantes dentales, depende de cada criterio profesional, lesión inflamatoria o infecciosa, y tipo de paciente, para la prescripción de un tratamiento antibiótico en forma pos-implantaria. Ha sido probado científicamente que la resistencia bacteriana ante la acción de varios antibióticos, también dificultaría en ciertos casos, el tratamiento mencionado.

Existe evidencia científica sobre la profilaxis microbicida en tratamientos de implantes, con Amoxicilina 1 gr, prescribiendo 2 gramos antes del tratamiento, puede disminuir el riesgo de un fracaso temprano, pero no de un proceso infeccioso. Por ello, es importante ser cauto en el momento de prescribir un antibiótico, sin antes considerar las características del paciente, de la lesión y de la microbiota presente en la misma.

En general los implantes han sido muy aceptados por el ecosistema oral, sin embargo, no dejan de ser sustratos extraños en dicho espacio. Por ello, es importante considerar su relación con la microbiota oral, que tiene la particularidad de adherirse fácilmente a todas aquellas superficies que presentan características físicas o químicas favorables para tal fin.

### **Microbiota oral, mucositis y periimplantitis**

La presencia de biopelícula bacteriana patógena presente en la cavidad oral, podría peligrar el estado de salud de los tejidos dentarios y peri-implantarios. Si bien en capítulos anteriores ha sido tratada la formación del biofilm peri-implantario, se considera importante esbozar ciertas



generalidades relacionadas con su adhesión a los diferentes materiales de elaboración de implantes, y a la incidencia que la microbiota posee en la generación de dos lesiones post-implantarias; mucositis y peri-implantitis, para poder seleccionar muy bien el tratamiento farmacológico preventivo o terapéutico que debe adoptarse en cada momento.

En ocasiones, dichos gérmenes se encuentran adheridos sobre los diferentes materiales de confección de los implantes dentarios, y en algunos casos, predispone a ello la morfología de dichos dispositivos, tal como las rugosidades que presenta el material o las irregularidades que van delineando la forma atornillada en la zona radicular que se encuentra en contacto con los tejidos duros y blandos que rodean a las piezas dentarias.

Entre los procesos peri-implantarios más frecuentes se encuentran la mucositis, que consiste en una reacción de los tejidos mucosos que rodean al implante, que no evidencian pérdida de hueso. Pero si la misma avanza, pueden aparecer otras bacterias que causan una peri-implantitis, patología que compromete los tejidos duros o hueso alveolar, acompañada de una pérdida de soporte del hueso. Ciertos autores definen la mucositis como una reacción inflamatoria de la mucosa periimplantaria de tipo reversible. En cuanto a la perimplantitis se define como un proceso inflamatorio que afecta a los tejidos duros y blandos que rodean los implantes oseointegrado, y el avance de dicha lesión da como resultado final la pérdida de soporte óseo que rodea a dichos implantes. Ambas lesiones, se ven favorecidas por la formación de la biopelícula y de la acumulación de asociaciones bacterianas adheridas a los tejidos peri-implantarios. En estos casos, la flora habitual se va modificando con la aparición de bacterias del tipo Gram negativas anaerobias, como la *Prevotella intermedia*, *Porphyromonas gingivalis*, *Fusobacterium*, *Capnocytophaga* y *Aggregatibacter Actinomycetemcomitans*, profundizando las bolsas y agravando la enfermedad periimplantaria. Como lo define Segura, G; *“la acumulación de placa es un factor causante de mucositis y periimplantitis. Si no se elimina la causa, esta inflamación desencadena una pérdida del sellado mucoso alrededor del implante, permitiendo así, la proliferación de los patógenos apicales agravando así la inflamación y causando una pérdida ósea, que dará lugar a una periimplantitis”* Generalmente, cuando las diferentes especies bacterianas colonizan los tejidos periimplantarios, las primeras bacterias en aparecer son las del tipo estreptococos, y algunas pertenecientes al género de los Actinomyces, transformándose en poco tiempo en una colonia multimicrobiana

#### **Entre los factores que favorecen estas patologías se encuentran**

- a- El tabaco: la nicotina actúa como un vasoconstrictor de la microcirculación sanguínea, alterando de esta manera las células polimorfonucleares del sistema inmune. También provoca una pérdida de hueso alveolar.
- b- El alcohol: que puede acelerar el tiempo de la reabsorción ósea.
- c- La sobrecarga oclusal: cuando las fuerzas oclusales son excesivas, pueden causar una alteración en los tejidos blandos y duros que rodean a los implantes dentarios, ya que una sobrecarga puede aumentar la inflamación gingival y la profundidad de bolsa.

- d- La presencia de enfermedades sistémicas. Tales como la diabetes, neoplasias, problemas hormonales, etc.
- e- Factores genéticos
- f- Otros factores

Las características físico-químicas de los diferentes materiales que se utilizan para elaborar los implantes dentarios, permiten que se genere un nicho ecológico ideal para la colonización mixta, generando de esta forma una nueva biopelícula difícil de erradicar.

El “gap” formado entre el implante y el resto de los elementos protésicos, puede llegar a formar un espacio de entre 1-10 y 49  $\mu\text{m}$ , permitiendo la fácil ubicación de las especies bacterianas que se atraen entre ellas formando verdaderas simbiosis.

Un trabajo que se realizó sobre un modelo en ratas, demostró que en el 70 % de los casos luego de la colocación de los implantes, había desarrollado mucositis periimplantaria.

Otros autores indican que la formación del biofilm sobre estos materiales, depende de la hidrofobicidad e hidrofilia, como así también de la superficie rugosa de las zonas o ángulos libres de los materiales de elaboración de los implantes dentarios. Mientras que otros científicos como menciona de la Pinta, sugieren que es más crítica la presencia de hidrofilia del material que el nivel de rugosidad. En estudios realizados sobre rugosidad y formación de biopelícula en cultivos de 24 a 48 horas, de microbiota oral adheridos a los implantes de titanio, zirconio y PEEK, se demostró que los tres materiales tienen habilidad para la formación del biofilm, de acuerdo a la rugosidad registrada en ellos. En dicho análisis la prueba de Pearson ofreció los siguientes valores de adhesión:  $r=0,966$  para *S. mutans* y de  $0,977$  para *A. Actinomycetemcomitans*.

Se demostró que el PEEK induce menos que el titanio y el zirconio a la formación de la biopelícula. Sin embargo, se ha reportado que el PEEK afecta la diferenciación de los osteoblastos en tratamientos clínicos con implantes dentales.

La macrotopografía y la microtopografía de las superficies que se preparan para la colocación de los implantes dentarios, pueden en ciertos casos beneficiar la oseointegración de los mismos, sin embargo, no se excluye que puedan favorecer la adhesión bacteriana y dar origen a la biopelícula. Está demostrado que, a las 96 horas de incubación de cultivos sobre implantes de titanio, surgen bacterias vivas y muertas predominando las primeras, y entre ellas especies de *Aggregatebacter Actinomycetemcomitans* y de *Fusobacterium nucleatum*, favorecidos por la rugosidad del titanio.

Ciertos autores mencionan que los implantes están directamente asociados a la microbiota oral, y que las diferentes especies bacterianas provenientes de la enfermedad periodontal, pueden derivar en mucositis o peri-implantitis con facilidad. Entre las especies más identificadas se encuentran *P. gingivalis* y *F. nucleatum*, siendo este última hallado con frecuencia en la mucositis y peri-implantitis. Esto sucede sobre todo cuando los tejidos duros y blandos que circundan a los implantes dentarios, no se encuentran en estado de salud.

La flora bacteriana presente en una periodontitis es muy rica, ya que cada una de las especies se asocia con otra, mediante diferentes productos que van degradando o elaborando para atraerse, además de las condiciones de higiene del medio, y las fuerzas electrostáticas que se

generan. También existen varios componentes naturales como la proteína  $\alpha$  2 globulina que se encuentra en la sangre y es desprendida durante el sangrado, que enriquecen al medio ejerciendo de esta manera atracción sobre otras bacterias que se instalan en los tejidos. Es así que pueden radicarse productos citotóxicos que van destruyendo los tejidos que rodean los dispositivos dentales, como así también adherirse con cierta facilidad a ciertos materiales que se utilizan para la elaboración de los implantes dentales.

Existen algunas investigaciones que han discutido la formación y eliminación de la biopelícula oral de los implantes de políeter-etercetona (PEEK), e indican realizar más ensayos para demostrar la formación de biofilm sobre este material y su posible tratamiento farmacológico.

## **Tratamiento quimioterapéutico local y sistémico de mucositis y periimplantitis**

La primera manifestación inflamatoria que puede aparecer luego de la colocación de un implante dentario es la mucositis, lesión que ya se ha descrito como una reacción inflamatoria que afecta los tejidos blandos que rodean al implante (mucosa gingival). Para ello existe un protocolo fármaco-preventivo y/o fármaco-terapéutico para el tratamiento de ambas patologías. Las mismas podrían resolverse con fármacos de uso local o sistémicos como se describirán a continuación.

### **Tratamiento local**

La primera medida que deben adoptar los pacientes luego de un acto post-operatorio en la colocación de los implantes dentales, es una correcta higiene oral. Los espacios que contienen mayor cantidad de placa bacteriana son los interdentes. Por lo tanto, la misma se puede erradicar con un adecuado uso del cepillo dental, o bien utilizando cepillos interdentes que poseen cabezales con angulaciones adecuadas para barrer la biopelícula en dichos lugares. Luego del cepillado, es importante terminar la eliminación de la misma con un buen enjuague utilizando simplemente agua, o bien los irrigadores de agua, que consisten en sistemas a presión, los cuales disparan un chorro de agua pursátil a dichos espacios interdentes y zonas circundantes.

Otro tipo de enjuague dental indicado es la aplicación de algún medicamento de tipo local (buches) con clorhexidina al 0,12 % o bien al 0,2%, y el cloruro de cetilpiridinio al 0,05%. La primera, es una bisguanida que actúa mediante un principio activo, y puede presentarse bajo tres combinaciones químicas: digluconato, acetato e hidrocloreto, pudiendo expendirse en forma líquida (para realizar buches), en gel o spray. La forma más utilizada es el gluconato o digluconato de Clorhexidina al 0,2 % en forma de solución. Su mecanismo de acción está determinado por una base dicatiónica con un pH mayor de 3,5. Actúa uniéndose fuertemente a la membrana celular bacteriana, permitiendo el aumento de la permeabilidad que permite la filtración de los elementos intracelulares como el potasio, efectuando un efecto bacteriostático, y en altas concentraciones produce la precipitación del citoplasma bacteriano con la consecuente muerte celular. Sin embargo, ha sido demostrado que las formas farmacéuticas de gel o spray, no poseen

el mismo efecto antimicrobiano que la líquida, ya que la placa bacteriana no se reduce en cantidad, mientras que con la primera forma farmacéutica el efecto es mayor pudiendo llegar a causar la reducción de un 60 % de las bacterias. Se recomienda usar 10 ml del producto en una concentración del 0,2% o bien de 15 ml con una concentración de 0,12%, en forma de buches.

El cloruro de cetilpiridinio (CCP) es un compuesto de amonio cuaternario presente en algunos enjuagues bucales o en forma de aerosol para ser aplicado en la cavidad bucal, incluso, ha sido considerado como un medicamento de uso local en los casos de SARS- COV-2, donde se ha observado una marcada reducción de la carga viral a nivel salival en pacientes que padecían Covid 19. Se expende solo, o en aceites esenciales sin alcohol.

Ambos agentes antimicrobianos causan una reducción significativa en la viabilidad de las bacterias. De todas maneras, lo más aconsejable sería el tratamiento mecánico, mediante una técnica de raspaje y curetaje, utilizando los antimicrobianos como elementos coadyuvantes del tratamiento. Las recomendaciones a tener en cuenta para su uso, es que puede causar tinción de las piezas dentarias, alteraciones en el gusto, entre otros, cuando se lo aplica al 0,1%.

#### a-1-Aceites esenciales:

Los aceites esenciales son compuestos orgánicos que se extraen de diferentes vegetales y se los procesa con métodos específicos. En su composición química contienen eucalipto 0,092%, mentol 0,042 %, metil salicilato 0,060% y timol 0,064 %, que actúan como componentes activos. El grupo hidroxilo que tiene libre es el que genera acción sobre la respuesta inflamatoria.

Las sustancias mencionadas actúan rompiendo la pared celular de determinadas especies bacterianas inhibiendo la actividad enzimática. Otra forma de acción que poseen es inhibiendo las endotoxinas de las bacterias Gram negativas, lo que determina su acción antimicrobiana y antiinflamatoria sobre la biopelícula de la cavidad oral. La respuesta inflamatoria la llevan a cabo por la presencia de fenoles que inhiben la actividad de las prostaglandinas. Los fenoles se encuentran sobre todo en los compuestos aromáticos del mentol, timol y eucalipto. Dichas sustancias químicas esenciales fueron combinadas con la Clorhexidina (CHX), en la cual se debe diferenciar la acción de este fármaco de acción local que posee acción antiplaca, mientras que el aceite esencial (AE) ofrece una reacción antiinflamatoria directa, sin embargo, se ha demostrado que la CHX produce mayor reducción de la biopelícula oral que los AE. El uso prolongado de la CHX puede causar pigmentación en las piezas dentarias en tratamientos prolongados, por lo tanto, se aconseja el control e indicaciones precisas del profesional.

En tratamientos a largo plazo donde se utilizaron las combinaciones de los AE con el CHX se observó una reducción de la placa bacteriana en un 56,2%.

#### a.2-Otros fármacos de uso local

Se han aplicado otros fármacos de acción local en forma de geles, fibras de polímero y microcápsulas con determinados antibióticos como tetraciclinas, metronidazol, minociclina, utilizando métodos de liberación progresiva. Dichos quimioterápicos colaboran manteniendo el fluido crevicular libre de gérmenes o con escasa flora bacteriana, por un tiempo más prolongado. En

estudios realizados con fibras de tetraciclinas, comparado con tratamiento mecánico con curetas, se observó una marcada reducción de la flora subgingival, en el primer caso, manteniéndose escasamente reducida a los 12 meses. Mientras que otros pacientes tratados con Doxiciclina mejoraron la adhesión gingival. También indicaron muy buenos resultados los tratamientos locales que aplicaron las microesferas de Minocilina colocadas en el fondo de las bolsas periodontales, pudiendo permanecer hasta 14 días conservando la sustentividad del fármaco, las que posteriormente se reabsorben.

### **Tratamiento antimicrobiano sistémico**

Si bien la microbiota que da origen a una periimplantitis es de tipo heterogénea, ya que se presentan muchas variedades de bacterias patógenas y oportunistas, ciertos autores indican que, en casos de pacientes sanos, la prescripción antibiótica por vía sistémica no sería necesaria. El tipo de tratamiento antibiótico en Implantología Oral puede ser preventivo (anterior al acto quirúrgico) o terapéutico (cuando se halla instaurada la enfermedad). Esta premisa se aplica para evitar la dosis- dependencia, las reacciones adversas en algunos casos peligrosas para cierto tipo de pacientes y la resistencia bacteriana. Sin embargo, cuando la periimplantitis se halla avanzada y ya ha causado daño a diferentes niveles y tejidos, la terapia antibiótica es necesaria, en algunos casos para evitar una bacteriemia en sangre durante o posterior al acto quirúrgico.

El tratamiento de tipo profiláctico previo al quirúrgico, según algunos autores han demostrado que no reduce demasiado el riesgo del fracaso del implante, aminorando que solo lo haría en un 2% de los casos. También se tendría que tener en cuenta el protocolo estándar aplicado a la posible profilaxis, considerando en qué casos sería útil aplicarlo, ya que la disminución de un fracaso temprano se tiene que ubicar en otros inconvenientes que pueden emerger tales como: la resistencia bacteriana. Por lo tanto, según Salgado Peralvo, Ángel Orión; 2019; el *tratamiento profiláctico estaría indicado en pacientes con riesgo a padecer una endocarditis bacteriana, pacientes inmunodeprimidos, implantes inmediatos, lechos infectados, pacientes con determinadas enfermedades sistémicas, en cirugías prolongadas, y en cirugías regenerativas con riesgo de dehiscencia mucosa y, por ende, con riesgo de infección*".

Si bien el espectro antibiótico es variado, el más utilizado en los diferentes países del mundo ha sido el uso de Amoxicilina con ácido clavulánico de 850 miligramos (mg) o de 1 gramo (g), indicando 1 comprimido cada 12 hs durante 7 días, pudiendo extenderse el tratamiento hasta los 10 días. Otra buena combinación sería la de Amoxicilina 500 mg y Metronidazol 500mg, ambos indicados con 1 comprimido cada 8 horas, durante 7 días, sobre todo, cuando se hallan presentes el *Actinobacillus actinomycetemcomitans* y la *P. gingivalis*, altamente patógenas y destructoras de los tejidos periimplantarios

En su reemplazo podría utilizarse una cefalosporina de primera generación, siempre que el paciente no presente alergia a los  $\beta$  lactámicos, en el cual no podría indicarse ni Amoxicilina ni cefalosporinas. En este caso, los antibióticos más indicados serían el uso de Clindamicina 300 mg cada 6 horas, durante 7-8 días, cuando la flora que predomina está representada por bacilos

Gram negativos. Mientras que cuando existe un aumento de *Actinobacillus actinomycetemcomitans* y *Micobacterias*, ciertos autores aconsejan que la combinación ideal sería Metronidazol de 500mg cada 8 hs y Ciprofloxacina 500mg cada 12 hs durante 7 días.

En dos estudios donde se realizó un tratamiento quirúrgico con terapia local, se observó que, en el primer caso, luego de realizada la cirugía de los tejidos periodontales, acompañado con la detoxificación de los implantes con peróxido de hidrógeno, el 58 % de los casos daba un resulta favorable, con un 27% de fracasos. En el segundo tipo de tratamiento, con la debridación de colgajos acompañado de antibióticoterapia sistémica, se obtenía un 100% de éxito en los implantes.

Otros antibióticos que se analizaron para el tratamiento sistémico de la peri-implantitis fueron el Linezolid, la Moxifloxacina y la Azitromicina a una dosis de 0,016 mg y 256 mg/ml de cultivos de cepas puras *Actinomycetemcomitans*, *Capnocytophago ochraceus* entre otras causantes de peri-implantitis. Los resultados observados fueron que dichas cepas presentaban una gran susceptibilidad ante el efecto del Linezolid y la Moxifloxacina. En ciertos casos se presenta resistencia a la acción de la Clindamicina, Amoxicilina, Metronidazol y Minocilina administrados en forma sistémica, por ende, también se puede indicar la combinación de Piperacilina/Tazobactam, siendo la Piperacilina un tipo de antibacteriano del grupo de los  $\beta$  lactámicos (Penicilinas) y el tazobactam un inhibidor de las  $\beta$  lactamasas, habiendo resultado efectiva dicha combinación ante una flora tan compleja y mixta, conformada por bacterias aerobias y anaerobias Grampositivas y Gram negativas. La Piperacilina es una penicilina semisintética de amplio espectro, que actúa inhibiendo la síntesis de la pared celular y septos de las bacterias. Puede combinarse con Tazobactam, que como ya se ha dicho anteriormente, es una sustancia capaz de inhibir a numerosas betalactamasas que, en ocasiones, son resistentes a las penicilinas.

**Siempre que se indique una terapia antibiótica, se deberá advertir sobre los efectos adversos que puede causar dicha medicación y en que tipo de pacientes está indicada cada una.**

## Referencias bibliográficas

- Amini P, Araujo M, Wu M, Charles C, Sharma N. Comparative antiplaque and antigingivitis efficacy of three antiseptics mouthrinses: a two week randomized clinical trial. *Braz Oral Res.* 2009; 23:319- 25. <http://dx.doi.org/10.1590/S1806-83242009000300016>
- Barkarmo S., Longhorn D., Leer K., Johansson C.B., Stenport V., Franco-Tabares S., Kuehne S.A., Sammons R. Biofilm formation on polyetheretherketone and titanium surfaces. *Clin. Exp. Dent. Res.* 2019; 5:427–437. doi: 10.1002/cre2.205. [PMC free article] [PubMed] [Cross-Ref] [Google Scholar]
- Blank, Eva; Grischke, Jasmín; Winkel Andreas; Eberhard, Joerg; Nadine Kommerein, Nadine; Doll, Katharina; Yang, Inés and Meike Stiesch, Mieke. Evaluation of biofilm colonization

- on multi-part dental implants in a rat model. Blank et al. *BMC Oral Health* (2021) 21:313 <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01665-2>
- Bermejo Caballero, Patricia Ascensión. Estudio de biofilms orales sobre superficies de implantes dentales. Tesis en Ciencias Médicas. Universidad Complutense de Madrid. 2019
- Butcher, A; Meyer, U; Kruse-Losler, B; Joos, U; *et-al*. Sustained release of doxycycline for the treatment of peri-implantitis: randomised controlled trial. *The British Journal of Oral & Maxillo-facial surgery*. 2004; 42 (5): 439-44
- Charles CA, Amini P, Gallob J, Shang H, McGuire JA, Costa R. Antiplaque and antigingivitis efficacy of an alcohol-free essential-oil containing mouthrinse: A 2-week clinical trial. *Am J Dent*. 2012; 25:195–8.
- Cortelli SC, Cortelli JR, Shang H, McGuire JA, Charles CA. Long-term management of plaque and gingivitis using an alcohol-free essential oil containing mouthrinse: A 6-month randomized clinical trial. *Am J Dent*. 2013; 26:149–55.
- De-la-Pinta I., Cobos M., Ibarretxe J., Montoya E., Eraso E., Guraya T., Quindós G. Effect of biomaterials hydrophobicity and roughness on biofilm development. *J. Mater. Sci. Mater. Med*. 2019; 30:77. doi: 10.1007/s10856-019-6281-3. [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar]
- Fresno, Consuelo María. Los enjuagatorios bucales en tiempos de Covid-19. *Int. J. Inter. Dent* Vol. 14(1); 09-10, 2021 DOI: 10.4067/S2452-55882021000100009
- Ghensi P, Manghi P, Zolfo M, Armanini F, Pasolli E, Bolzan M, et al. Strong oral plaque microbiome signatures for dental implant diseases identified by strain-resolution metagenomics. *npj Biofilms Microbiomes* [Internet]. 2020. <https://doi.org/10.1038/s41522-020-00155-7>. 9.
- Gerila Tafaj Tutor: David Herrera González curs0 2015-2016 Biopelículas orales en superficies de titanio y zirconio: respuesta a agentes antiséptico Master en Ciencias Odontológicas. Tesis. Universidad Complutense de Madrid Facultad de Odontología
- González Regueiro; Iria. Tratamiento combinado de la peri-implantitis mediante implantoplastia y abordaje regenerativo. Estudio observacional prospectivo de una cohorte. 2019; Tesis Doctoral. Universidad complutense. Madrid. España.
- James P, Worthington HV, Parnell C, et al. Chlorhexidine mouthrinse as an adjunctive treatment for gingival health. *Cochrane Database Syst Rev*. 2017;3(3):CD008676. Published 2017 Mar 31.
- Morautidou, A.; Karbach, J; D'Hoedt, B; *et-al*. Antibiotic susceptibility of cocultures infections such as peri-implantitis or periodontitis: an in vitro model. *Journal of Periodontology* 2011; 82 (9): 1360-6
- Pedrazzi V, Escobar EC, Cortelli JR, Haas AN, Andrade AK, Pannuti CM, et al. Antimicrobial mouthrinse use as an adjunct method in peri-implant biofilm control. *Braz Oral Res*, 2014;28 Spec.
- Pulcini A, Bollaín J, Sanz-Sánchez I, et al. Clinical effects of the adjunctive use of a 0.03% chlorhexidine and 0.05% cetylpyridinium chloride mouth rinse in the management of peri-implant diseases: A randomized clinical trial. *J Clin Periodontol*. 2019;46(3):342-353.
- Quirynen M, Vogels R, Peeters W, van Steenberghe D, Naert I, Haffajee A. Dynamics of initial subgingival colonization of 'pristine' peri-implant pockets. *Clin Oral Implants Res*, 2006;17:25-37.
- Rakic M, Grusovin MG, Canullo L. The microbiologic profile associated with peri-implantitis in humans: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2016;31(2):359–6

- Ramos, UD; Suaid, FA; Wikesjo, UME; Susin, E; Taba, M Jrs. *et-al*. Comparision between two anti-microbial protocols whit without guided bone regeneration in the treatment of peri-implantitis. A histomophometric study in dogs. *Clinical Oral Implants Research*. 2017; 28 (11): 1388-95
- Salgado-Peravo, Ángel Orión; Sanz, Javier; Mateos Moreno, maría Victoria. Profilaxis antibiótica en Implantología oral. *Revisión crítica de la Literatura*. une 2019
- Sanchez MC, Llama-Palacios A, Fernandez E, Figuero E, Marin MJ, Leon R, et al. An in vitro biofilm model associated to dental implants: structural and quantitative analysis of in vitro biofilm formation on different dental implant surfaces. *Dent Mater*, 2014;30:1161-71.
- Segura, AG; Gil Pulido, R; Vicente González, F; *et al*, 2015). inflamación Serino G, Turri A. Outcome of surgical treatment of peri-implantitis: results from a 2-year prospective clinical study in humans. *Arch Oral Biol* 2011 Aug;56(8):823-8
- Tonetti MS, Chapple ILC, Jepsen S, Sanz M. Primary and secondary 67 prevention of periodontal and peri-implant diseases—Introduction to, and objectives of the 11th European workshop on periodontology consensus conference. *J Clin Periodontol* ,2015; 42. S1-S4
- Tzu-Yu Peng, Dan-Jae Lin, Yuichi Mine, Chi-Yang Tasi, Po-Jung Li, Yin-Hwa Shih, Kuo-Chou Chiu, Tong-Hong Wang, Shih-Min Hsia, Tzong-Ming Shieh. Biofilm formation on the surface of (Poly) Ether-Ether Ketone and in vitro antimicrobial efficacy of photodynamic therapy on peri-implant mucositis. *Polymers (Basel)* 2021 Mar; 13(6): 940. Published online 2021 Mar 18. doi: 10.3390/polym13060940 PMID
- Van Leeuwen MPC, Slot DE, Van der Weijden GA. Essential oils compared to chlorhexidine with respect to plaque and parameters of gingival inflammation: a systematic review. *J Periodontol*. 2011; 82:174–94.
- Van Strydonck DA, Slot DE, Van der Velden U, Van der Weijden F. Effect of a chlorhexidine mouthrinse on plaque, gingival inflammation and staining in gingivitis patients: a systematic review. *J Clin Periodontol*. 2012;39(11):1042- 1055
- Verdugo, F; Laksmana, T; Uribarri, A. Systemic antibiotics and teh risk of superinfection in peri-implantitis. 2016; 64: 39-50.
- Wang A., Jones I.P., Landini G., Mei J., Tse Y.Y., Li Y.X., Ke L., Huang Y., Liu L.I., Wang C., et al. Backscattered electron imaging and electron backscattered diffraction in the study of bacterial attachment to titanium alloy structure. *J. Microsc*. 2018; 270:53–63. doi: 10.1111/jmi.12649. [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar]
- Zhao B, van der Mei HC, Subbiahdoss G, de Vries J, Rustema-Abbing M, Kuijter R, et al. Soft tissue integration versus early biofilm formation on different dental implant materials. *Dent Mater*, 2014;30:716-27.



## CAPÍTULO 9

# Diagnóstico y planificación del tratamiento

*Nicolás Bentivegna*

El primer reparo que debemos tener como profesionales en la implantología oral, es la evaluación general del paciente con posibilidad de ser rehabilitado con implantes. Su salud general debe apreciarse, de manera exhaustiva y detallada, para saber si existe alguna contraindicación que comprometa el tratamiento.

Aquellos pacientes que tengan alguna patología física o psíquica de consideración no son los apropiados para la rehabilitación con implantes. Los trastornos crónicos tanto psíquicos como físicos (depresión, demencia, diabetes) contraindican el tratamiento. La historia clínica debe ser completa y sumar el informe del médico especialista, ya que pueden influir sobre la salud oral.

Psicológicamente el paciente debe estar estable ya que el tratamiento con implantes es a largo plazo, este aspecto no siempre es tenido en cuenta y debe ser evaluado.

Otra contraindicación del tratamiento es la edad, aquel paciente menor de 16 años que aún no ha terminado su desarrollo óseo, no puede ser rehabilitado mediante implantes. Los pacientes longevos no tienen contraindicado el tratamiento por su edad, pero si por su estado de salud general y motricidad para realizar su correcta higiene oral.

El consentimiento informado es imprescindible, debe ser claro, explicando el plan de tratamiento y sus fases y posibles complicaciones, todo esto debe ser expresado y entendido por el paciente.

El diagnóstico de la cavidad oral debe ser completo y minucioso. Debemos evaluar el ancho y alto de hueso y la calidad del mismo, para la correcta colocación de los implantes. Los rebordes alveolares pueden presentar defectos óseos, no teniendo la altura o ancho necesarios y también pueden presentarse reparos anatómicos como ej. :(nervio dentario inferior, nervio mentoniano, seno maxilar) que al momento de la cirugía la dificulten, teniendo que programar previamente la regeneración tisular guiada. Para analizar estas condiciones se realizan estudios radiológicos de los maxilares a rehabilitar.

El primer estudio radiográfico solicitado en el momento de la rehabilitación por medio de implantes, es la radiografía panorámica u ortopantografía que nos da panorama de los maxilares y sus estructuras pudiéndose observar lesiones y grados de reabsorciones que imposibiliten de manera temporal o permanente la colocación de implantes. Recordemos que la imagen de ésta, no es exacta y sufre una distorsión del 20 o 30%.

El estudio o técnica que nos da precisión a la hora del diagnóstico, permitiendo realizar cortes múltiples a cada milímetro a los maxilares, es la tomografía axial computada (TAC), obteniendo imágenes reales (escala 1:1), identificando las estructuras óseas y anatómicas relacionadas, dándonos la distancia que hay a los reparos anatómicos, como así también el alto y ancho óseo.

El avance de la tecnología también es utilizado en el diagnóstico en implantes, el diagnóstico por imagen en 3d, sumado la incorporación de software que tienen la capacidad de transformar de forma virtual e interactiva la información obtenida de la anatomía nos ha dado la posibilidad del desarrollo de la tecnología diagnóstica.

En implantología esto, mejora la planificación del tratamiento, permitiendo realizar modelos 3d y la realización de guías quirúrgicas dando control a la maniobra quirúrgica y la colocación de los implantes, de acuerdo al volumen y densidad de los rebordes alveolares residuales, visualizados por la tomografía computarizada.

El diagnóstico a través de la TAC permite valorar las estructuras anatómicas del maxilar (ej. seno maxilar) o de la mandíbula (ej. nervio dentario inferior). Estos datos volcados a software mejora la planificación, asegurando la correcta inserción del implante, realizando una técnica menos invasiva y traumática para el paciente.

Otro punto a tener en cuenta al momento del diagnóstico son los movimientos mandibulares y el tipo de oclusión tienen que ser tenidos en cuenta a la hora de la planificación del tratamiento, como así también la toma de modelos de estudio y el uso del articulador semi ajustable para determinar el espacio interoclusal disponible, para la inserción de los implantes. Una vez que tenemos los datos obtenidos por el diagnóstico realizado, evaluamos que alternativas protésicas con las que podemos re habilitar, cumpliendo con la demanda funcional y estética, como así económica del paciente.

Otro aspecto muy importante a tener en cuenta a la hora de la planificación es el número de implantes a colocar, su medida y conexión y el antagonista del paciente. En los casos que la falta de piezas dentarias sea unitarias o parciales, la elección del dispositivo protético es más sencillo, por lo general por cada implante corresponde su corona.

En el caso que el paciente sea desdentado total, la elección es más compleja y tenemos que evaluar de manera particular cada caso. Las características generales del paciente, así como su densidad ósea y la selección de la prótesis y del número de implantes.

Tenemos varias alternativas a la hora de rehabilitar, es recomendable la colocación mínima de cuatro implantes conectados a la prótesis a través de una barra, dando estabilidad y retención necesaria al dispositivo, se trata de una prótesis implanto soportada, ya que la estructura y los implantes soportan las fuerzas oclusales. Existen otras alternativas, la rehabilitación mediante sobre dentaduras, colocando sólo dos implantes, se trata de una prótesis removible implanto retenida con soporte mucoso, las fuerzas oclusales son transmitidas a los implantes, como así también a la superficie mucosa, siendo más favorable, si el maxilar antagonista es desdentado y rehabilitado con prótesis completa.

Cuando la rehabilitación es mediante prótesis fija, el número de implantes a colocar es mayor y deben ser entre seis y diez según el maxilar y distribuidos correctamente en los sectores posteriores y anterior, brindando estabilidad y correcta oclusión, función y estética.

Como observamos el diagnóstico es un paso fundamental en cualquier especialidad de la odontología, la historia clínica médico –odontológica es la base del diagnóstico, basada en la anamnesis, la exploración, estudios y pruebas complementarias. En implantología la historia clínica utilizada no difiere a la de las otras especialidades, solo presenta una serie de particularidades.

En implantología existen diferentes etapas del diagnóstico que garantizarán el estudio del caso en cuestión y que comprenden desde la confección de historia clínica y la evaluación del estado de salud del paciente; la toma de impresiones para el estudio de las relaciones intermaxilares en el articulador; la evaluación de los modelos de la boca del paciente y la confección de encerados diagnósticos, de férulas radiológicas y quirúrgicas, que con la ayuda de las técnicas radiográficas garantizarán la correcta ubicación de los implantes.

## **Historia clínica**

### **Motivo de la consulta**

Es uno de los puntos más importantes de la Historia Clínica. Hay que escuchar cuales son las inquietudes y/o necesidades del paciente para poder luego armar un tratamiento que cumpla con las expectativas del mismo.

### **Anamnesis**

Esta es de fundamental importancia, permite saber los datos personales, familiares, informa sobre el estado general del paciente y sus hábitos (tabaquismo-alcohol, etc.). Debe ser exhaustiva, realizar preguntas específicas sobre patologías que tenga o haya tenido el paciente, de esta manera se evalúa posibles factores de riesgo para la intervención quirúrgica, o si esta está contraindicada desde el punto de vista médico.

Dentro de la anamnesis hay que considerar ciertas patologías, con el fin de realizar un correcto diagnóstico del paciente y así descartar una serie de enfermedades y síndromes que pueden ser considerados como factores de riesgo en el diagnóstico en implantología (hipertensión arterial, diabetes, tabaquismo, afecciones hepáticas, pacientes anti coagulados, depresivos, con demencia). Independientemente de las patologías que posea el paciente, se debe pedir una serie de estudios de laboratorio y médicos de rutina, previo a tener un diagnóstico definitivo. (Tabla 1)

HEMOGRAMA COMPLETO
COAGULOGRAMA
GLUCOSA
UREA
CREATININA
AC. URICO
ELECTROCARDIOGRAMA
RX DE TORAX

Tabla1

## Antecedentes médicos

### Cuestionario de Salud

Leer atentamente el cuestionario y conteste todas las preguntas (marcar con una cruz la casilla Si o No que sea correcta) La información brindada es confidencial.

- 1) ¿Ha sido atendido/a por un médico en los últimos 2 años?
- 2) ¿Ha sido hospitalizado en los últimos 5 años?
- 3) ¿Le han realizado exámenes de laboratorio en el ultimo año?
- 4) ¿Esta actualmente tomando algun medicamento? En caso afirmativo escriba el nombre comercial o droga de recordarlo
- 5) ¿Tiene alergia a algun medicamento, alimento o sustancia?
- 6) ¿Ha sido intervenido quirurgicamente en los ultimos 5 años?
- 7) ¿Ha tenido alguna reaccion o complicacion con la anestesia?
- 8) ¿Ha tenido hemorragia importante?
- 9) ¿Ha ganado o perdido 10 kg de peso en el ultimo año?
- 10) En caso de ser mujer, ¿Esta embarazada? ¿Esta amamantando?

A continuacion lea atentamente el listado de enfermedades o alteraciones y marque con una cruz aquel/las que padece o ha padecido

Problemas Cardiacos	Dialisis	HIV	Diabetes	Hemorragia
Hipertension	Problemas digestivos	Enf de transmision sexual	Radioterapia	Leucemia
Insuficiencia cardiaca	Transfusiones	Hepatitis	Hipotension	Anemia
Infarto de miocardio	Problemas de tiroides	Vertigo	Fiebre reumatoidea	Depresion
Asma	Convulsiones	Marcapasos	Alteraciones sanguineas	Tuberculosis
Enfisema	Alteraciones Sanguineas			

Si posee una patologia que no este en el listado, agreguela a continuacion.

Firma - Aclaración - Fecha

## Antecedentes odontológicos

En la primera consulta hay que analizar el motivo de esta y qué expectativas tiene en relación a lo que espera del tratamiento (cuestionario antecedente odontológicos):

- ¿Recibió Tratamiento odontológico en los últimos 10 años?: SI NO
- Fecha de la última consulta: \_\_\_\_\_ ¿Terminó el tratamiento?: SI NO
- En caso que la respuesta fuera NO, ¿por qué?: \_\_\_\_\_
- Elementos que usa para la higiene bucal \_\_\_\_\_
- Cantidad de veces que se cepilla por día: \_\_\_\_\_
- Momentos en que tiene contacto con azúcar por día: \_\_\_\_\_
- Motivo de la pérdida de piezas dentarias: Caries – Traumatismos - Enfermedad Periodontal.

## Examen estomatológico

- Examen de la cavidad bucal (exo-endobucal)
- Examen de labios/Revestimiento cutáneo (piel)
- Borde libre (semimucosa) / Mucosa / Mucosa yugal (anterior –posterior)
- Paladar duro y blando / Itsmo de las fauces / Lengua (dorsal y ventral)
- Examen de pido de boca

## Examen dentario

- ODONTOGRAMA

## Examen periodontal

- PERIODONTOGRAMA

## Examen oclusal

- Clase de Angle: I II III
- Oclusión Habitual: Fisiológica Patológica
- Contacto prematuro entre piezas dentarias
- Planos quebrados
- Pérdida de DV
- Cambio de Posición Mandibular
- Guía Canina
- Función de Grupo
- Facetas Dentarias Patológicas SI NO I II III
- Alineación tridimensional correcta

## Examen Articular

- Dolor articular
- Palpación localización del dolor
- Auscultación (ruidos, chasquidos, crepitaciones en apertura, cierre, lateralidades).

No se puede considerar la posibilidad de insertar implantes en un paciente que no goce de un estado de salud oral integral excelente.

## Diagnóstico radiográfico

El diagnóstico por imágenes es un complemento esencial en el diagnóstico y la planificación del tratamiento de rehabilitación mediante implantes osteointegrados. La información brindada

es muy valiosa ya que nos permite evaluar la cantidad y calidad ósea, indica la posible ubicación de los implantes y la relación con las estructuras vecinas, pudiendo también localizar patologías

Son varias las técnicas que se emplean para ver la disponibilidad ósea, entre ellas encontramos;

## **RX panorámicas**

Utilizadas en el diagnóstico inicial, permitiendo la localización de estructuras a un bajo costo, Vemos terceros molares retenidos, evaluación de implantes, fracturas dentarias, procesos periapicales, enf periodontal, procesos infecciosos y tumorales, reparos anatómicos (senos maxilares, nervio dentario inferior, agujero mentoniano).

## **RX periapicales**

Indicada para complementar la información brindada por la radiografía panorámica

## **BITE WING**

Vemos Caries, enfermedad periodontal, evaluación de prestaciones existentes.

## **Tomografías CONE BEAN**

Nos permite la vista del reborde residual en 3D, obtenemos las medidas del ancho y alto óseo, cortes en sección a elevada definición.

## **Análisis de los modelos**

### **Análisis estático**

- Área dentada (individual y de conjunto)
- Área desdentada (rebordes desdentados)
- Análisis dinámico: dientes anteriores y posteriores en cierre
- Dientes anteriores y posteriores en lateralidad y propulsión
- Encerado dentario: Este nos define la ubicación, morfología ideal de las piezas dentarias a reponer, permitiendo visualizar la restauración protética final.

## Diagnóstico fotográfico

La fotografía clínica es una herramienta más de diagnóstico y es uno de los registros que debemos realizar en la planificación implantológica, ya que nos brinda información del estado inicial del tratamiento y la evolución del mismo en el tiempo.

### Fotos extrabucales

- **FOTOS DE ROSTRO:** (frente –boca cerrada- reposo-sonrisa) – perfil –varias.
- **FOTOS DE BOCA SIN SPANDEX:** cerrada –reposo-sonrisa leve-sonrisa amplia-laterales.
- **FOTOS DE BOCA CON SPANDEX:** arcada superior e inferior, frente en oclusión y borde a borde, vista lateral izquierda y derecha, lateralidad derecha e izquierda.
- **FOTOS INICIALES Y FINALES:** donde se podrá observar y comparar el resultado de la rehabilitación.
- **DIAGNOSTICO VIDEO:** observar el video nos permite ver las expresiones del paciente, analizar la expresión de su rostro, su línea media, la posición de los labios, el paralelismo del plano oclusal con la línea bi pupilar, de manera dinámica.

## Plan de tratamiento

Vamos a establecer un pronóstico de cada pieza dentaria y de las zonas edéntulas, por esta razón fue primordial realizar un detallado diagnóstico acompañándonos de todos los métodos complementarios, ya que estos van a definir los tiempos quirúrgicos necesarios, el tipo de implante a utilizar, su posición y dirección y el tipo de restauración a utilizar para lograr un resultado óptimo y previsible.

Como cirugía electiva podemos programar el momento más propicio para el paciente y además estudiar adecuadamente y planificar el caso en cuestión.

Autores como el *Rony Joubert*, *Carl E. Misch* y otros<sup>6</sup> por citar algunos ejemplos, coinciden en que el éxito del tratamiento implantológico rehabilitador está en la planificación del tratamiento y su correcta realización.

## Secuencia de tratamiento

Es muy importante, detallar por sesiones el trabajo a realizar, planificando los pasos a seguir en cada etapa del tratamiento, de esta manera ordenada, el resultado final del tratamiento es previsible



En primer lugar, nos interiorizamos de las necesidades y que pretende el paciente del tratamiento que abordaremos, una vez llegado a un acuerdo sobre su rehabilitación, realizamos la historia clínica y el examen clínico pertinente, solicitamos estudios de laboratorio y de diagnóstico por imágenes. Chequeamos la cavidad bucal, tomamos impresiones, realizamos la evaluación de los modelos y realizamos los registros necesarios para el montaje en articulador semi ajustable. Si es necesario pediremos un encerado de diagnóstico, para poder planificar nuestras fases quirúrgicas y protéticas, siempre planificamos según la rehabilitación protética que vamos a realizar

Está demostrado que, si realizamos una correcta evaluación y diagnóstico respetando los protocolos quirúrgicos y protésicos, obtendremos resultados predecibles y perdurables en el tiempo. El correcto diagnóstico y el adecuado plan de tratamiento, nos dan como resultado un tratamiento exitoso y previsible, si obviamos estos pasos, la rehabilitación posiblemente fracase a corto o mediano plazo.

## Referencias

- Branemark PI, Hanson BO, Adell R, Breine U, Linstrom J. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. 1977; 16: 1-132.
- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The longterm efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986; 1: 11-25.
- Becker W, Goldstein M, Becker BE, et al. Minimally invasive flapless implant surgery: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7 (Suppl 1): S21–7.
- Arisan V, Karabuda CZ, Ozdemir T. Implant surgery using bone- and mucosupported stereolithographic guides in totally edentulous jaws: surgical and post-operative outcomes of computer-aided vs. standard techniques. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21: 980–8.
- D’Haese J, Van De Velde T, Komiyama A, et al. Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: a review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010. [Epub ahead of print].
- Misch Carl E. *Implantologia Contemporanea*. Madris Mosby/Doyma Libreo 1995
- Cook, V. C.; Timock, A. M.; Crowe, J. J. & Covell, D. A. Jr. Accuracy of alveolar bone measurements from cone beam computed tomography acquired using varying settings. *Orthod. Craniofacial Res.*, 18(S1):127-36, 2015}
- Planificación del tratamiento en Implantologia Oral, Illan Hidalgo 2

## CAPÍTULO 10

# Implantes de PEEK y su vinculación con moléculas responsables de la oseointegración

*Roxana Basal*

El PEEK (Poli-Ether-Ether-Ketone) es un material ampliamente empleado al momento de obtener el reemplazo de estructuras óseas por sus cualidades de biocompatibilidad y capacidad de integración a los tejidos de soporte. Es un material termoplástico y cristalino con gran estabilidad a largo plazo, con resistencia química y térmica comparable al hueso humano, motivo por el cual se está estudiando en la actualidad su aplicación en odontología, especialmente en los implantes dentales.

El proceso de la oseointegración de los implantes dentales representa un factor imprescindible a fin de lograr la aceptación y adaptación funcional de la estructura de reemplazo dentro del aparato estomatognático, y sus repercusiones en el resto del organismo. El éxito de este suceso depende del cumplimiento de dos eventos previos: la osteoinducción y la osteoconducción (Sul Y-T, 2009).

Durante la osteoinducción las células madre se diferencian en las células osteogénicas que forman el tejido óseo.

La diferenciación de las células madre es una respuesta relevante de un mecanismo de comunicación celular ante la llegada de una señal inductora que proviene del exterior de la célula.

En líneas generales, el acto de la señalización corresponde a la llegada de ciertos estímulos, que pueden ser físicos, químicos o biológicos ante los cuales la célula modifica su fisiología dando como consecuencia una respuesta característica.

Las moléculas biológicas señales pueden ser proteínas, péptidos pequeños, ciertos aminoácidos, esteroides, derivados de ácidos grasos, nucleótidos y determinados gases disueltos entre ellos dióxido de carbono y monóxido de nitrógeno.

Las moléculas señal se unen a proteínas receptoras de la membrana plasmática de las células indiferenciadas formando una verdadera unión señal-receptor.

Las moléculas inductoras no siempre llegan desde zonas adyacentes a la célula receptora, también pueden provenir de sitios más alejados empleando sangre o linfa como vehículo.

Dicho binomio (moléculas inductoras-proteínas receptoras) es el responsable de desencadenar una serie de reacciones dentro de la célula receptora denominadas “transducción”.

Las células madre, se caracterizan por su capacidad de autorrenovación, proliferación y diferenciación, siendo esta última propiedad de vital importancia en la regeneración de tejidos, como ocurre en el proceso de la oseointegración (de la publicación de la revista).

Sin embargo, ante la presencia de un elemento extraño en el organismo, estos mecanismos biológicos, requieren de ciertas particularidades que deben cumplirse de modo que las células puedan continuar con la integración entre el implante y los tejidos biológicos.

El contacto entre el implante y el cuerpo humano tiene exigencias ambientales como las concentraciones iónicas y el pH a fin que pueda generarse la correcta cicatrización de forma similar a lo que ocurriría sin la presencia del elemento extraño. Pero muchas de las condiciones que optimizan la unión dependen de los materiales del implante.

Los materiales empleados para la elaboración de implantes pueden ser clasificados desde diferentes perspectivas, una de ellas es la que corresponde a la respuesta de los tejidos y los efectos tóxicos del implante según sus efectos a largo plazo.

- **Materiales biotolerantes:** tienen la capacidad de formar un tejido fibroso delgado entre el hueso y el implante, con irritación de los tejidos.
- **Materiales bioinertes:** producen un contacto directo entre el hueso y el implante, es decir que hay oseointegración.
- **Materiales bioactivos:** en la zona de interfase hueso-implante hay una unión química directa.

Los materiales con los que se construyen implantes también desencadenan reacción tisular a partir de sus propiedades superficiales y de la pureza de los mismos. Es favorable siempre una alta energía superficial ya que está ligada a la capacidad de adsorber moléculas o átomos.

En tanto el diseño de los implantes es otro parámetro necesario a tener en cuenta: debe tener superficies libres de imperfecciones como talladuras o fracturas, así como la necesidad de permitir la correcta higiene oral para persistencia largo plazo.

## Proceso de la oseointegración

El acto quirúrgico destinado a la preparación del lecho posibilita el contacto de células y líquido extracelular con la estructura del implante con previa producción de una delgada capa de hueso necrótico. Ese contacto con fluidos biológicos favorece a una rápida adsorción de proteínas cubriendo la superficie del implante, se activan las plaquetas y liberan adenosina, serotonina e histamina.

Seguidamente se activan las vías intrínsecas y extrínsecas de la coagulación con aumento de la permeabilidad celular. Como respuesta inflamatoria inespecífica migran neutrófilos que ejecutan la fagocitosis y eliminan el tejido dañado.

Posteriormente comienza la respuesta de la inflamación específica con la actuación de los linfocitos T, linfocitos B y macrófagos, encargados de identificar antígenos y su eliminación. Deben ausentarse después y dar lugar al proceso de la neovascularización y diferenciación que dará origen a un tejido conectivo inmaduro que será remodelado.

La neoformación vascular es consecuencia de una hipoxia primitiva en el estado inflamatorio, cuya provisión de oxígeno y nutrientes da lugar a la diferenciación de fibroblastos, condroblastos y osteoblastos que liberarán matriz extracelular de colágeno, glicosaminoglicanos, glicoproteínas y glicolípidos (Ospina 2000).

Los osteoblastos son células que cumplen un rol fundamental en el proceso de la oseointegración, pero para poder adherirse necesitan que se cumplan interacciones con las proteínas que se pueden adherir según la naturaleza superficial del implante.

Los osteoblastos poseen sitios donantes de electrones se relacionan con los aceptores de la superficie del implante, cuya unión depende de la mediación de integrinas de membrana y proteínas citoplasmáticas que permiten adhesiones localizadas.

Las adhesiones celulares están facilitadas por diferentes mecanismos como las fuerzas de Van der Waal o electrostáticas, anclaje mecánico a las irregularidades del implante (cuya incidencia se destaca sobre la adsorción de proteínas).

La formación de tejido óseo depende de una serie de factores y de condiciones ambientales siempre en un proceso dinámico de transformación.

Los mecanismos de renovación permanente se basan en el código genético de células madre que responden a la acción de moléculas como las proteínas morfogenéticas (BMPs) y factores de crecimiento (GFs).

En la actualidad los avances científicos en su progreso promueven la instauración de terapias celulares en las cuales se puedan cultivar células in vitro células mesenquimales provenientes de tejidos e implantarlas en el sitio del implante.

Las células madre deben ser inducidas por medio de señales de dirijan su diferenciación hacia células necesarias para la cicatrización del hueso.

Tanto las células osteoprogenitoras locales como los pericitos que se aproximan a través de los capilares recién formados pueden ser diferenciados en por la interacción con BMPs en condrocitos u osteoblastos según moléculas de señalización ambientales.

La zona del lecho del implante posee ciertas condiciones que inciden sobre la diferenciación celular como el suministro de energía, factores de crecimiento, estabilidad mecánica, mientras que la reducción de oxígeno modifica la expresión de genes hacia tejido fibroso.

Los osteoblastos se transforman en osteocitos anclados a una matriz madura, y posteriormente con la acción de las mencionadas células junto a osteoclastos regulan el equilibrio óseo y remodelan la oseointegración.

Se organiza por medio de estas células matriz extracelular que brinda señales moleculares como proteína morfogenética y factores de crecimiento que dirigen la regeneración ósea.

En la práctica clínica es posible emplear sustancias que estimulen la regeneración ósea como el hueso autólogo, que libera BMPs, o plasma rico en plaquetas que libera factores de crecimiento que estimulan la diferenciación y proliferación celular.

Luego de la diferenciación continua el proceso de remodelación con períodos de descanso u formación de tejido óseo.

A partir del tercer o cuarto día el proceso de formación depende de factores de crecimiento liberados por macrófago, los que son atraídos por factores de crecimiento y diferencias de concentración de oxígeno y la formación de nuevos vasos.

Desde el día 10 al 14 continua la proliferación de vasos sanguíneos y se completa trabéculas de colágeno, se equilibra la concentración de oxígeno, el pH, llegan osteoblastos y comienza la formación de matriz extracelular.

A partir de la tercera semana se forma hueso de tipo 1 y finaliza la osteoconducción.

Desde el segundo o tercer mes las trabéculas óseas se ordenan hasta completar hueso maduro. (Bellido Crespo 2018)

Recuperando la atención en la importancia de la adhesión de moléculas proteicas sobre el material empleado para la confección de implantes, se realizó una experiencia *in vitro* que permitió comprobar la capacidad del PEEK (Poli-Ether-Ether-Ketone) de adsorber proteínas del plasma sanguíneo.

Una porción de PEEK fue introducida en un tubo de ensayo conteniendo plasma humano anticoagulado con EDTA, seguidamente se incubó en estufa de cultivo durante 48 hs.

Una vez finalizado el período de incubación se observó mediante microscopio digital la superficie del material, como puede apreciarse en las imágenes de la figura.

El análisis de la superficie de PEEK expuesta mostró una amplia superficie con proteínas adheridas, las que en condiciones *in vivo* serían las iniciadoras del proceso de la oseointegración.



*Superficie de PEEK con proteínas plasmáticas adheridas*

## Acción de las moléculas de señalización

Las principales moléculas de señalización están representadas por las morfogenéticas óseas (BMPs) y los factores de crecimiento, cuya función primordial es el equilibrio biológico de los tejidos. Guían eventos supremos como la iniciación de las mitosis, proliferación, quimiotaxis, diferenciación celular y síntesis de la matriz extracelular.

Cada acción de estas moléculas comienza con el reconocimiento de receptores de membrana. Las proteínas BMPs son endógenas, de moléculas diméricas constituidas por aproximadamente 120 aminoácidos, cuya función es inducir la formación de tejido óseo, osteoconductoras y osteogénicas, pero sobre las células madre mesenquimales producen esparcimiento.

Se pudo clasificar 20 tipos de BMP, de los cuales los grupos 2, 7 y 9 participan de la osteoinducción.

Dentro del tejido óseo, las células productoras de hueso, osteoblastos, condrocitos, plaquetas y células endoteliales son las que liberan proteína morfogenética ósea. Una vez formadas las proteínas son reservadas provisoriamente en la matriz extracelular (Carreira et al en Uribe 2017).

Un aspecto importante a tener en cuenta es que BMP permite que la formación ósea se genere desde diferentes puntos. (Katagini & Watabe 2016). (Uribe 2017)

En el tejido óseo se encuentran también factores de crecimiento como: PDGF, VEGF (factor de crecimiento vascular endotelial); TGFbeta (factor de crecimiento transformada beta); aFGF y bFGF (factor de crecimiento fibroblástico ácido y básico); IGF I IGF II (factor de crecimiento insulínico I y II); EGF (factor de crecimiento epidérmico). Permanentemente se producen interacciones entre ellos.

Los estudios científicos han permitido identificar las ubicaciones de los cromosomas que codifican a dichos factores y a sus receptores de membrana (Bueno Rossy 2002).

**PDGF, VEGF** (factor de crecimiento vascular endotelial): comprende proteínas con participación en la neoformación de vasos sanguíneos, sin embargo, se ha demostrado que optimiza la proliferación de osteoblastos. Otra de las acciones importantes está vinculada con el despertar de la activación de genes y proteínas de la vasculogénesis y del aumento de la fosfatasa alcalina.

**TGFbeta** (factor de crecimiento transformado beta): es una superfamilia de moléculas proteicas con amplia variedad de funciones como la regulación de la diferenciación y proliferación celular hasta procesos fisiológicos complejos que engloba la formación de hueso. También son inhibidores del crecimiento, inmunosupresores y moduladores del homeostasis celular, reparador de heridas, producción de matriz extracelular, diferenciación y apoptosis. (Sosa, 2004)

**FGF y bFGF** (factor de crecimiento fibroblástico ácido y básico): es un conjunto de proteínas con efectos mitógenos y quimiotácticos sobre células de origen mesodérmico como las células endoteliales, fibroblastos, osteoblastos, condrocitos. Incentivan la formación de hueso, del ligamento periodontal y la angiogénesis.

Interactúan con otros factores de crecimiento para estimular la síntesis de ADN y el crecimiento celular (Uribe 2017).

**IGF I IGF II** (factor de crecimiento insulínico I y II): el mecanismo de acción se basa en efectos metabólicos responsables de las mitosis. Es un potente estimulador del crecimiento y proliferación celular, especialmente de músculo, hueso, cartílago. (Montiel bautista 2016).

## Referencias

- Sul Y-T, Kang B-S, Johansson C, Um H-S, et al. 2009. The roles of surface chemistry and topography in the strength and rate of osseointegration of titanium implants in bone. *J Biomed Mater Res A*. Jun 15;89(4):942–50.
- Ospina, A. M., & Agudelo Arismendi, L. P. (2000). Oseointegración: una cascada de eventos.
- Bellido Crespo, D. M. (2018). Cómo afecta la microestructura superficial del implante a la capacidad de oseointegración: revisión bibliográfica.
- Uribe, Francisca, Cantín, Mario, Alister, Juan Pablo, Vilos, Cristián, Fariña, Rodrigo, & Olate, Sergio. (2017). Bone Morphogenetic Protein and its Option as an Alveolar Cleft Treatment. *International Journal of Morphology*, 35(1), 310-318.
- Bueno Rossy, L. A. (2002). Factores de señalización. Pilares fundamentales en regeneración ósea. *Revista de la Fundación Juan José Carraro*, v. 7, n. 16.
- Katagiri, T., & Watabe, T. (2016). Bone morphogenetic proteins. *Cold Spring Harbor Perspectives in Biology*, 8(6).
- Bautista, M. M. (2016). *Estudio de la osteointegración en un modelo animal osteoporótico: Efectos de la aplicación local de IGF-I* (Doctoral dissertation, Universidad Complutense de Madrid).

## Los autores

### Coordinadores

#### **Lazo, Sergio Daniel**

Odontólogo, Dr. En Odontología, Especialista en Odontopediatría, Especialista en Gestión Universitaria (FOLP-UNLP). Secretario de Salud de la UNLP. Profesor Titular de la Asignatura Odontología Preventiva y Social y Operatoria B (FOLP-UNLP). Autor de más de 320 trabajos científicos. Investigador y Extensionista de distintos programas y proyectos destacados a nivel nacional e internacional. Galardonado con el premio Presidencial a la mejor actividad comunitaria de la Argentina.

#### **Butler, Teresa Adela**

Odontóloga, Dra. En Odontología, Especialista en Gestión Universitaria (FOLP-UNLP). Ex Profesora Titular de la Asignatura Farmacología (FOLP-UNLP). Ex Secretaria de Posgrado de la FOLP-UNLP. Investigadora y Extensionista de distintos programas y proyectos destacados a nivel nacional e internacional. Autora de más 200 trabajos científicos.

#### **Escudero Giacchella, Ezequiel**

Odontólogo, Dr. En Odontología, Especialista en Gestión Universitaria (FOLP-UNLP). Profesor Titular de la Asignatura Microbiología y Parasitología (FOLP-UNLP). Secretario de APS (FOLP-UNLP). Autor de más de 180 trabajos científicos Investigador y Extensionista de distintos programas y proyectos destacados a nivel nacional e internacional. Galardonado y distinguido con el premio Joaquín V. González.

### Autores

#### **Amaro, Emilio**

Odontólogo, Especialista en Gestión Universitaria (FOLP-UNLP). Jefe de Trabajos Prácticos de la Asignatura Prótesis B (FOLP-UNLP). Prosecretario de Asuntos Estudiantiles. Investigador y Extensionista de distintos programas y proyectos destacados a nivel nacional e internacional.



### **Basal, Roxana**

Odontóloga, Dra. En Odontología, Magister en Educación Odontológica. (FOLP-UNLP). Profesora Titular de la Asignatura Biología (FOLP-UNLP). Investigadora y Extensionista de distintos programas y proyectos destacados a nivel nacional e internacional. Autora de 120 trabajos científicos.

### **Bentivegna, Nicolás**

Odontólogo, Especialista en Gestión Universitaria (FOLP-UNLP). Jefe de Trabajos Prácticos de la Asignatura Prótesis B (FOLP-UNLP). Director de Voluntariado (UNLP). Investigador y Extensionista de distintos programas y proyectos destacados a nivel nacional e internacional.

### **Borrillo, Gastón**

Odontólogo, Especialista en Gestión Universitaria (FOLP-UNLP). Profesor Adjunto de la Asignatura Microbiología y Parasitología (FOLP-UNLP). Director de Recursos Humanos. Investigador y Extensionista de distintos programas y proyectos destacados a nivel nacional e internacional.

### **Lazo, Bárbara**

Odontóloga. Seleccionada con la beca de Jóvenes investigadores UNLP. Docente de la Asignatura Histología y Embriología. (FOLP-UNLP).

### **Ore Zuasnabar, Melany**

Odontóloga. Seleccionada con la beca de Jóvenes investigadores UNLP. Docente de la Asignatura Microbiología y Parasitología (FOLP-UNLP).

### **Pazos, Fernando**

Odontólogo, Especialista en Gestión Universitaria (FOLP-UNLP). Profesor adjunto de la Asignatura Odontología Preventiva y Social (FOLP-UNLP). Ex Director de Cultura (FOLP-UNLP). Investigador y Extensionista de distintos programas y proyectos destacados a nivel nacional e internacional.

### **Sararols, Valeria**

Diseñadora Industrial. Docente de la Facultad de Odontología (UNLP). Especialista en impresión 3D. Investigadora de proyectos destacados a nivel nacional.

### **Spina, Marianela**

Odontóloga. Seleccionada con la beca de Jóvenes investigadores UNLP. Docente de la Asignatura Farmacología (FOLP-UNLP). Investigadora de proyectos destacados a nivel nacional.

### **Tau, Faustino**

Odontólogo, Especialista en Gestión Universitaria (FOLP-UNLP). Ayudante diplomado de la Asignatura Odontología Preventiva y Social y Operatoria A. (FOLP-UNLP). Director de programas comunitarios en salud (Secretaría de Salud de la UNLP). Investigador y Extensionista de distintos programas y proyectos destacados a nivel nacional e internacional.

Innovaciones en implantología odontológica : biomateriales y métodos de fabricación / Faustino Tau ... [et al.] ; coordinación general de Sergio Lazo ; Teresa Adela Butler ; Ezequiel Escudero Giacchella. - 1a ed. - La Plata : Universidad Nacional de La Plata ; EDULP, 2022.  
Libro digital, PDF - (Libros de cátedra)

Archivo Digital: descarga  
ISBN 978-950-34-2192-5

1. Odontología. I. Tau, Faustino. II. Lazo, Sergio, coord. III. Butler, Teresa Adela, coord. IV. Escudero Giacchella, Ezequiel, coord.  
CDD 617.693

Diseño de tapa: Dirección de Comunicación Visual de la UNLP

Universidad Nacional de La Plata – Editorial de la Universidad de La Plata  
48 N.º 551-599 / La Plata B1900AMX / Buenos Aires, Argentina  
+54 221 644 7150  
edulp.editorial@gmail.com  
www.editorial.unlp.edu.ar

Edulp integra la Red de Editoriales Universitarias Nacionales (REUN)

Primera edición, 2022  
ISBN 978-950-34-2192-5  
© 2022 - Edulp

**n**  
naturales

  
Edulp  
EDITORIAL DE LA UNLP



UNIVERSIDAD  
NACIONAL  
DE LA PLATA