

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, Z y la plataforma en el eje Y), 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).

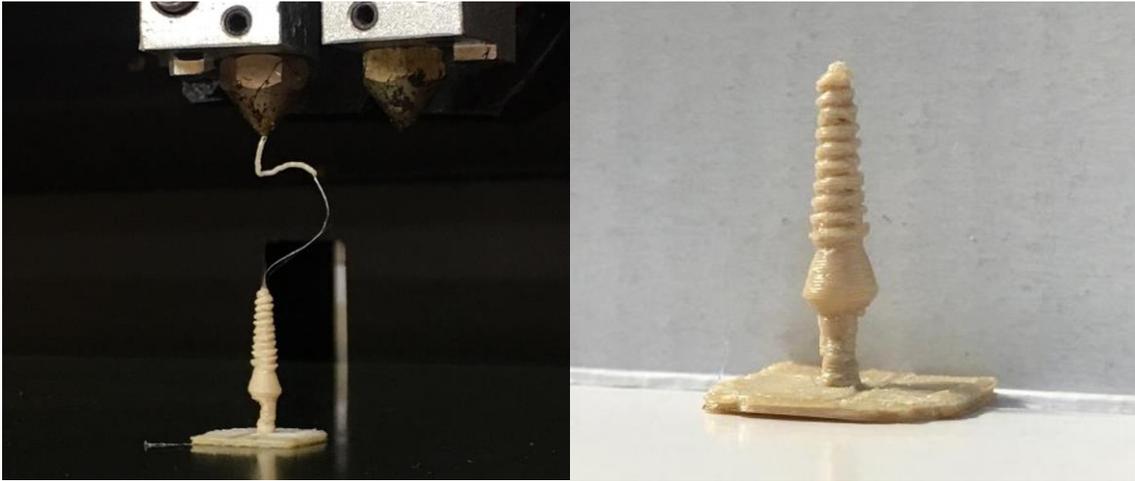
El proceso de impresión comienza con la puesta a punto de la máquina que puede ser manual, semiautomática o automática (calibración de la plataforma y enhebrado del filamento en la máquina), y luego, para seleccionar el archivo digital a imprimir, se utiliza una tarjeta SD, un cable a la PC o por WIFI. 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 ((-C₆H₄-O-C₆H₄-O-C₆H₄-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.

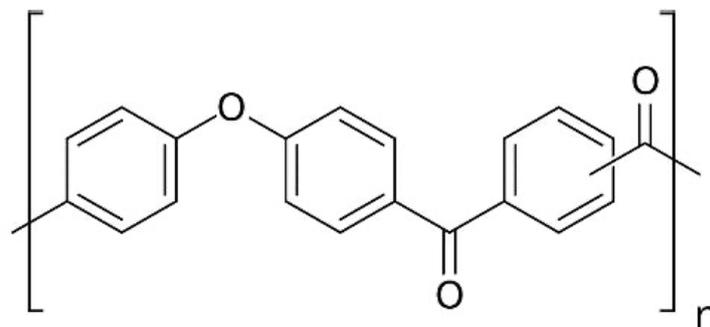


Fig. 1. Estructura química del Peek

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/cm³).
- 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>