



ANÁLISIS IN VITRO DE LA ELASTICIDAD Y LA FLEXIÓN DEL PEEK

TRABAJO DE FIN DE MÁSTER. MÁSTER EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS
2017/2018. UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID.



TUTORES: DR. JAIME DEL RÍO HIGHSMITH
DR. PEDRO MOLINERO MOURELLE

AUTOR: NARESH KEWALRAMANI

AGRADECIMIENTOS

Mi más sincero agradecimiento a todas aquellas personas que con su colaboración y esfuerzo han hecho posible la elaboración de este Trabajo de Fin de Máster.

Me gustaría agradecer especialmente a ciertas personas sin las cuales no sería posible el desarrollo de este proyecto:

Al Prof. Dr. Del Río Highsmith por su apoyo constante en los momentos más claves.

Al Prof. Dr. Molinero Mourelle por la ayuda y dedicación que ha empleado en este estudio.

A todo el personal de la empresa Euroortodoncia S.L., y en especial al Dr. Cervera Sabater, por aportarme su conocimiento tan valioso y por la ayuda que ha sido indispensable en la elaboración de este proyecto.

ÍNDICE

<i>ABSTRACT</i>	1
<i>RESUMEN</i>	2
1. INTRODUCCIÓN	3
<i>EVOLUCIÓN HISTÓRICA</i>	4
2. APLICACIONES DEL PEEK	8
• RESTAURACIONES ENDO-CORONA	8
• ESTRUCTURAS DE SOBREDENTADURAS SOBRE DIENTES EN PACIENTES ALÉRGICOS A METALES BASE	9
• IMPLANTES DENTALES	11
• PILARES SOBRE IMPLANTES	13
• PRÓTESIS IMPLANTOSOPORTADAS	14
• PRÓTESIS REMOVIBLES	16
3. HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS	17
4. MATERIALES Y MÉTODOS	17
5. RESULTADOS	19
6. ANÁLISIS ESTADÍSTICO Y DISCUSIÓN	22
7. CONCLUSIONES	26
8. BIBLIOGRAFÍA	27
9. ANEXOS	30

ABSTRACT

STATEMENT OF PROBLEM. Polyetheretherketone (PEEK) has several applications in dentistry. However, information about physico mechanical characterization is still scarce

PURPOSE. The purpose of this in vitro study was to evaluate and compare the flexural strength and modulus of elasticity of different samples made with PEEK.

MATERIAL AND METHODS. Ten specimens of PEEK with specific dimensions were fabricated (length x width x thickness) obtaining two groups of samples classified according to its thickness: a first group of 5 samples of 24x15x2 mm and a second group of 5 samples of 24x15x1,5 mm. After this, a Zwick/Roell universal testing machine was used to carry out the three-point bending flexural test.

RESULTS. The results show us that the first group of PEEK samples with a 2 mm thickness present higher values of modulus of elasticity and resistance to bending in comparison to the group of 1,5 mm thickness samples.

CONCLUSIONS.

RESUMEN

El PEEK tiene varias aplicaciones en el ámbito de la odontología debido a su gran biocompatibilidad. No obstante, no se conoce de manera específica el comportamiento físico-mecánico de este material. Por ello, el objetivo de este estudio in vitro ha sido evaluar y comparar la resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad de distintas muestras fabricadas a partir del PEEK.

En este estudio, se fabricaron diez muestras de PEEK con unas dimensiones específicas (longitud x anchura x grosor) obteniendo así, dos grupos clasificados según el grosor/espesor de las muestras: un primer grupo con 5 muestras de 24x15x2 mm y otro grupo con 5 muestras de 24x15x15 mm. Seguidamente, todas las muestras fueron sometidas a una prueba de flexión de tres puntos en una máquina de prueba universal Zwick/Roell.

Los resultados nos muestran que el primer grupo de probetas de PEEK con un espesor de 2 mm presenta valores más elevados de módulo de elasticidad y resistencia a la flexión en comparación con el grupo de probetas de 1,5 mm de grosor.

1. INTRODUCCIÓN

La polieteretercetona (PEEK) es un polímero termoplástico de alto rendimiento, que consiste en una cadena molecular aromática interconectada por grupos funcionales cetona y éter. Es un polímero sintético que pertenece a la familia de la poliariletercetona (PAEK). Debido a sus excelentes propiedades químicas, térmicas y mecánicas y su excelente biocompatibilidad, el PEEK se utiliza en diversas áreas de la odontología.

Su estructura confiere una excelente resistencia química y térmica. Su temperatura de fusión es de alrededor de 343°C, y el módulo elástico oscila entre 3 y 4 GPa. El PEEK presenta una menor solubilidad y absorción de agua en comparación a los polímeros estéticos actuales de diseño asistido por ordenador/ fabricación asistida por ordenador (CAD / CAM) y es químicamente inerte. Ya que este material posee un color blanco perla o marrón grisáceo opaco, también es necesaria una resina compuesta de recubrimiento para conseguir la estética ideal.

Los parámetros más relevantes para evaluar la longevidad clínica de las restauraciones dentales son la absorción de agua, la contracción de polimerización, la estabilidad dimensional y la capacidad de pulido. Se ha demostrado que el PEEK absorbe menos agua que el polimetilmetacrilato (PMMA), incluso después de un período de inmersión de 10 días a 121° C. Mientras que, el PMMA y las resinas compuestas muestran una contracción de polimerización de aproximadamente 2% a 4%, el PEEK no se encoge durante el proceso de polimerización y permanece químicamente inerte. Además, el PEEK ofrece una gran estabilidad en cuanto a dureza, rigidez y resistencia, incluso en una amplia gama de temperaturas; esto da como resultado una menor deformación que otros materiales termoplásticos.

Obtenemos así, una superficie pulida que no solo es crucial para la estética, sino que también es un factor clave en la acumulación de placa bacteriana, ya que existe una correlación directa entre la topografía de la superficie y la formación de la biopelícula. Además, la formación de biofilm en la superficie del PEEK es igual o incluso menor que, en materiales dentales, como el titanio y circonio. Debido a estas prometedoras propiedades físico-mecánicas, el PEEK muestra algunas ventajas en comparación a las aleaciones tradicionales y a los materiales dentales cerámicos.

El pulido debe dar como resultado una rugosidad de la superficie final (SR) por debajo de un valor umbral de 0.2 μm además de una baja energía superficial (SFE); si es necesario, esto puede alcanzarse mediante el uso de diferentes dispositivos de pulido.

La calidad de la superficie depende de varios parámetros (tipo de pulidor, velocidad, presión de contacto, medios circundantes y calidad de la superficie) y sobre cuánto desgaste abrasivo se pretende de las superficies del material de restauración.¹

EVOLUCIÓN HISTÓRICA

Los materiales que se han usado para la fabricación de las prótesis 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, ya que, 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 (de ahí que se denominaran “aleaciones preciosas”). A partir de la revalorización del oro a comienzo de los años ochenta (de 35 dólares por onza a más de 400 dólares por onza) se despertó el interés por desarrollar otras aleaciones alternativas con objeto de reducir el precio de las aleaciones coladas.²

En 1981 la Asociación Dental Americana (ADA) establece la siguiente clasificación de las aleaciones dentales en función de su composición^{3,4}:

-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-platapaladio 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 para la confección de puentes estilo Maryland 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.⁵

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 a la cera pérdida, 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 años⁶. 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. Uno de los principales problemas que el titanio es el colado debido a su altísima temperatura 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. Pero no son habituales los laboratorios con experiencia en este tipo de colados. Esto hace que su uso sea habitualmente mediante tecnología cad-cam.⁷

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.⁸ En este sentido, un descubrimiento importante de los últimos 20 años ha sido la implementación del Circonio.⁹

El circonio o más bien, dióxido de circonio o circona (ZrO_2) que es el que se utiliza en Odontología, se emplea para la confección de núcleos internos de coronas, inlays, onlays, puentes tipo “Maryland”, puentes anteriores y 9 posteriores de hasta 2 pósticos, particularmente en pacientes con problemas oclusales, de alergia a los metales y/o para ocultar dientes teñidos o con reconstrucciones metálicas, debiendo ser cautos en su utilización, ya que todavía no existen estudios clínicos que corroboren su supervivencia a largo plazo.¹⁰ 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 fracturas, lo que alarga considerablemente su vida útil.^{9,11}

Para poder trabajar el dióxido de circonio el técnico dental ha tenido que aprender nuevas técnicas y hacer inversiones en sistemas CAD-CAM, para la fabricación de las estructuras de circonio.¹²

Otro material que nos permite realizar prótesis libres de metal es el poliéter éter cetona (PEEK).¹³ El Peek es un polímero termoplástico compuesto. Se descubrió hace aproximadamente tres décadas.

Su estructura está formada por cetonas poliaromáticas, las cuales les confieren una gran estabilidad a temperaturas muy elevadas, por encima de los $300^{\circ}C$ y una mayor resistencia que muchos metales. Es insoluble en cualquier solvente excepto en ácido sulfúrico a una elevada concentración. No es susceptible al proceso de hidrólisis, esto lo hace mejor material que por ejemplo la fibra de carbono, la cual si lo es y no absorbe agua. Este material también posee una alta estabilidad ante las radiaciones y es radiotransparente.

Presenta una gran resistencia por ello ha llegado a utilizarse para realizar algunos componentes de aviones, como las turbinas, por ejemplo. Debido a esta elevada

resistencia con respecto a su peso, propiedades elásticas similares a la de los huesos humanos, no se corroe y no tiene conductividad térmica o eléctrica.

Sus múltiples propiedades lo hicieron un material ideal para sustituir principalmente al metal en ortopedia, traumatología, implantes espinales, prótesis e implantes dentales.

En odontología empezó a emplearse debido al incremento en las demandas estéticas del paciente y por la posible incompatibilidad con los metales. ¹⁴

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 prótesis de alta calidad. 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.⁸

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.

En la década de los años 90, se investigó la biocompatibilidad y la estabilidad in vivo de varios materiales poliméricos de la familia PAEK, como también posteriormente la biotipología de compuestos PEEK como materiales de fijación en implantes flexibles para la artroplastia.

En 1993 la empresa Victrex utilizó PEEK en aplicaciones de implantes biomédicos, en 1998 Invibio saca PEEK OPTIMA, el cual ha ganado la aceptación de la comunidad médica como un material implantable de confianza. A partir de 2001 proveen diferentes tipos de PEEK. uno para uso en implantes y otro para uso en prótesis.

2. APLICACIONES DEL PEEK

• RESTAURACIONES ENDO-CORONA

Las endo-coronas han sido una alternativa de tratamiento prometedora para los molares tratados endodónticamente con coronas clínicas cortas, raíces cortas y paredes axiales delgadas. Los estudios in vitro han demostrado que las endo-coronas presentan una resistencia a la fractura significativamente mayor en comparación a las coronas convencionales sobre pernos muñones colados o sobre postes de fibra de vidrio y núcleos de resina.¹⁵

Además, para conseguir una adhesión superior, mayor fuerza y mejores propiedades estéticas, estas restauraciones deben hacerse únicamente cerámica reforzada. Sin embargo, la cerámica se considera un material con una rigidez elevada y con un alto módulo de elasticidad (210 GPa). Los materiales con rigidez elevada como la alúmina pueden provocar una carga excesiva debido a que la transmisión de la fuerza oclusal puede tener un impacto negativo sobre las propiedades biomecánicas de la restauración y el diente pilar.

Debido a lo expuesto anteriormente, se ha creado un PEEK modificado que contiene un 20% de relleno de cerámica, presentando así unas propiedades biomecánicas y una biocompatibilidad excelente. Puede ser utilizado para la fabricación de prótesis ya sea por moldeo por inyección o por CAD-CAM. Las ventajas de usar este material son la eliminación de reacciones alérgicas y la consecución de una buena resistencia al desgaste, buenas propiedades de pulido y baja afinidad de placa.

La principal ventaja de este PEEK modificado es un módulo de elasticidad de 4-GPa, por lo que es tan elástico como el hueso y esto le permite actuar como un interruptor del estrés oclusal y reducir las fuerzas transferidas a la restauración y el diente en consecuencia. Esto, en combinación con unas buenas propiedades adhesivas a las estructuras dentales cuando están cementadas con cementos de resina, podría hacer que el uso del PEEK sea una alternativa viable para la restauración de dientes endodonciados mediante el uso de endo-coronas.

El uso del PEEK debe realizarse como núcleo o base de la endo-corona, que se extiende sellando íntegramente la cámara pulpar y, de manera indirecta, debe recubrirse con resina

compuesta, ya que este tipo de restauraciones aportan un ajuste marginal excelente, contactos interproximales ideales y una estética óptima.¹⁶



Estructura de PEEK para Endo-corona



Endo-corona PEEK cubierta con RRCC

- **ESTRUCTURAS DE SOBREDENTADURAS SOBRE DIENTES EN PACIENTES ALÉRGICOS A METALES BASE**

Las distintas aleaciones utilizadas para la fabricación de prótesis removibles, generalmente son de níquel (Ni), cobalto (Co), cromo (Cr) y molibdeno (Mo). Las ventajas de las aleaciones de Ni y Cr son, una gran resistencia a la corrosión y un coste relativamente bajo, lo que les ha llevado a ser las más utilizadas. Estos metales no han sido vinculados solo con reacciones de hipersensibilidad locales, sino que también con hipersensibilidad que resulta en eczema y dermatitis en las manos, los pies y en el cuerpo entero.

El Ni es uno de los alérgenos más potentes y un alérgeno ubicuo entre niños y adolescentes. Las reacciones adversas más causadas son hipersensibilidad, reacciones subtóxicas, toxicidad metálica y dermatitis alérgica de contacto. Estudios recientes han demostrado los efectos cancerígenos del Ni a través de vías de exposición tales como la inhalación, ingestión y la inyección parenteral de compuestos de Ni.

Las coronas dentales pueden contener una amplia variedad de metales, incluyendo níquel (Ni), paladio (Pd), oro (Au), plata (Ag), cobalto (Co) y cromo (Cr). La corrosión de estas

aleaciones dentales es un proceso continuo que resulta en la liberación constante de iones, que podría reducir el umbral del paciente para la irritación de la piel.

En casos de alergias al metal, es necesaria una prueba de parche antes de la iniciación del tratamiento para detectar la posible sensibilidad a los metales base utilizados en prótesis.

En estos casos, los metales nobles o el titanio pueden ser una alternativa viable para la construcción de restauraciones protésicas para minimizar las reacciones alérgicas. El uso de productos comercialmente puros como el Ti (cp Ti) y las aleaciones de Ti para la producción de estructuras metálicas coladas para pacientes alérgicos está justificado, ya que el Ti presenta buenas propiedades mecánicas, es ligero (baja densidad) y tiene una excelente biocompatibilidad.

Sin embargo, existen una serie de inconvenientes que se presentan en el laboratorio como un procedimiento alargado de fundición, un colado de peores propiedades y un peor mecanizado en comparación a los metales base, además el titanio presenta un mayor coste y una mayor dificultad de pulido. Clínicamente también existen inconvenientes como la decoloración, un sabor a metal desagradable, adhesión incrementada de la placa bacteriana y despegamiento de la base de resina de la prótesis.

El coste elevado de los metales nobles en combinación con los problemas descritos con el titanio ha hecho que busquemos nuevas alternativas para la construcción de estas prótesis.

La incorporación de una estructura metálica es una técnica común para fortalecer una sobredentadura, especialmente en aquellos casos en los que la dimensión vertical se encuentra reducida y cuando debemos reducir el grosor de la base acrílica de la sobredentadura provocando así que sea más propensa a futuras fracturas. La incorporación de una estructura que refuerce la base de la prótesis aumenta la resistencia a la flexión y el módulo de la base consiguiendo una menor tasa de fracturas.

Por lo tanto, el uso de una estructura de PEEK para una sobredentadura puede ser una opción ideal en aquellos casos de pacientes alérgicos a los metales base.

En comparación con el titanio, no hay informes de reacciones de hipersensibilidad con el PEEK y, además, el PEEK presenta una afinidad muy baja por la placa bacteriana. El "sabor metálico" o "sabor picante" se encuentra ausente con el uso de este material ya que es insoluble y no reacciona con otros metales.

Es muy frecuente observar una decoloración de la estructura de titanio expuesta, mientras que la decoloración de las estructuras de PEEK no se ha observado hasta el momento.

En conclusión, el uso de estructuras de PEEK para las sobredentaduras y en combinación con elementos retentivos producidos a partir de metales nobles, podría ser una alternativa viable al titanio y a sus aleaciones para aquellos pacientes alérgicos a los metales base.¹⁷



Dientes mandibulares remanentes

Sobredentadura



Estructura de PEEK.

- **IMPLANTES DENTALES**

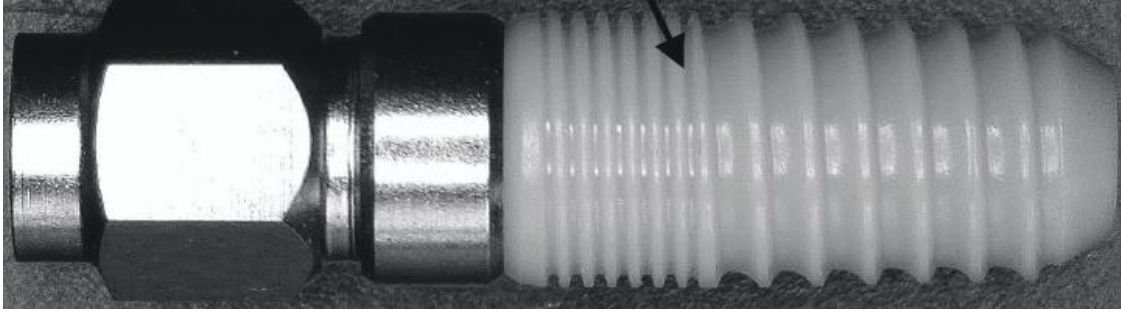
Un implante dental es un dispositivo que se inserta en los huesos maxilares quirúrgicamente para soportar, más adelante, una prótesis. El titanio es el material más utilizado para la confección de implantes. Sin embargo, tiene una serie de inconvenientes. En primer lugar, al no ser estético, tiñe el 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 están estudiando 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. Sin embargo, el potencial de este material para reemplazar al titanio como material para los implantes dentales es todavía discutible. Mientras que, algunos estudios sugieren que el PEEK sin modificar tiene propiedades osteoconductoras similares al titanio, otros estudios indican que no promueve la diferenciación de osteoblastos maduros como el titanio.¹⁸

El PEEK sin modificar está considerado como un material bioinerte sin embargo, no ha habido evidencia concluyente acerca de los efectos osteoconductores in vivo e in vitro. Por lo tanto, en su forma no modificada, la tasa de supervivencia a largo plazo de los implantes PEEK, es cuestionable.

Para mejorar tanto las propiedades mecánicas como las biológicas, se han intentado varias modificaciones en materiales de PEEK. Sin embargo, los implantes dentales no han sido usados de una manera extendida a nivel clínico y por ello, no hay datos suficientes como para deducir su eficacia a largo plazo en humanos.¹⁹

El PEEK sin modificar es menos osteoconductor y bioactivo que el titanio. Por lo tanto, en su forma no modificada el PEEK no es adecuado para ser utilizado como implante dental. La osteoconductividad y la bioactividad inadecuada del implante dental puede provocar periimplantitis severa y fracaso del implante. Por lo tanto, es necesaria una investigación más significativa y ensayos a largo plazo que se centren en mejorar la bioactividad del PEEK antes de ser usado como implante dental. Más estudios animales comparativos y un mayor número de ensayos clínicos serán la clave en un futuro para determinar cuál es el potencial del PEEK para convertirse en una alternativa viable al titanio.¹⁸



Implante Dental de PEEK

- **PILARES SOBRE IMPLANTES**

El uso del PEEK como material para la confección de pilares sobre implantes apenas se ha investigado. Los estudios clínicos y en animales son bastante limitados. Un ensayo clínico prospectivo estableció que los pilares de cicatrización fabricados con PEEK se asocian con respuestas similares de los tejidos blandos y tejidos duros en comparación con los pilares de cicatrización de titanio. Algunos estudios de laboratorio han investigado las propiedades mecánicas y biológicas de esta familia de materiales y confirmaron su idoneidad para ser utilizados como pilares sobre implantes.

Teniendo una biocompatibilidad adecuada, los pilares de cicatrización se pueden construir usando PEEK. Un ensayo clínico aleatorizado y controlado llevado a cabo por Koutouzis et al, nos ha demostrado que no existe una diferencia significativa en la reabsorción ósea y la inflamación de los tejidos blandos alrededor de los pilares de PEEK y de titanio. Además, la fijación de la flora microbiana oral a los pilares PEEK es comparable a los pilares de titanio, zirconio y polimetilmetacrilato. El hecho de que los módulos elásticos del hueso y del PEEK se parezcan provoca una reducción en los efectos de protección contra el estrés y fomenta la remodelación ósea. Por lo tanto, el PEEK podría demostrar ser una alternativa viable al titanio en la construcción de pilares sobre implantes.¹⁹

Este material se puede utilizar para confeccionar tanto un pilar definitivo e inmediato, como un pilar puntual o incluso, para la fabricación de superestructuras debido a sus excelentes propiedades. Esto podría resultar más rentable y garantizar una mejor estabilidad del tejido periimplantario sin la necesidad de múltiples episodios de conexión / desconexión de los pilares de cicatrización. Los pilares de PEEK son más fáciles de

preparar intraoralmente que los pilares de titanio y de circonio en el caso de que se justifiquen modificaciones posteriores a la fase de cicatrización o incluso en una etapa posterior.

El uso del PEEK, un material radiotransparente, puede ser una ventaja cuando se evalúa la presencia de cemento remanente en el caso de colocar prótesis cementadas sobre implantes. Sin embargo, se necesitan un mayor número de ensayos clínicos para permitir una mejor comprensión del comportamiento del material a largo plazo y en condiciones intraorales, especialmente cuando existen una gran variedad de materiales de restauración que pueden actuar como antagonistas.²⁰



- **PRÓTESIS IMPLANTOSOPORTADAS**

En general, el PEEK tiene un peso específico menor que permite la fabricación de unas prótesis más livianas, proporcionando un alto nivel de satisfacción y comodidad durante la función en todos los pacientes. El color blanco de la estructura de PEEK en combinación con unas carillas prefabricadas y con una elevada resistencia eliminan el aspecto grisáceo de las superestructuras metálicas, proporcionando un resultado estético sin elementos metálicos comparable al resultado que se obtiene con las restauraciones de cerámica. Además, el color blanco de los pilares de PEEK mejora la estética para biotipos gingivales finos en comparación con los pilares convencionales de metal o de titanio. Las pruebas mecánicas realizadas sobre pilares de PEEK y titanio nos han demostrado resultados similares en cuanto a módulo de resistencia y deformación.

El PEEK tiene buena biocompatibilidad, sin efectos tóxicos ni mutagénicos y sin provocar inflamación clínicamente significativa. Siempre anticipamos bajas tasas de inflamación debido a que el análisis histológico nos reveló que se consigue una íntima

adherencia a los tejidos blandos con pilares de PEEK. Además, la formación de biofilm es igual o menor en comparación a la superficie de los pilares de titanio o de circonio convencionales.

Un material modificado de polieterecetona (PEEK) que contiene un 20% de relleno cerámico (BioHPP) se ha utilizado en odontología para este tipo de prótesis. Este PEEK puede ser utilizado para fabricar prótesis, ya sea mediante moldeo por inyección o mediante diseño asistido por ordenador y fabricación asistida por ordenador (CAD-CAM).

La principal ventaja del PEEK modificado es un módulo de elasticidad de 4-GPa, por lo que es tan elástico como el hueso y esto le permite actuar como un atenuador del estrés y reducir las fuerzas transferidas a la restauración. Cuando esta estructura elástica se recubre de una prótesis de PMMA o de resina compuesta (9 GPa), se retienen las propiedades elásticas y aun así se reducirá el estrés oclusal que sufrirá la dentición antagonista.

Debido a su insolubilidad en agua y su baja reactividad con otros materiales, las superestructuras sobre implantes fabricadas a partir de PEEK podrían ser adecuadas para aquellos pacientes alérgicos.

Si las estructuras o superestructuras de PEEK pueden proporcionar una estabilidad adecuada para la carga inmediata no está tan claro.²¹



Transfers de impresión ferulizados



Estructura de PEEK sobre implantes

- **PRÓTESIS REMOVIBLES**

Tradicionalmente, las prótesis removibles tienen una estructura y retenedores de cromo-cobalto haciendo que sean una opción de tratamiento económica y predecible para rehabilitar pacientes parcialmente edéntulos. La exhibición estéticamente inaceptable de los retenedores metálicos, el aumento de peso de la prótesis, el posible sabor metálico y las reacciones alérgicas a los metales lideran a la introducción de una serie de materiales termoplásticos en la práctica clínica diaria, como el nylon y las resinas acetálicas. El nylon proporciona una estética mejorada y una reducción de las fuerzas de rotación sobre los dientes pilares debido a un módulo elástico más bajo. La mayor desventaja de una prótesis removible fabricada a partir de nylon es la incapacidad para un procedimiento de rebase y la falta de apoyos oclusales. Además, la estructura al no ser tan rígida nos lleva a una inestabilidad oclusal y hundimiento, especialmente en clases I y II de Kennedy. Por otro lado, las resinas acetálicas presentan una fuerza mecánica adecuada para conseguir una estructura más rígida que el nylon con unos retenedores, conectores y elementos de apoyo más retentivos; sin embargo, el material acetálico carece de translucidez natural y vitalidad.

Un material de restauración alternativo es el PEEK. Un PEEK modificado que contiene un 20% de relleno de cerámica es un polímero de alto rendimiento (BioHPP) que presenta alta biocompatibilidad, buenas propiedades mecánicas, resistencia a altas temperaturas y buena estabilidad química. Debido a un módulo de elasticidad de 4 GPa, es tan elástico como el hueso y puede reducir las tensiones transferidas a los dientes pilares. Además, su color blanco proporciona un diferente enfoque estético en comparación a las estructuras metálicas convencionales. Las ventajas adicionales de este material polimérico son la eliminación de las reacciones alérgicas y el sabor metálico, además presenta altas cualidades de pulido, baja afinidad para la placa bacteriana y buena resistencia al desgaste.²²

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS

En comparación con los materiales tradicionales, el PEEK ofrece grandes ventajas, ya que presenta propiedades elásticas similares a las del hueso humano, es radiotransparente y cuenta con una mínima absorción de agua, lo cual evita cualquier tipo de corrosión de este material. A pesar de todo el conocimiento que se tiene sobre el PEEK, no se conoce de manera específica el comportamiento físico-mecánico de este material. Por ello, el objetivo de este estudio in vitro ha sido evaluar y comparar la resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad de distintas muestras fabricadas a partir del PEEK.

Hipótesis nula (H0): no existen diferencias respecto al módulo de elasticidad y la resistencia a la flexión en relación con el grosor de las probetas de PEEK.

Hipótesis correlacional comparativa (H1): existen diferencias respecto al módulo de elasticidad y la resistencia a la flexión en relación con el grosor de las probetas de PEEK.

4. MATERIALES Y MÉTODOS

En este estudio, se fabricaron diez muestras de PEEK fresadas a partir de discos de la marca Juvora™. Se empleó una fresadora imes-icore CORITEC 350 de 5 ejes para conseguir unas dimensiones específicas (longitud x anchura x grosor). Así, obtuvimos dos grupos clasificados según el grosor/espesor de las muestras: un primer grupo con 5 muestras de 24x10x2 mm y otro grupo con 5 muestras de 24x10x1,5 mm

El **ensayo de flexión en tres puntos** se llevó a cabo en el departamento de Ingeniería de la empresa Euro Ortodoncia S.L., siguiendo las directrices de la norma UNE-En ISO 178: 2010.²³

Esta norma internacional especifica un método para la determinación de las propiedades de flexión de materiales plásticos rígidos y semirrígidos en condiciones definidas. Se define un tipo de probeta normalizada, pero se incluyen parámetros para utilizar tamaños de probetas alternativos, cuando sea apropiado. Se incluye un intervalo de velocidades de ensayo.²³

Se utilizó la máquina de ensayos universal Zwick/Roell, modelo BT1-FR2. 5TS. D14, calibrada en febrero de 2018, con registro de software testXpert®II y un soporte de apoyo de 16 mm, empleado tanto para las probetas de 1,5 mm como para las de 2 mm de grosor.

Según la norma UNE-En ISO 178: 2010²³ deben ensayarse al menos cinco probetas, pero el número de probetas puede ser mayor de cinco si se requiere mayor precisión en el valor medio. En el presente trabajo se estudiaron 5 probetas de 1,5 mm de grosor y 5 probetas de 2 mm de grosor de PEEK.

Cada probeta fue colocada sobre el soporte y se estableció la velocidad de ensayo en 1 mm/min, por ser ésta la velocidad de ensayo utilizada para probetas con espesores comprendidos entre 1 mm y 3,5 mm, según la norma UNE-En ISO 178: 2010.²³

Términos y definiciones

Módulo de elasticidad: el módulo de elasticidad (MPa) representa la rigidez de un material. Cuanto mayor es el módulo de elasticidad, menor será la deformación elástica y más rígido será el material.

Resistencia a la flexión: esfuerzo máximo de flexión soportado por la probeta durante un ensayo de doblado. Se expresa en N/mm² o megapascal (MPa). Se calcula a partir de la fórmula:

$$\sigma_f M = 3Fd/2wh^2$$

Donde:

F es la fuerza máxima aplicada, en N

d es la distancia entre apoyos, en mm.

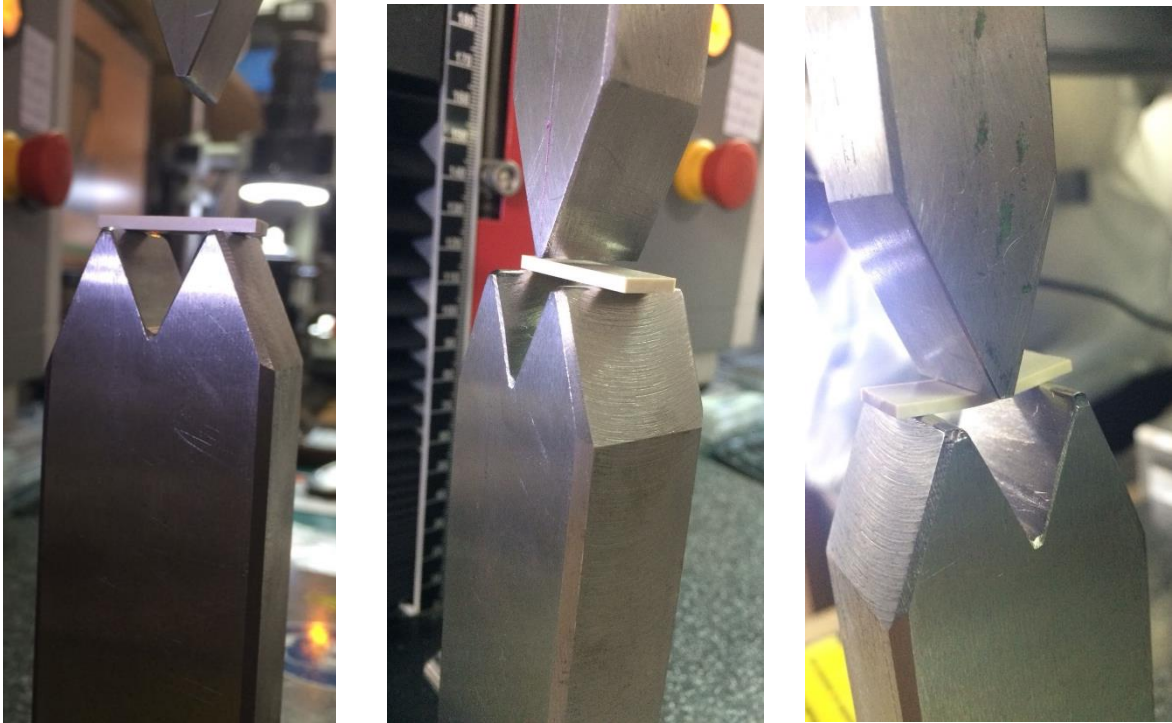
w es la anchura de la probeta, en mm.

h es el espesor de la probeta, en mm

Principio de método

Una **probeta** de sección **rectangular**, que descansa sobre **dos soportes**, se **flexiona por un elemento de carga que actúa sobre el punto medio de la probeta entre los soportes**. La probeta se flexiona de esa forma a una velocidad constante, hasta que se alcanza una deformación máxima de 5 milímetros de recorrido. Es decir, que en el

momento en el que el elemento de carga flexiona la probeta hasta un recorrido de 2.5 mm en ese mismo punto vuelve y retrocede a la posición de inicio disminuyendo la fuerza de flexión.



En el presente proyecto de investigación se analizaron las dos magnitudes más comúnmente estudiadas para conocer la resistencia a las fuerzas oclusales de un material determinado: la **resistencia a la flexión, σ_{fM} (MPa)** y el **módulo de elasticidad (MPa)**. Las gráficas de flexión y las curvas típicas de esfuerzo frente a deformación, donde se refleja el comportamiento de cada grupo de muestras estudiadas, quedan adjuntas a este trabajo en el anexo.

5. RESULTADOS

Hemos agrupado todos los datos obtenidos en tablas. Tras el ensayo de flexión, registramos el módulo de elasticidad (E), la fuerza cuando la deformación plástica es del 0.2%, la fuerza máxima ejercida por la máquina sobre la probeta y la distancia entre los apoyos. Por otro lado, la resistencia a la flexión (R) la calculamos con la fórmula explicada anteriormente. También se refleja en las tablas, la anchura y el espesor de las probetas de cada grupo.

Empleando la estadística descriptiva hemos calculado la media, mediana, moda y desviación estándar de los siguientes parámetros de ambos grupos: módulo de elasticidad (E), fuerza cuando la deformación plástica es del 0.2%, fuerza máxima ejercida por la máquina sobre la probeta y resistencia a la flexión (R).

GRUPO 1	E (módulo de elasticidad) (Mpa)	F en deformación plástica 0.2% (N)	R (Resistencia a la flexión) (N/mm2)	Fuerza máxima (N)	Espesor (mm)	Anchura (mm)	Distancia (mm)
1,1	4690	325	254,4000	424	2	10	16
1,2	4880	326	253,8000	423	2	10	16
1,3	4610	327	255,0000	425	2	10	16
1,4	4690	325	251,4000	419	2	10	16
1,5	4860	320	249,0000	415	2	10	16

ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA. GRUPO 1	E (módulo de elasticidad)	F en deformación plástica 0.2%	R (Resistencia a la flexión)	Fuerza máxima
<u>Media</u>	4746,0000	324,6000	252,7200	421,2000
<u>Mediana</u>	4690,0000	325,0000	253,8000	423,0000
<u>Moda</u>	4690,0000	325,0000	-	-
<u>Desv. estándar</u>	118,0254	2,7019	2,4884	4,1473

GRUPO 2	E (módulo de elasticidad) (Mpa)	F en deformación plástica 0.2% (N)	R (Resistencia a la flexión) (N/mm2)	Fuerza máxima (N)	Espesor (mm)	Anchura (mm)	Distancia (mm)
1,6	4210	181	246,4000	231	1,5	10	16
1,7	4160	185	252,8000	237	1,5	10	16
1,8	4200	179	243,2000	228	1,5	10	16
1,9	4120	181	245,3333	230	1,5	10	16
1,10	4060	179	247,4667	232	1,5	10	16

ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA. GRUPO 2	E (módulo de elasticidad)	F en deformación plástica 0.2%	R (Resistencia a la flexión)	Fuerza máxima
<u>Media</u>	4150,0000	181,0000	247,0400	231,6000
<u>Mediana</u>	4160,0000	181,0000	246,4000	231,0000
<u>Moda</u>	-	179,0000	-	-
<u>Desv. estándar</u>	61,6441	2,4495	3,5857	3,3615

A priori, los resultados nos muestran que el primer grupo de probetas de PEEK con un espesor de 2 mm presenta valores más elevados de módulo de elasticidad y resistencia a la flexión en comparación con el grupo de probetas de 1,5 mm de grosor.

6. ANÁLISIS ESTADÍSTICO Y DISCUSIÓN

Las variables independientes planteadas en este trabajo fueron la fuerza y el grosor. Y, por otro lado, tanto la resistencia a la flexión, como el módulo de elasticidad fueron planteadas como variables dependientes.

Todas las variables que queremos medir en este trabajo son cuantitativas continuas y dependientes.

El análisis estadístico de los datos se realizó con el programa SPSS 22.0 para Windows (IBM SPSS, 2013), mediante los métodos de estadística descriptiva e inferencial. Hay que ver si la distribución de los datos es normal o no para determinar si empleamos un test paramétrico o no. Se realizaron los tests de *Test Kolmogorov-Smirnov* y *Saphiro-Wilk* para determinar si las variables cuantitativas presentaban una distribución normal.

Módulo de elasticidad(E)

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Primero	,282	5	,200 [*]	,872	5	,277
Segundo	,191	5	,200 [*]	,932	5	,608

El primer grupo representa a un grosor de probeta de 2 mm y el segundo grupo tiene un grosor de probeta de 1,5 mm. Y, se ve que, ambos grupos tienen un valor significativo superior a 0,05 tanto en la primera, como en la segunda prueba de normalidad. Por ello, se establece que ambos grupos de la variable módulo de elasticidad (E) siguen una distribución normal. Esto determina que podemos utilizar pruebas paramétricas para continuar el análisis estadístico y, en este caso, utilizaremos la T de Student.

Prueba de muestras independientes

		prueba t para la igualdad de medias			95% de intervalo de ...
		Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	Inferior
E	Se asumen varianzas iguales	,0000084	596,00000	59,54830	458,68137
	No se asumen varianzas iguales	,0000558	596,00000	59,54830	450,47301

En la prueba de T de student comparando ambas medias fijamos el nivel de significación en un 5%, es decir, 0,05. Observamos que el valor de p es menor a 0.05 en ambos casos, y por ello, afirmamos que las diferencias entre ambos grupos, en relación a la variable módulo de elasticidad (E), son estadísticamente significativas.

Y, por lo tanto, al ser el valor de P menor que 0,05 rechazamos la hipótesis nula y nos quedamos con la hipótesis alternativa que es la hipótesis de diferencias. Por ello, existen diferencias estadísticamente significativas respecto al módulo de elasticidad en relación con el grosor de las probetas de PEEK.

Resistencia a la flexión (R)

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Primero	,268	5	,200 [*]	,896	5	,390
Segundo	,253	5	,200 [*]	,925	5	,560

El primer grupo representa a un grosor de probeta de 2 mm y el segundo grupo tiene un grosor de probeta de 1,5 mm. Y, se ve que, ambos grupos tienen un valor significativo superior a 0,05 tanto en la primera, como en la segunda prueba de normalidad. Por ello, se establece que ambos grupos de la variable resistencia a la flexión (R) siguen una distribución normal. Esto determina que podemos utilizar pruebas paramétricas para continuar el análisis estadístico y, en este caso, utilizaremos la T de Student.

Prueba de muestras independientes

		prueba t para la igualdad de medias		
		Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar
Resistencia	Se asumen varianzas iguales	,01959	5,68000	1,95187
	No se asumen varianzas iguales	,02221	5,68000	1,95187

En la prueba de T de student comparando ambas medias fijamos el nivel de significación en un 5%, es decir, 0,05. Observamos que el valor de p es mayor a 0.05 en ambos casos, y por ello, afirmamos que las diferencias entre ambos grupos, en relación a la variable Resistencia a la flexión (R), no son estadísticamente significativas.

Y, por lo tanto, al ser el valor de P mayor que 0,05 rechazamos la hipótesis alternativa y nos quedamos con la hipótesis nula. Por ello, no existen diferencias estadísticamente significativas respecto a la resistencia a la flexión en relación con el grosor de las probetas de PEEK.

Teniendo estas conclusiones estadísticas se desea conocer si existe una relación lineal entre el grosor y el módulo de elasticidad, para lo cual se aplica una prueba de correlación lineal de Pearson.

Correlaciones

		E	Grosor
E	Correlación de Pearson	1	,962**
	Sig. (bilateral)		,0000084
	N	10	10
Grosor	Correlación de Pearson	,962**	1
	Sig. (bilateral)	,0000084	
	N	10	10

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

La significación nos dice que aproximadamente en el 96% de los casos (correlación de Pearson) las variables módulo de elasticidad (E) y grosor están correlacionadas (cuando una aumenta lo hace la otra, y cuando una descende la otra también). La correlación de Pearson nos da un valor positivo y esto indica una correlación directa.

Por otro lado, al no existir diferencias estadísticamente significativas entre la variable independiente de grosor y la variable dependiente resistencia a la flexión (R), podemos discutir que, a falta de unas mediciones muy precisas, en este caso, el grosor de las probetas de nuestro material no afecta a la resistencia a la flexión de las mismas.

En el caso del PEEK, es importante controlar el grosor de nuestra estructura o rehabilitación protésica porque sabemos que, en comparación con otros materiales como la cerámica, el PEEK tiene un menor módulo de elasticidad y por ello, es más elástico y menos rígido. Esto es clave para reducir el estrés oclusal y disipar las cargas axiales y laterales.^{24,25} En línea con esto, un estudio afirma que el aumento del módulo de elasticidad de los pilares sobre implantes supone un incremento en el riesgo de fractura. Por otra, una resistencia a la flexión elevada también disminuye el riesgo de fractura del material. Una reducción en la resistencia a la flexión puede ocasionar debilidad, abrasión y formación de placa, así como grandes probabilidades de fractura de la restauración cuando se utilice *in vivo*.

Por ello, al tener el PEEK esa mayor elasticidad resulta muy útil para rehabilitaciones sobre dientes e implantes. Pero, por otro lado, los resultados de pruebas mecánicas de esfuerzo con PEEK son limitados y la literatura disponible varía considerablemente en términos de aplicaciones protésicas.²⁶

7. CONCLUSIONES

En conclusión, lo que podemos interpretar de todos estos resultados es que a medida que aumenta el grosor, aumenta también el módulo de elasticidad (E).

Sin embargo, no hay relación estadísticamente significativa entre el grosor y la resistencia a la flexión (R). Esto se traduce en que el esfuerzo máximo de flexión soportado por la probeta durante este ensayo específico no se ve afectado por el espesor de la misma. Esto, quizás, pueda deberse a diversos factores:

- Diseño del estudio
- Precisión en el cálculo de las medidas
- Fuerza de flexión limitada por el recorrido del elemento de carga

Paralelamente, podemos también concluir que en este estudio in vitro debido a la falta de una mayor variedad de grosores no se han conseguido valores con mayores fluctuaciones de la variable R.

Finalmente, podría valorarse la necesidad de un mayor número de estudios in vitro, con mayores muestras y mayores cargas sobre el material, en los cuales la la fuerza de flexión sea mucho más elevada, conociendo así, realmente la resistencia máxima flexión alcanzada por este material antes de su ruptura.

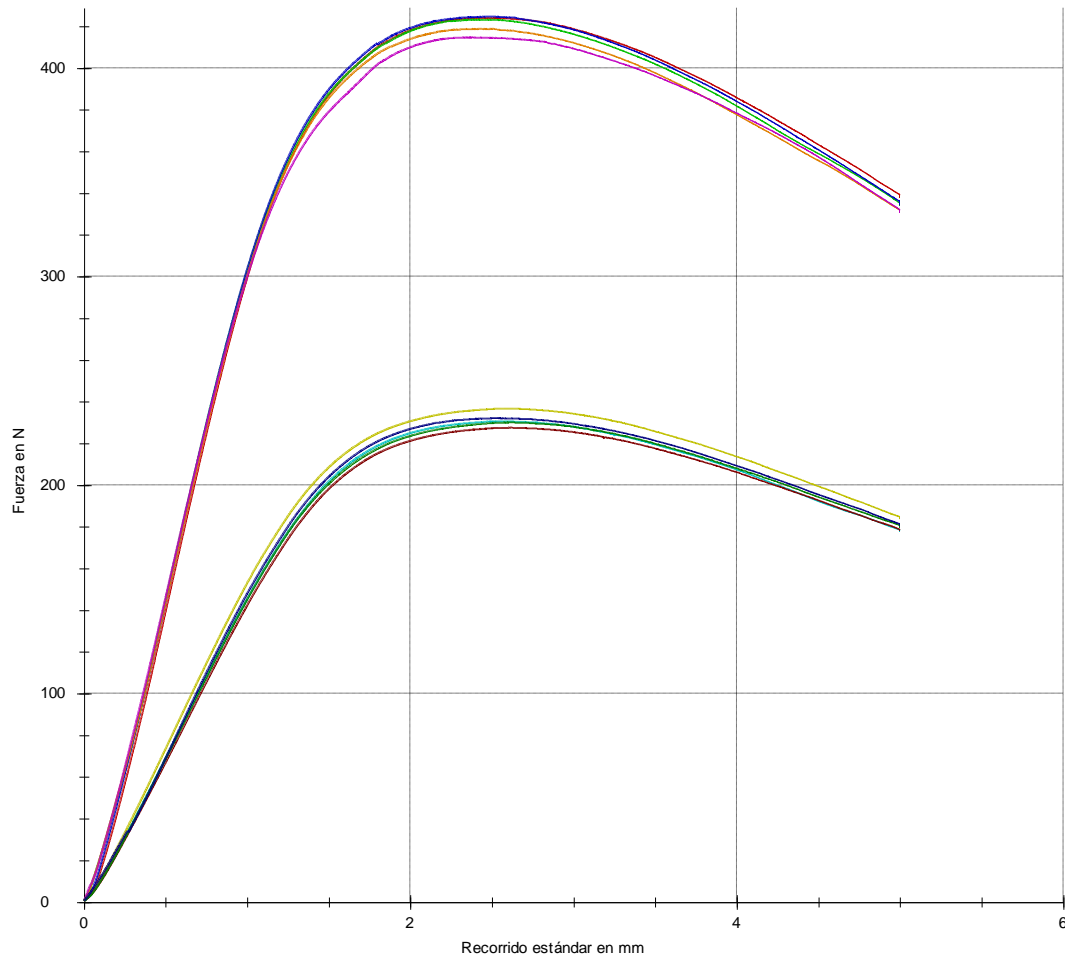
8. BIBLIOGRAFÍA

1. Heimer, Sina; Schmidlin, Patrick R; Roos, Malgorzata; Stawarczyk, Bogna (2017). Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(3):419-425.
2. Castillo de Oyagüe R. Ajuste de estructuras coladas para prótesis fija sobre pilares prefabricados de implantes dentales. Madrid: Departamento de Estomatología I (prótesis bucofacial) de la Universidad Complutense de Madrid [tesis doctoral inédita];2004
3. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87:351-63.
4. Phillips DE. Ciencia de los materiales dentales. Mexico: MCGraw-Hill [10ª ed.].1998
5. Shillingborg H. Fundamentos esenciales en Prótesis Fija. 3ª ed. Barcelona:Ed. Quintessenser;2002.
6. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont*. 2009;18(2):188-94.
7. Rosenstiel S.F, Land M.F, Fujimoto J. Prótesis fija contemporánea. Cuarta edición. Barcelona: Ed ELSEVIER España, S.A.;2008.
8. Parmigiani JM. Peek, alternativa a aleaciones metálicas en la boca. *Odontología sin metal*. *Maxillaris* 2015: 157-167.
9. Rojas-Vizcaya F. Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service. *J Prosthodont*.2011;20(7):570-6.
10. Agustín Panadero R. Estudio Comparativo in vitro del comportamiento de las cerámicas de recubrimiento según el núcleo: óxido de circonio y metal. Valencia. Departamento de Estomatología, Unidad Docente de Prosthodontia y Oclusión de la Facultad de Medicina Odontología. Universidad de Valencia. [tesis doctoral inédita];2012.
11. Santing HJ, Meijer HJA, Raghoobar GM, Özcan M. Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: a comparison of composite resin crowns fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14(6):882-9.

12. BioHPP. La nueva clase de material en la prótesis. Bredent. Disponible en: <http://www.bredent.com/es/bredent/product-information-v2/300/>. Consultado: 08/01.2016.
13. Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller W-D. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dent Mater* 2015;31(11):1377-84 27
14. Schwitalla A, Müller W-D. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol* 2013;39(6):743-9. 15 Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* 2007;28(32):4845-69
15. Chang CY, Kuo JS, Lin YS, Chang YH. Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *J Dent Sci* 2009; 4:110-7.
16. Panagiotis Zoidis, Eleonora Bakiri and Gregory Polyzois. Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *J Prosthet Dent* 2016
17. Zoidis, P. Polyetheretherketone Overlay Prosthesis over High Noble Ball Attachments to Overcome Base Metal Sensitivity: A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics* 2018
18. Najeeb S, Khurshid Z, Zohaib S, Sohail Zafar M. Bioactivity and Osseointegration of PEEK Are Inferior to Those of Titanium: A Systematic Review. *Journal of Oral Implantology*. 2016;42(6):512-516.
19. Najeeb S, Zafar M, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*. 2016;60(1):12-19.
20. AL-Rabab'ah M, Hamadneh W, Alsalem I, Khraisat A, Abu Karaky A. Use of High Performance Polymers as Dental Implant Abutments and Frameworks: A Case Series Report. *Journal of Prosthodontics* 2017
21. Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017
22. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*. 2015;25(7):580-584.
23. UNE-EN ISO 178: 2010. Plásticos. Determinación de las propiedades de flexión.

24. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barbera M, Carbatosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2014; 112:680-2.
25. Gracis S, Nicholls JJ, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont* 1991; 4:282-91.
26. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin PR. 2013. Polyetheretherketone—A suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res Part B* 2013;101B:1209–1216.

9. ANEXOS



Gráfica. Curvas de tensión-deformación de las 10 probetas de PEEK obtenidas tras el ensayo. En el eje de las ordenadas tenemos la fuerza representada en Newtons y en el eje de abscisas tenemos el recorrido, en milímetros, que realizan las probetas al ser deformadas por una fuerza continua y constante.

Las curvas más altas representan el grupo 1 (2 mm de grosor) y las curvas bajas el grupo 2 (1,5 mm de grosor)