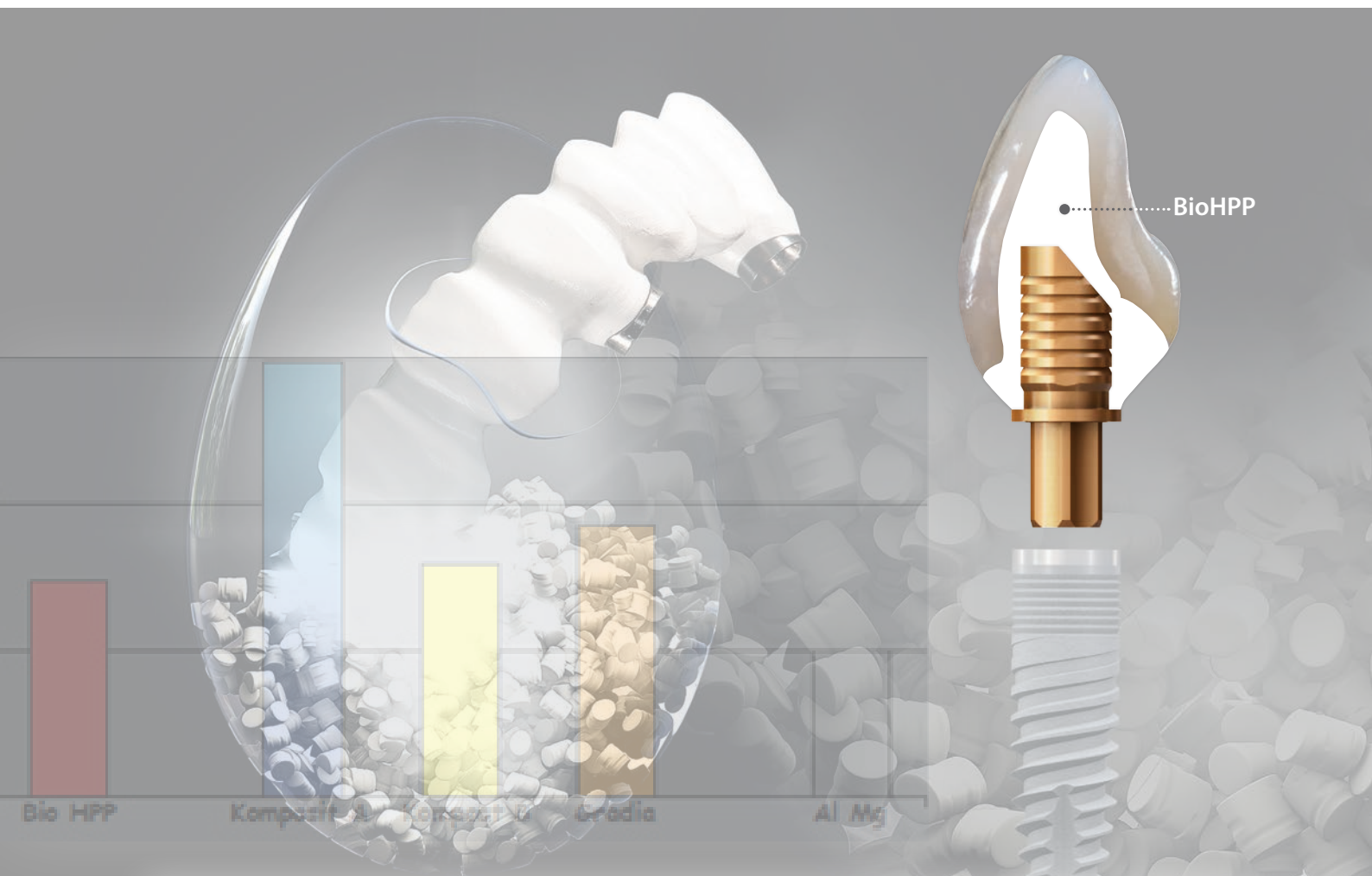


BioHPP Resultados de estudios 2011-2018



BioHPP – La nueva clase de material para la técnica protésica

Contenido

Prefacio.....	4
Clasificación de los polímeros industriales.....	5
1 Determinación de las propiedades del material BioHPP	6
2 Ensayos in vitro de BioHPP en la técnica de telescopios.....	10
3 Resistencia de la unión de PEEK con resinas de revestimiento dependiendo de la preparación de las superficies en el ensayo de cizallamiento según EN ISO 10477.....	12
4 Influencia del proceso de fabricación en la carga de rotura de puentes de PEEK de tres piezas	14
5 Estudio sobre la limpieza del material para estructuras BioHPP	16
6 Formación de la capa de óxido al inyectar BioHPP sobre aditamentos prefabricados de titanio.....	18
7 Ensayo in vitro de puentes de cuatro elementos sobre muñones de resina (ciclado térmico más carga mecánica y ensayo de rotura): forma totalmente anatómica de PEEK fresado e inyectado	20
8 Comprobación de las fuerzas de retención entre aditamentos (titanio, BioHPP) y cofias (dióxido de circonio, BioHPP) con un ángulo en el cono de 4°/8° para la evaluación de diferentes cementos.....	22
9 Ensayo in vitro de puentes de cuatro elementos sobre dientes humanos (ciclado térmico más carga mecánica y ensayo de rotura) de estructuras y revestimientos con diferentes morfologías	24
10 Ensayo in vitro de puentes estandarizados de tres elementos	25
11 Carga de rotura y tipos de fallos de restauraciones fijas de PEEK con diferentes revestimientos.....	26
12 Adhesión de bacterias al BioHPP	28
13 Influencia de diferentes métodos de tratamiento de la superficie en los ángulos de contacto y la rugosidad de la superficie	30
14 Estudio de la pérdida de hueso marginal periimplantar con carga inmediata. Comparación de la prótesis de arco completo fija con estructura de metal frente a la que lleva estructura de poliéter éter cetona.....	34
15 Ensayo clínico y experimental de un aditamento híbrido de PEEK y titanio con refuerzo cerámico aplicando una carga inmediata con una corona de cerámica	36
16 Comportamiento del tejido periimplantar en contacto con materiales sin metal: ensayos experimentales con perros.....	39
Literatura científica	42

Prefacio

Materiales estructurales fisiológicos adaptados a la naturaleza: desde el PEEK al BioHPP

El PEEK ya lleva aplicándose más de 35 años como material en implantes en medicina (prótesis de dedos, cuerpos intervertebrales de la columna y prótesis de cadera). Sus ventajas son las propiedades altamente biocompatibles del material, que permiten la integración de las prótesis dentro del hueso. Además, sus propiedades mecánicas se asemejan mucho a las del esqueleto óseo.

El PEEK (poliéter éter cetona) es un polímero de altas prestaciones del grupo de las poliaril éter cetonas, siendo su representante más significativo. PEEK es un material bioinerte, que puede utilizarse para su inserción en el cuerpo humano. Destaca por su elasticidad, que se asemeja a la del hueso humano más que las aleaciones con base de titanio, como por ejemplo las usadas en las prótesis de articulaciones.

Al utilizar PEEK para la construcción de estructuras para los implantes en vez de las mencionadas aleaciones, se consigue una mayor disminución de la carga que actúa sobre el hueso o el tejido en comparación con los materiales metálicos. En consecuencia, se reduce el riesgo de resorción ósea por efecto del implante. Si bien el PEEK ya llevan décadas siendo utilizado en cirugía

para las indicaciones mencionadas, no hace tanto que se empieza a utilizar este material en odontología. Para la restauración mediante prótesis con productos sanitarios con base de PEEK, bredent comercializa el material BioHPP en forma de pellets, granulado y blanks para fresar, cuyo procesamiento se realiza en el laboratorio dental.

BioHPP es un PEEK modificado a propósito y enriquecido con materiales de relleno inorgánicos (hasta aproximadamente un 30 %), que ha sido certificado para la aplicación dental (clase IIb, según la Ley de productos sanitarios). bredent modificó las características técnicas de este material para permitir su aplicación como material para estructuras. Sin embargo, este proceso no afectó a las propiedades biológicas del polímero de base PEEK, sino que se ha obtenido una optimización considerable, prestando especial atención a las combinaciones de materiales (por ejemplo, los composites para revestimientos y los sistemas de unión mediante adhesión) y las propiedades mecánicas (por ejemplo, la elasticidad y resistencia a la torsión).

El presente resumen de diferentes estudios científicos presenta las propiedades y las ventajas del BioHPP en comparación con los materiales usados habitualmente, tales como el dióxido de circonio y las aleaciones dentales para el colado.

Un cordial saludo bredent group

Clasificación de los polímeros industriales

En el sector dental se utiliza con frecuencia el concepto de polímero de altas prestaciones de forma errónea. Desde el punto de vista químico, esta denominación se basa en un uso continuado a una temperatura por encima de los 150 °C. Teniendo en cuenta además sus extraordinarias propiedades mecánicas, el PEEK pertenece a una clase propia distinta de los polímeros estándar y los polímeros técnicos.

La adición de materiales de relleno inorgánicos posicionan al BioHPP en la categoría superior, pues supera claramente las propiedades específicas que ofrece el material PEEK. Gracias a sus ventajas mecánicas (características excelentes para el pulido y la unión con otros materiales, entre otras), el BioHPP está especialmente cualificado para su aplicación en el ámbito dental.

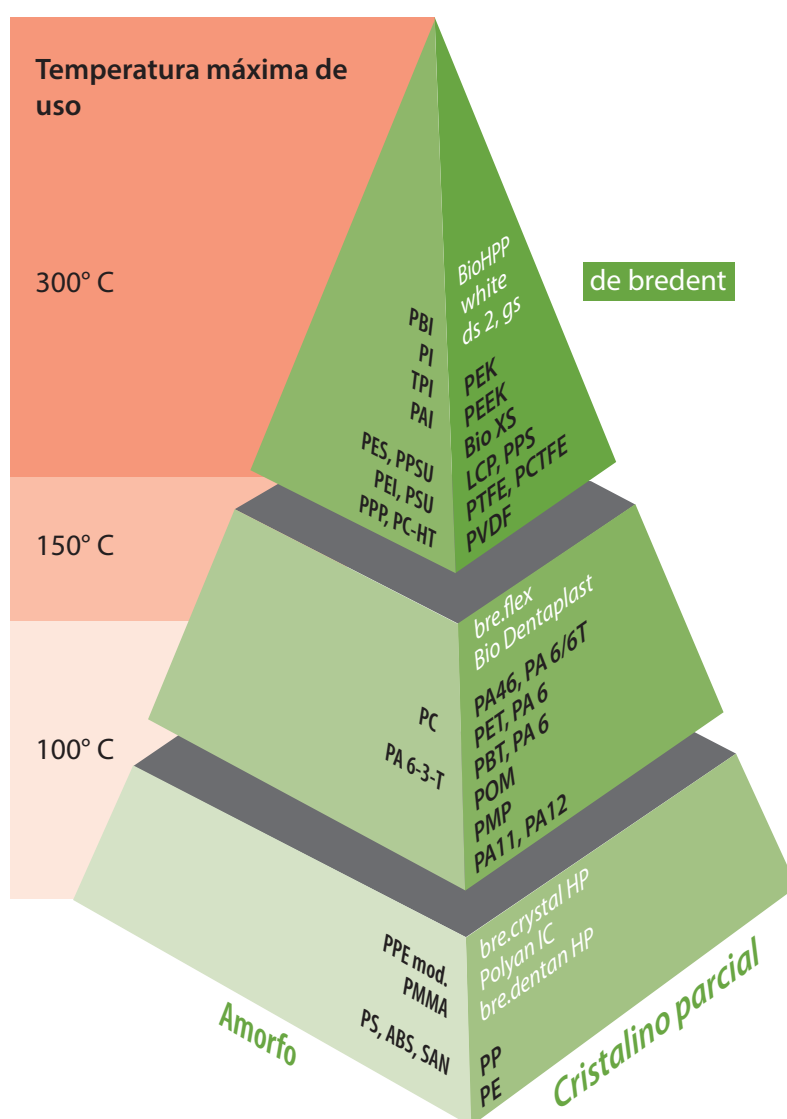


Fig. 1: La pirámide de polímeros proporciona una visión de la distribución de los polímeros estándar, los polímeros técnicos y los polímeros de alto rendimiento.

1 Determinación de las propiedades del material BioHPP ^{1,2)}

Prof. Dr. Roland Göbel, Dra. Angelika Rzanny
Hospital Clínico Universitario de Jena
Policlínica de Protésica Dental
y Ciencia de los Materiales



El objeto del trabajo de investigación fue el estudio de las propiedades físicas y químicas de la resina BioHPP con base de PEEK de color blanco. Además de su resistencia a la torsión, el módulo de elasticidad y su dureza, se estudió las características de su superficie, su comportamiento frente a la abrasión y la tinción, así como la resistencia de la unión de este material con composites de fijación.

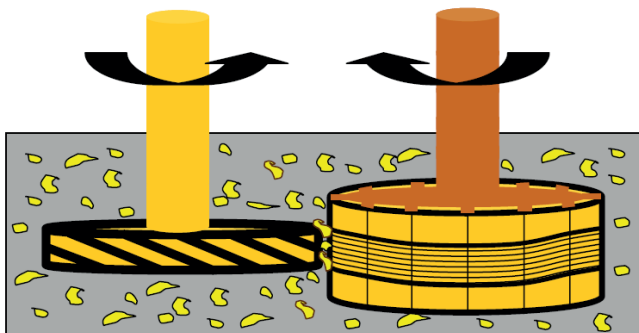


Fig. 2: Representación principal de la máquina de abrasión con 3 medios desarrollada por De Gee (Willytec).³⁾

Resistencia a la abrasión de BioHPP en comparación con diferentes composites de revestimiento y la amalgama como material de relleno

La comprobación de la resistencia a la abrasión se llevó a cabo con la máquina de abrasión con 3 medios (Willytec), según el método de abrasión desarrollado por De Gee. Se dispuso las muestras en la rueda de ensayo, como material de comparación se usó una aleación de AlMg de la misma dureza que las masillas de amalgama y Gradia Dentina. Tras realizar el rebajado de la rueda con las muestras utilizando un disco amolador diamantado basto y a continuación otro fino (fuerza de compresión=15 N), se realizó un ensayo de abrasión con una fuerza de compresión de 20 N. Como elemento intermedio se usó cepillos limpiadores de dientes HS RMS 11000015. La tendencia a la abrasión de BioHPP (fig. 2) presentó con 1,5 un valor comparativamente bajo (aleación de AlMg de la misma dureza que la amalgama=1). El resultado permitió deducir que las superficies de oclusión de BioHPP resultan menos dañadas por la abrasión que las de otras resinas de revestimiento. Y, por otro lado, los dientes vitales en contacto con BioHPP sufren un desgaste menor de lo que ocurre cuando se usa materiales cerámicos.

Grado de abrasión

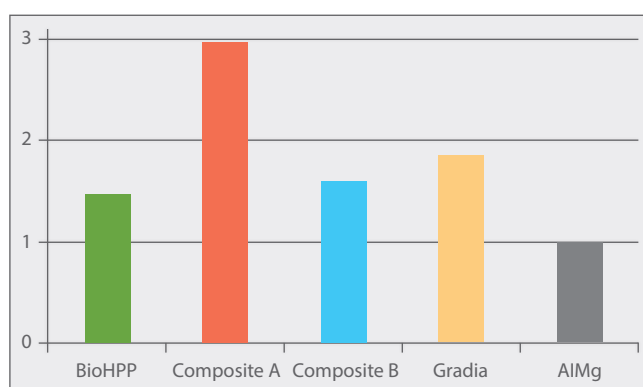


Fig. 3: Tendencia a la abrasión de BioHPP y diferentes composites de revestimiento en comparación con la aleación de AlMg.⁴⁾

¹⁾ Compárese con Rzanny A, Goebel R, Küpper H. PEEK – ein interessanter Werkstoff und alternatives Gerüstmaterial. ZWR – Das Deutsche Zahnärzteblatt. 2015;123:608-13.

²⁾ Compárese con Rzanny A, Göbel R, Fächet M. BioHPP – Zusammenfassende Ergebnisse der werkstoffkundlichen Untersuchungen. Jena: Friedrich-Schiller-Universität; 2013.

³⁾ Rzanny, Werkstoffkundliche Untersuchungen, 2013, 5.

⁴⁾ Rzanny, PEEK – ein interessanter Werkstoff, ZWR 2015, 611.

⁵⁾ Rzanny, Werkstoffkundliche Untersuchungen, 2013, 9.

⁶⁾ Ebd., 12.

Tendencia a la tinción ΔE

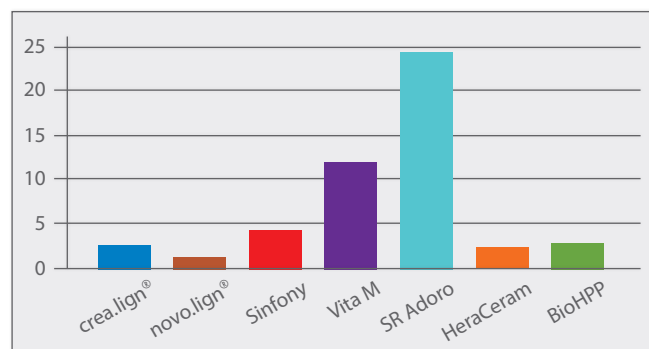


Fig. 4: La tendencia a la tinción ΔE de BioHPP tras permanecer en contacto con café, té, tabaco, vino tinto y azul de metileno.⁵⁾

Rugosidad de la superficie [μm]

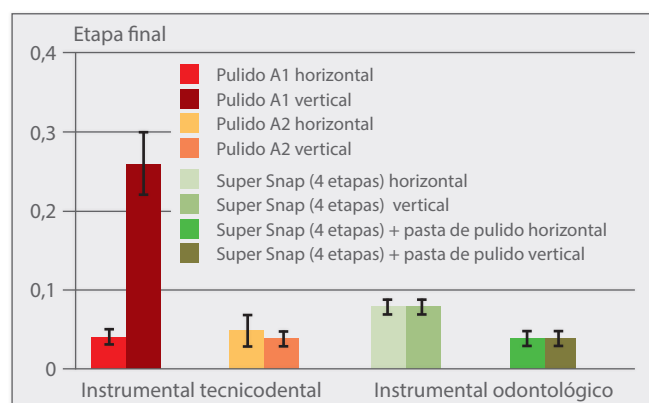


Fig. 5: Rugosidad de la superficie de BioHPP en sentido horizontal y vertical al sentido del mecanizado tras diferentes tipos de pulido.⁶⁾

Mecanizado técnico dental mediante pieza manual (A1/A2):

1. fresa de carburo de tungsteno (Dentado cruzado grueso) (REF H194GH40), leve presión de contacto, 6.000-8.000 rpm
2. Diagen-Turbo-Grinder verde (REF 34000150), leve presión de contacto, 6.000-8.000 rpm
3. Ceragum Goma de pulido cilíndrica (REF PWKG0650), presión de contacto muy leve, 6.000-8.000 rpm
4. cepillo de pelo de cabra con piedra pómez fino pequeño (REF 35000550), 5.000 rpm
5. cepillo de pelo de cabra REF 35000550 con Abraso Starglanz, disco de algodón REF 35000650 sin producto pulidor, 6.000-8.000 rpm

Procesamiento odontológico o con el contraángulo en el equipo odontológico (B):

Discos para pulir Super Snap (Shofu) en el siguiente orden: basto, medio, fino, superfino, pasta de pulido DirectDia sobre disco Super-Snap Buff Disk (Shofu) con 10.000 rpm.

Tendencia a la tinción del BioHPP

Para determinar la tendencia a la tinción exógena se dejó las probetas durante cuatro semanas en preparados con diferentes materiales (café, té, tabaco, vino tinto, azul de metileno, agua destilada) a 37 °C. La medición de la tinción en comparación con el control (guardado en un lugar seco y oscuro a 37 °C) se realizó utilizando el ShadeEye-NCC (Shofu, Ratingen, Alemania), que funciona basándose en el sistema CIELAB y proporciona los valores $L^*a^*b^*$, que aportan información sobre el tono del color, la luminosidad y la saturación. Usando la desviación estándar se calculó la desviación de los valores $L^*a^*b^*$ en comparación con la muestra de control. El valor obtenido se denomina grado de tinción V. Para recoger la totalidad de la desviación de la probeta teñida con respecto a la muestra de control se calculó a partir de los 3 componentes la desviación del color ΔE , que proporciona una medida para la apreciación visual de las diferencias de color en condiciones favorables.

La tendencia a la tinción exógena obtenida en los medios utilizados en el ensayo —café, té, tabaco, vino tinto y azul de metileno— ha resultado muy baja en el caso de novo.lign y BioHPP con valores de 1,2 y 2,8 respectivamente (fig. 4).

Rugosidad de la superficie y respuesta al pulido del BioHPP

Para que la adhesión de placa sea baja, la condición previa más importante es disponer de una superficie lisa. Sólo de este modo se preserva la limpieza a largo plazo en el sustituto dental y se consigue una limpieza más fácil. Para determinar la calidad de la superficie se utilizó probetas de 20 mm de longitud, 10 mm de ancho y 3 mm de grosor y se mecanizó la superficie de la siguiente manera: aplicando un método de procesamiento tecnicodental sin movimientos circulares (A1), otro método de procesamiento tecnicodental con movimientos circulares (A2) y un método de procesamiento odontológico (B).

La calidad de la superficie alcanzó, tanto mediante variantes técnicodentales como odontológicas, unos índices de rugosidad de 0,04 μm (fig. 5). Para obtener una calidad tan alta en la superficie fue necesario seguir con gran exactitud la estrategia de pulido. Esto se debe a que las estrategias de pulido habitual para composites no permiten alcanzar valores de rugosidad aceptables en la superficie.

Análisis de la estructura

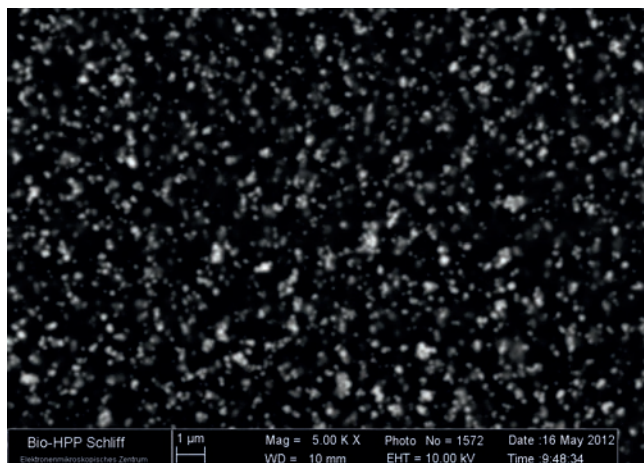


Fig. 6: Estructura del BioHPP⁷⁾.

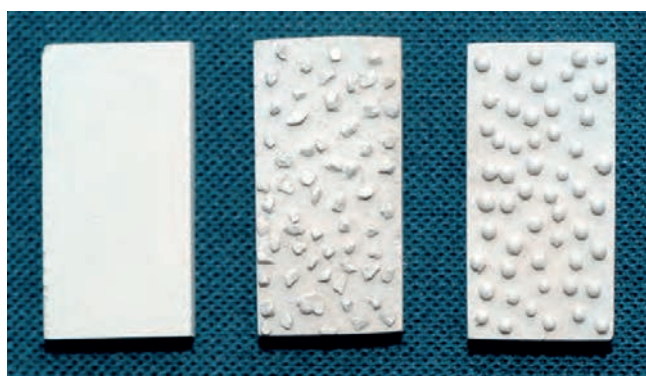


Fig. 7: Muestras de ensayo con superficies de BioHPP (con diferentes tratamientos (izquierda: repasado, medio: cristales, derecha: perlas).⁸⁾

Resistencia al cizallamiento con compresión [MPa] de BioHPP fresado con adhesivo DTK

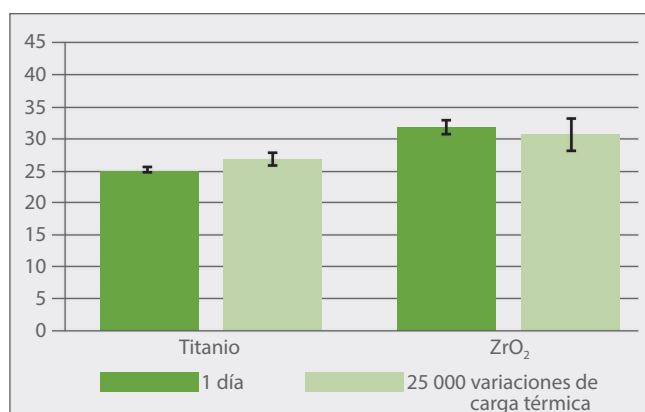


Fig. 8: Resistencia al cizallamiento con compresión de las variantes de uniones de BioHPP/adhesivo DTK/Titanio y BioHPP/adhesivo DTK/dióxido de circonio tras 1 día y tras 25.000 variaciones de carga térmica.⁹⁾

Medición de la resistencia de la unión de placas de muestra de BioHPP con diversos materiales constructivos dentales

Los ensayos de cizallamiento con compresión se realizaron con el equipo universal para ensayos Zwick Z 005. La velocidad de la travesa fue de 1 mm/min. Por cada serie se fabricaron de 1 a 3 muestras de ensayo (valor inicial) y 4 muestras de ensayo (envejecimiento artificial). Mediante este ensayo se determinó la resistencia de la unión de BioHPP con el composite de revestimiento combo.lign y el composite de fijación DTK-Kleber. Las muestras de ensayo de BioHPP se fabricaron usando diferentes procedimientos. En el primer procedimiento se usó la técnica de inyección para aplicar macroretenciones mecánicas en forma de perlas y cristales. En la variante fresada mediante CAD/CAM, la superficie de las muestras era lisa.

La superficie de las plaquitas de todas las muestras se arenaron con corindón (110 µm, 3 bar) (véase también las figuras 7 y 9a):

1. BioHPP (fresado): 20 × 10 × 2 mm, visio.link (90 s Dentacolor XS). Se colocó un anillo de metal sobre la superficie de BioHPP y se introdujo combo.lign, se dejó durante 10 minutos en un lugar oscuro y se fotopolimerizó durante 90 segundos en el Dentacolor XS.

2. BioHPP (inyectado con perlas): 20 × 10 × 2 mm, visio.link (90 s Dentacolor XS), combo.lign-Opaker (90 s Dentacolor XS). Se colocó un anillo de metal sobre la superficie de BioHPP y se introdujo combo.lign, se dejó durante 10 minutos en un lugar oscuro y se fotopolimerizó durante 90 segundos en el Dentacolor XS.

3. BioHPP (inyectado con cristales): 20×10×2mm, visio.link (90 s Dentacolor XS), combo.lign-Opaker (90 s Dentacolor XS). Se colocó un anillo de metal sobre la superficie de BioHPP y se introdujo combo.lign, se dejó durante 10 minutos en un lugar oscuro y se fotopolimerizó durante 90 segundos en el Dentacolor XS.

La resistencia de la unión de BioHPP con el composite de fijación combo.lign está representada en la fig. 9a. Las resistencias al cizallamiento con una compresión de 25 MPa se mantuvieron asimismo estables incluso tras el envejecimiento artificial. La aplicación de macroretenciones (perlas, virutas, véase la fig. 7) proporcionó un incremento considerable de la unión, alcanzando hasta 40 MPa. Las resistencias de adhesión obtenidas in vitro de BioHPP con superficies de titanio y dióxido de circonio (adhesivo: DTK) están representadas

Resistencia al cizallamiento con compresión [MPa] BioHPP – combo.lign

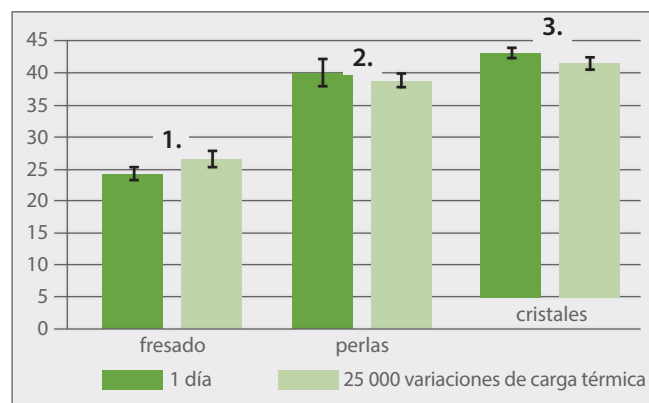


Fig. 9a: Resistencia al cizallamiento con compresión de BioHPP con combo.lign en superficies con acondicionados diferentes tras 1 día y 25.000 ciclos de envejecimiento.¹⁰⁾

en la fig. 8. Con titanio se midió 25 MPa, con dióxido de circonio 32 MPa sin que se observara una disminución significativa de la resistencia de la adhesión tras 25 000 variaciones de carga térmica.

Los materiales estructurales habituales, tales como metales nobles, dióxido de circonio o metales no nobles, presentaron en comparación valores similares o menores para la resistencia de la unión, tal como muestra la fig. 9b. Se comprobó también aquí la resistencia de la unión de los materiales de construcción con el material de revestimiento combo.lign tras un envejecimiento artificial y 25000 variaciones de carga térmica. Un nivel clínicamente seguro de la resistencia de la unión se alcanza según la norma DIN EN ISO 10477:2005-01 con 20 a 22 MPa.

Nota de la redacción: Una buena unión tanto con el material de revestimiento como con el de fijación es decisiva para la tiempo de uso y la vida útil de los sustitutos dentales. El aumento de la rugosidad de la superficie es una condición necesaria para conseguir una buena adhesión.

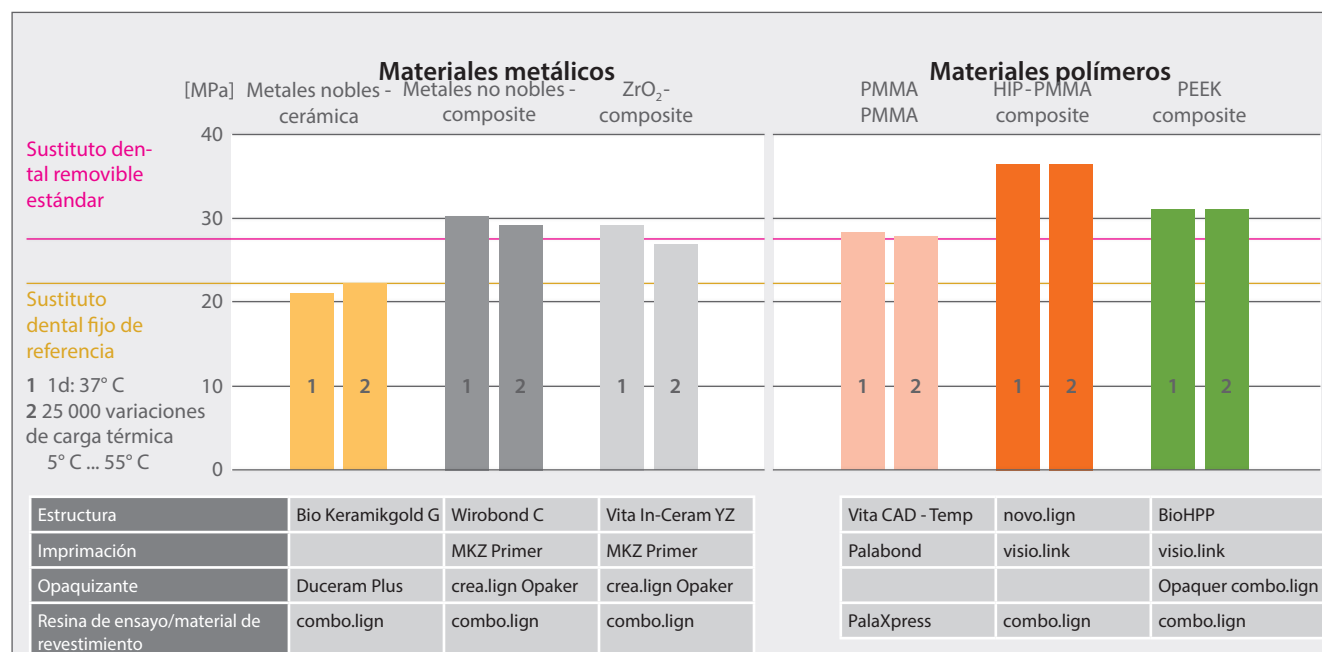


Fig. 9b: Resistencia al cizallamiento con compresión de combo.lign en combinación con materiales estructurales metálicos y polímeros ¹¹⁾

⁷⁾ Ebd., 18.

⁸⁾ Rzanny, PEEK – ein interessanter Werkstoff, ZWR 2015, 612.

⁹⁾ Ebd., 612.

¹⁰⁾ Ebd

¹¹⁾ Göbel R, Rzanny A. Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Verblend- und Gerüstwerkstoffen. Darstellung werkstoffkundlicher Untersuchungen zur Verbundkombination dentaler Werkstoffe. Die Quintessenz der Zahntechnik. 2016;42(8):1064-1068.

2 Ensayos in vitro de BioHPP en la técnica de telescopicos¹²⁾

Dr. Franz-Josef Faber,
Dr. Hubert Roggendorf,
Dra. Nadine Holzer
Universidad de Colonia
Centro de Odontología y
Medicina Oral y Maxilar



El objeto del presente trabajo fue la medición de la fuerza de retención de telescopicos individuales cilindricos. Se comprobó la influencia del envejecimiento y el efecto hidráulico en la adhesión.

En este estudio se comprobó cuáles eran las combinaciones de materiales de construcción —teniendo en cuenta la frecuencia con que se habían incorporado— que conducían a un desgaste del material o a la pérdida de fricción. A partir de los resultados obtenidos se dedujo el emparejamiento ideal de materiales para telescopicos primarios y secundarios. Las fuerzas de retención iniciales alcanzaron entre 2 y 3 Newton. Un valor superior en un telescopico dental individual puede producir daños en el aparato de sujeción dental.

Adicionalmente se realizó la prueba y determinación de las condiciones ideales de fabricación para piezas secundarias de BioHPP teniendo en cuenta el ajuste de la masa de revestimiento, la temperatura de precalentamiento y el acabado de las superficies interiores.

Análisis del discurso de las curvas de fricción en función de los distintos materiales usados en las estructuras dentales

En el ensayo de tracción se midió la fuerza de adhesión de coronas telescopicas cilindricas ($\varnothing=6$ mm, altura=5 mm) en seco y bajo el agua. Para la comprobación de la influencia del envejecimiento se incorporó y extrajo repetidamente las coronas ($n_{\text{máx}}=10.000$ ciclos). En el transcurso de los primeros 100 ciclos de uso se midió en primer lugar la fuerza de adhesión tras 10 extracciones. Posteriormente se midió la fuerza de adhesión una vez tras 1000 y otra tras 10 000 ciclos. En algunas coronas se varió la velocidad de retención durante los primeros ensayos (10 a 200 mm/min), para comprobar la influencia de la hidráulica en la adherencia de las coronas telescopicas.

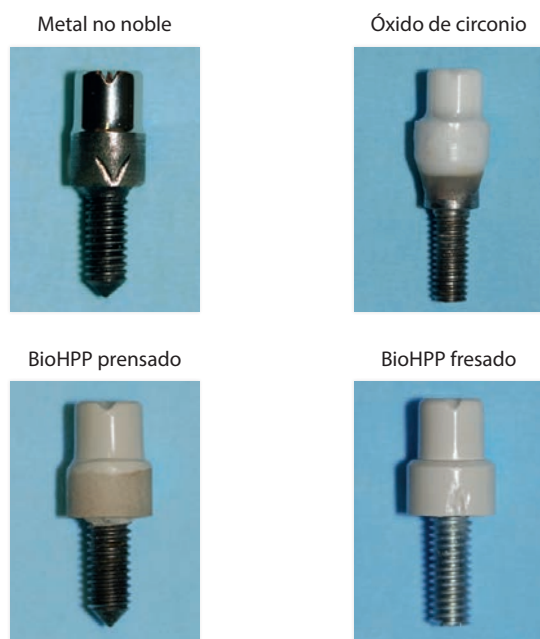


Fig.10: Piezas primarias de 3 diferentes materiales para estructuras ¹³⁾

¹²⁾ Compárese con Faber FJ, Holzer N, Roggendorf H: In-vitro-Untersuchungen mit BioHPP in der Teleskoptechnik. Köln: Universitätsklinikum, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde; 2013.

¹³⁾ Faber, In-vitro-Untersuchungen in der Teleskoptechnik, 2013.

¹⁴⁾ Ebd.

¹⁵⁾ Ebd.

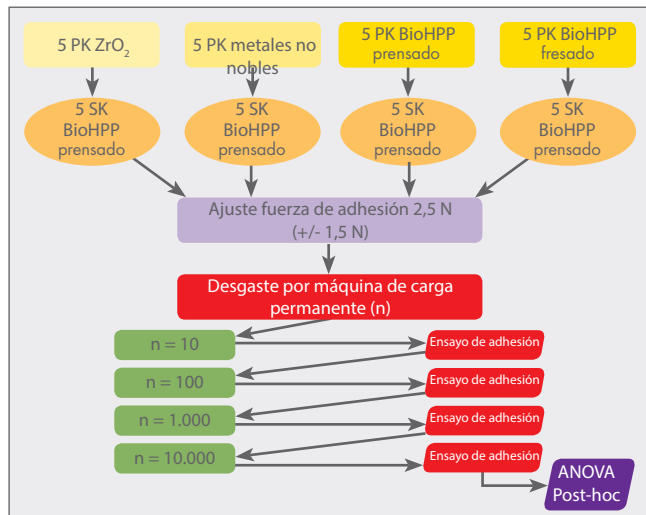


Fig. 11: Combinación de materiales para telescopios primarios y secundarios y evolución del estudio.¹⁴⁾

Fuerza de adhesión en [N]

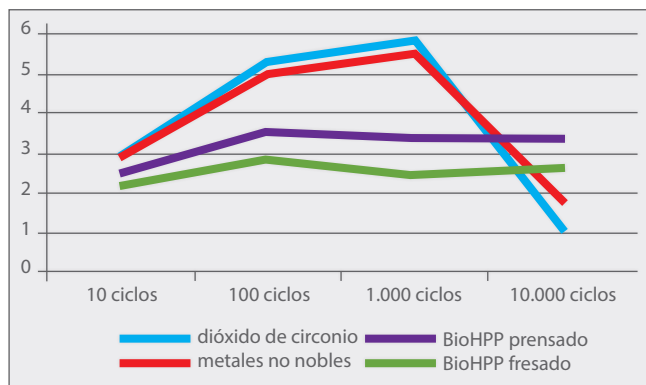


Fig. 12: Fuerzas de retención (pérdida de fricción) de coronas telescópicas de BioHPP sobre diferentes materiales de construcción de coronas primarias (dióxido de circonio, CoCr, BioHPP prensado, BioHPP fresado).¹⁵⁾

Tras 10 000 ciclos de desgaste, todos los sistemas de telescopios presentaron de media unas fuerzas de retención clínicamente aceptables. Las fuerzas de adhesión de todas las muestras de ensayo aumentaron durante los primeros 1000 ciclos. A partir de ahí, las fuerzas de adhesión de piezas secundarias sobre piezas primarias de BioHPP permanecieron más o menos constantes. Las fuerzas de adhesión de las piezas secundarias sobre piezas primarias de metales no nobles y óxido de circonio presentaron una variabilidad mayor, de 0,72 a 13,15 N. Teniendo en cuenta las fuerzas de adhesión medidas, es posible la aplicación del material BioHPP como material definitivo para coronas telescópicas. En combinación con piezas primarias de materiales más duros como el dióxido de circonio o metales no nobles, se espera una mayor desviación de las fuerzas de retención. Es preferible la aplicación de piezas primarias de BioHPP con piezas secundarias BioHPP.

Nota de la redacción: Los resultados muestran que ambas, las piezas primarias y las secundarias de BioHPP, proporcionan la mejor combinación en relación con la pérdida de fricción. El resultado para el paciente es una incorporación muy fácil del sustituto dental con una adhesión óptima. Las fuerzas de fricción iniciales se compensan mediante el control de la expansión al confeccionar los telescopios secundarios. Mediante el pulido de brillo intenso de las superficies interiores con cepillos de pelo puede regularse la fricción total de forma personalizada en función de la cantidad de telescopios. Otra ventaja de los telescopios de BioHPP es su sencilla confección. Incluso en el caso de telescopios primarios ya fijamente insertados, es posible una confección posterior mediante una impresión con alginato.

3 Resistencia de la unión de PEEK con resinas de revestimiento dependiendo de la preparación de las superficies en el ensayo de cizallamiento según EN ISO 10477 ¹⁶⁾

Dr. Franz-Josef Faber,
Dr. Hubert Roggendorf,
Dra. Franziska Elsbernd
Universidad de Colonia
Centro de Odontología y
Medicina Oral y Maxilar



La comprobación de las resistencias de las uniones entre materiales para estructuras, en este estudio 3 diferentes polímeros de altas prestaciones, se realizó mediante el ensayo de cizallamiento con compresión teniendo en cuenta lo dispuesto en la norma EN ISO 10477. Se fabricó muestras de ensayo de 3 diferentes materiales para estructuras con base de PEEK (PEEK-Optima, BioHPP fresado y BioHPP inyectado). Los 3 materiales se acondicionaron de manera diferente (Al_2O_3 y Rocatec) y posteriormente se cubrieron con 3 agentes adhesivos diferentes y se polimerizaron. Sobre estas superficies preparadas se aplicó luego 3 diferentes productos opacizantes (combo.lign, combo.lign Opaquer y Sinfony). Tras la medición se envejeció todas las muestras mediante termociclaje (71 h a 37 °C) con el fin de sacar conclusiones sobre un periodo de uso de 5 años.

Los polímeros de altas prestaciones con base de PEEK son todos opacos y se revisten por motivos estéticos con composites de revestimiento. Las superficies que se revisten se someten a diferentes tratamientos previos para incrementar la resistencia de la unión. En este estudio se realizó la valoración de la unión mediante adhesión del material de la estructura con materiales de revestimiento de diferentes marcas habituales en el mercado en función del acondicionamiento.

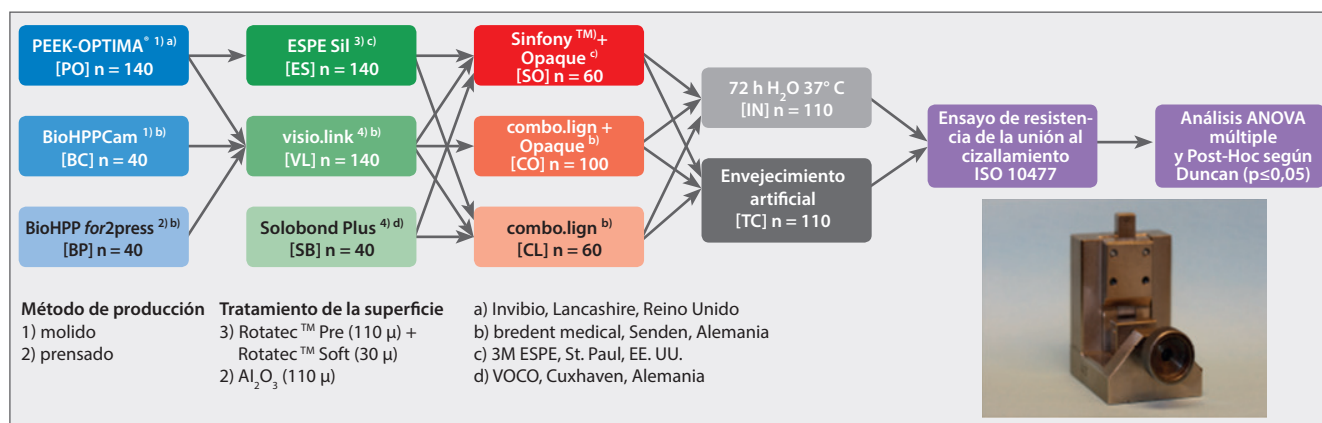


Fig. 13: Combinaciones de materiales, evolución del ensayo y valoración¹⁷⁾

¹⁶⁾ Compárese con Schulte F. Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Polyetheretherketonen und Verblendkunststoffen in Abhängigkeit von der Oberflächenvorbehandlung [Dissertation]. Köln: Universität zu Köln; 2015.

¹⁷⁾ Elsbernd (Schulte) F, Faber FJ, Roggendorf H. Bond Strength of different Composites to Polyetheretherketon (PEEK) (Poster]. Köln: Universität zu Köln; 2015.

¹⁸⁾ Ebd.

¹⁹⁾ Ebd.

²⁰⁾ Ebd.

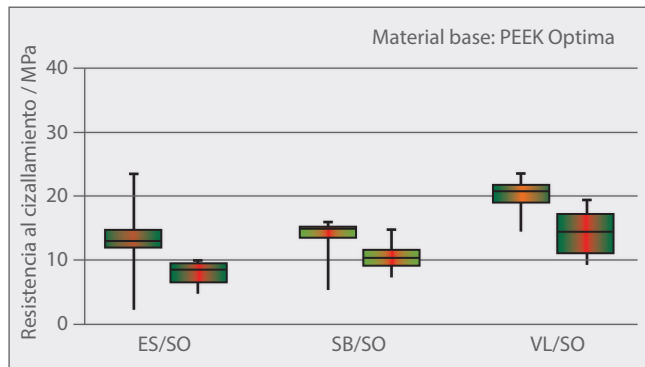


Fig. 14: La utilización de Sinfony+opaquizante produjo una disminución significativa de la resistencia de la unión tras el envejecimiento. Los mejores resultados se obtuvieron al usar von visio.link ($p < 0,05$).¹⁸⁾

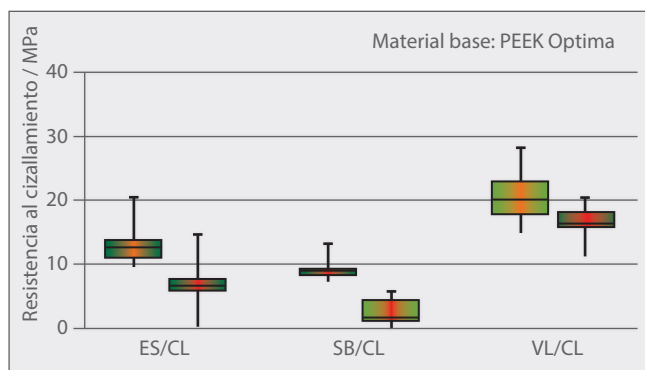


Fig. 15: Los valores más bajos de resistencia en la unión se midieron en la aplicación de Solobond Plus tras el envejecimiento. Los resultados de combo.lign y Sinfony+opaquizante son comparables.¹⁹⁾

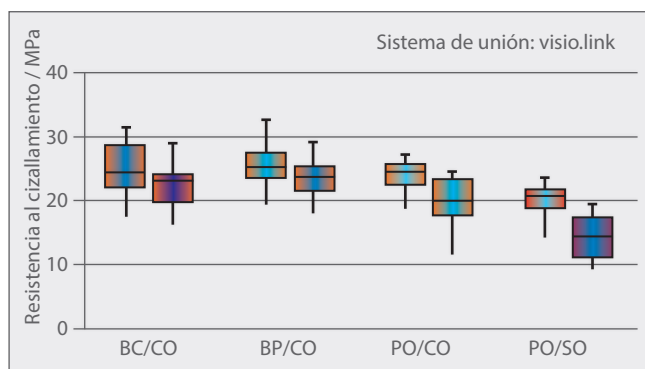


Fig. 16: En combinación con el agente adhesivo visio.link se obtuvo valores de resistencia de la unión > 20 MPa. Sólo en la combinación de PEEK Optima y Sinfony+opaquizante, los valores descendieron tras el envejecimiento en algunos casos por debajo de los 20 MPa.²⁰⁾

Análisis de la resistencia de la unión

Según la norma EN ISO 10477, todos los valores se sitúan en ámbitos aceptables para la aplicación clínica. La única excepción es la combinación de los materiales combo.lign y BioHPP al usar el agente adhesivo Solobond Plus. Sólo se obtuvo resistencias en la unión comparables a las de los sistemas de metal y cerámica cuando se aplicó el agente adhesivo visio.link.

Nota de la redacción: Los resultados muestran que el acondicionamiento de las superficies de revestimiento de BioHPP en combinación con una imprimación y un opaquizante adecuados es muy importante. Dado que el BioHPP sin revestir es muy opaco se recomienda su revestimiento en las zonas visibles. Se dispone de varios composites de revestimiento con agentes adhesivos especiales, pero la máxima resistencia en las uniones se obtiene con la combinación del agente adhesivo visio.link y el opaquizante combo.lign. El módulo de elasticidad de combo.lign se ajustó a BioHPP. Es imprescindible para evitar tensiones y el descascarillamiento de revestimientos. El uso de retenciones mecánicas garantiza adicionalmente la resistencia de la unión.

4 Influencia del proceso de fabricación en la carga de rotura de puentes de PEEK²¹⁾ de tres piezas

Dra. Bogna Stawarczyk,
Dra. Timea Wimmer,
ZT Marlis Eichberger
Universidad Ludwig-Maximilian de Múnich
Policlínica de Protésica Odontológica

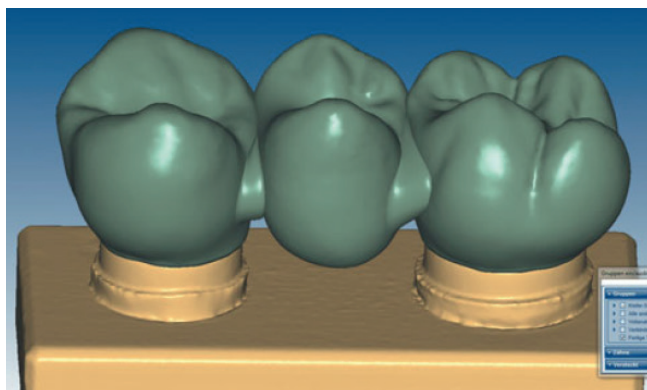


Fig. 17: Puente construido sobre el modelo.²²⁾



Fig. 18: BioHPP en las 3 diferentes formas de presentación: granulado, pellet y blank.²³⁾



Fig. 19: Puente de BioHPP durante el ensayo.²⁴⁾

Los materiales con base de PEEK se aplican cada vez más en la odontología. El material de PEEK, el BioHPP reforzado con materiales inorgánicos puede procesarse de diferentes maneras: el BioHPP puede inyectarse a partir granulado o pellets o fresarse a partir de blanks CAD/CAM de fabricación industrial. El objeto de este estudio fue la comparación de la estabilidad de puentes que se fabricaron mediante estos tres métodos de aplicación.

Para el ensayo se fabricó tres veces 15 puentes de formas congruentes. La base fue un modelo estandarizado de puente de la región 24-26 (fig. 17). Tras el escaneo (Ceramill Map 400, Amann Girrbach, Koblach, Austria) se procedió a la construcción de los puentes (Ceramill Mind, Design-Software, Amann Girrbach), prestando atención a que la superficie de la sección transversal de conexión fuera de 16 mm². La altura entre oclusión y encía de los conectores fue de 4,45 mm, el ancho vestibular-oral de 3,60 mm. En la superficie masticatoria del elemento intermedio se construyó una leve depresión para poder medir sin problemas en ese lugar la carga de rotura de una bola de acero apoyada ahí, con un diámetro de 5 mm (fig. 19).

Esto permitió garantizar un contacto de 3 puntos entre la bola de acero y la superficie masticatoria. Mediante el registro de datos se realizó el mecanizado para dar la forma a 15 puentes a partir de blanks de BioHPP (breCAM, BioHPP, bredent) y a 30 puentes de cera (breCAM.wax, bredent) en la máquina fresadora (ZENO 4030 M1, Wieland Dental + Technik, Pforzheim, Alemania). Sobre los puentes de cera se enceró canales de conexión con el objeto, siguiendo las instrucciones del fabricante. Los puentes de cera se distribuyeron uniformemente siguiendo el principio de aleatoriedad en dos grupos y se revistieron (Brevest for2press, bredent) con muflas especiales para granulado de BioHPP (bredent) o pellets de BioHPP (bredent).

²¹⁾ Compárese con Eichberger M, Wimmer T, Stawarczyk B. Sind die Eigenschaften von BioHPP-Restaurationen immer gleich oder hat die Verarbeitungstechnik einen Einfluss? Untersuchung anhand der Stabilität von Brücken. Die Quintessenz der Zahnmedizin 2014; 40:588-98.

²²⁾ Ebd., 591.

²³⁾ Ebd., 590.

²⁴⁾ Ebd., 593.

²⁵⁾ Ebd., 595.

²⁶⁾ Ebd., 594.

²⁷⁾ Ebd., 594.

²⁸⁾ Ebd., 595.

	Producto	Fabricante	Número de lote	Composición
Material de los puentes	Material de los puentes breCAM. BioHPP Blank	bredent Senden	381115	Poliéter éter cetona con un 20% del peso de partículas cerámicas
	BioHPP Pellets		379806	
	BioHPP Granulado		381125	
Material de fijación	Variolink II	Ivoclar Vivadent Ellwangen	R35481/P84939	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, materiales de relleno inorgánicos (vidrio de bario, fluoruro de iterbio, vidrio de silicato de fluor Ba-Al, óxido mixto esferoide), catalizadores, estabilizadores y pigmentos.

Fig. 20: Resumen de todos los materiales utilizados.²⁵⁾

Carga de rotura (N) en puentes de PEEK de tres elementos

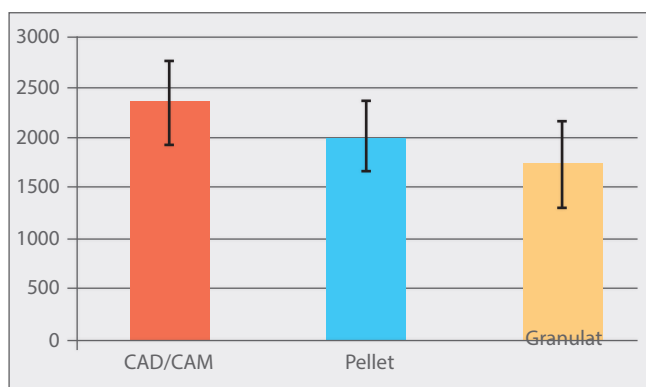


Fig. 21: Histograma de los valores (medio, desvío estándar) de la carga de rotura en los diferentes puentes fabricados con formas congruentes.²⁶⁾

	Valor medio	Desvío estándar	Mín	Media-na	Máx	Módulo de Weibull
CAM.BioHPP Blank	2354	422	1571	2384	3169	2527
BioHPP Pellets	2011	353	1388	2026	2660	2155
BioHPP Granulado	1738	439	1187	1591	2631	1902

Fig. 22: Estadísticas descriptivas con diferencias significativas de los valores de carga de rotura de los puentes, así como la distribución de Weibull; todos los valores en Newton.²⁷⁾



Fig. 23: A la izquierda, fractura espontánea de un puente fresado breCAM.BioHPP; a la derecha, deformación plástica de un puente fabricado con granulado de BioHPP.²⁸⁾

Tras la medición de la carga de rotura se realizó la evaluación estadística de los valores obtenidos aplicando el análisis de varianza ANOVA de un factor y el ensayo Post-hoc de Scheffé. Para poder definir la fiabilidad de los puentes y compararlos entre sí, se calculó adicionalmente la estadística de Weibull (módulo de Weibull). En todos los ensayos se consideró estadísticamente significativo cualquier valor p inferior al 5%. Los datos se analizaron con el programa de estadística SPSS, versión 20 (SPSS INC, Chicago, IL, EE.UU.).

Los puentes fresados mecánicamente a partir de blanks de BioHPP y los puentes inyectados a partir de pellets presentan unas resistencias mecánicas superiores a los puentes inyectados a partir de granulado de BioHPP. Otra ventaja de las piezas brutas para CAD/CAM es la fabricación industrial del material con una calidad uniforme y sin porosidades ni burbujas de aire. La ventaja que proporciona la técnica de moldeo por inyección es que ofrece soluciones para ciertas indicaciones del BioHPP que resultan muy difíciles de llevar a cabo mecánicamente con CAD/CAM. Independientemente del método de fabricación, los puentes de tres elementos examinados en el ensayo de PEEK/C prometían unos valores de carga de rotura muy interesantes para la aplicación clínica.

Nota de la redacción: Unos valores de carga de rotura tan altos sólo pueden obtenerse con variantes de PEEK (mejorado) con refuerzo mecánico. Los materiales inorgánicos de relleno resultan determinantes. En estudios comparables con PEEK se alcanzaron resistencias a la rotura de aproximadamente 1360 N. Con la técnica de inyección puede alcanzarse adicionalmente más resistencia en la unión aplicando retenciones mecánicas. A eso hay que añadir una mayor flexibilidad al construir estructuras mayores. En la técnica de inyección también es posible la fabricación de aditamentos personalizados mediante la sobreinyección. Otra ventaja de la técnica de inyección es el tiempo de fabricación, en particular cuando se requiere estructuras mayores.

5 Estudio sobre la limpieza del material para estructuras BioHPP^{29,30)}

Dr. Bogna Stawarczyk,
Dra. Sina Heimer,
Dra. Anja Liebermann,
ZT Marlis Eichberger
Universidad Ludwig-Maximilian de Múnich
Policlínica de Protésica Odontológica

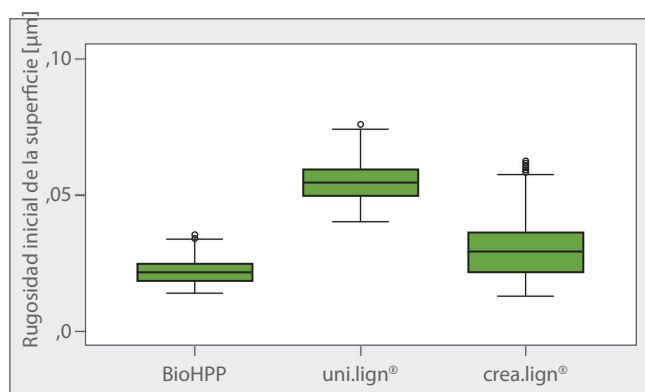


Fig. 24: Rugosidad inicial de la superficie en µm.³¹⁾

BioHPP

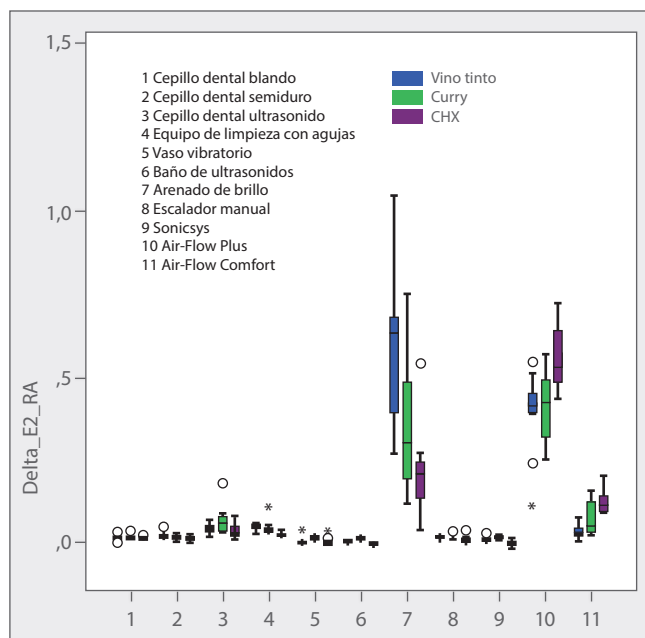


Fig. 25: Medición de la rugosidad tras la primera limpieza en µm.³²⁾

Mediante este estudio se comprobó los procedimientos de limpieza, con el fin de ver cuál era el más adecuado teniendo en cuenta la tendencia a la tinción. Los métodos de limpieza habituales en el mercado se distribuyeron en los ámbitos de la odontología, la técnica dental y las posibilidades disponibles para el paciente, para poder elaborar así las correspondientes recomendaciones.

En primer lugar se fabricó las muestras de ensayo (15 muestras de 3 mm) siguiendo las instrucciones del fabricante. Todas las muestras de ensayo se pulieron con brillo intenso siguiendo un protocolo de pulido específico para el material. Se midió la calidad del pulido con un microscopio de barrido con láser (fig. 24). Tras la medición se mantuvo todas las muestras en diferentes suspensiones a 37 °C durante 7 días (vino tinto, curry y clorexidina). Las muestras envejecidas mediante este proceso se evaluaron con un equipo de medición del color. Después se llevó a cabo la limpieza de las muestras de ensayo aplicando los diferentes procedimientos de limpieza y se procedió a la medición final de los valores de rugosidad y el grado de tinción.

La superficie del material para estructuras BioHPP resulta mucho mejor de pulir que la superficie de uni.lign y crea.lign®. Por otro lado, se detectó un grado significativamente menor de tinción en el BioHPP que en uni.lign y crea.lign, además este material para estructuras permite recuperar mediante la limpieza su color original con una facilidad significativamente mayor. Los mejores métodos de limpieza para BioHPP y uni.lign® son:

paciente: cepillo blando y semiduro
laboratorio: limpieza con agujas y baño de ultrasonido

durante el tratamiento en la clínica: Air-Flow Comfort y Air-Flow Plus

²⁹⁾ Compárese con Heimer S. Polierbarkeit und Reinigungsmethoden des Hochleistungswerkstoffes Polyetheretherketon (PEEK) [Dissertation]. München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2017.

³⁰⁾ Compárese con Heimer S. Zwischenergebnisse der Reinigungsstudie des Gerüstwerkstoffes BioHPP. München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2014.

³¹⁾ Ebd.

³²⁾ Ebd.

³³⁾ Ebd.

³⁴⁾ Quick Reference Card für die Zahnarztpraxis. Leitfaden zur Orientierung bei der Anwendung von BioHPP. bredent GmbH & Co. KG, Senden; 2017.

BioHPP

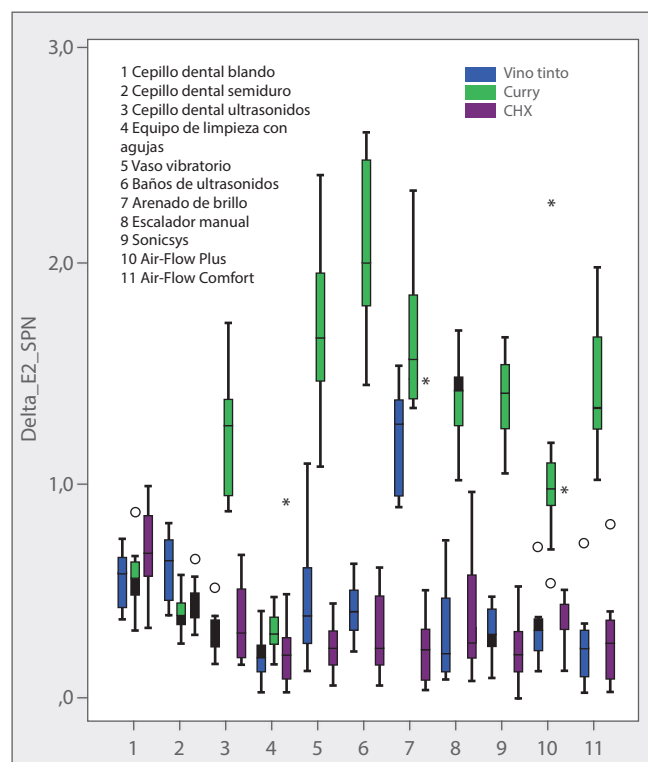


Fig. 26: Índices de tinción del BioHPP tras el correspondiente procedimiento de limpieza.³³⁾

Nota de la redacción: Ha quedado demostrado que los pacientes consiguen los mejores resultados para la limpieza de los sustitutos dentales de BioHPP si utilizan a diario un cepillo de dientes blando a semiduro. En esta variante de limpieza no se requiere la texturización de la superficie ni el posterior pulido. El uso de un cepillo de dientes de ultrasónicos no se recomienda, pues se forman superficies más ásperas.

Para el laboratorio dental se ha demostrado que los baños de ultrasónicos y los equipos de limpieza con agujas son los más idóneos para la limpieza de sustitutos dentales de BioHPP. Tampoco hace falta en este caso realizar un pulido adicional.

En la clínica odontológica puede limpiarse la superficie de BioHPP con los equipos Air-Flow Comfort o Air-Flow Plus. Este proceso aumenta la rugosidad de las superficies ligeramente por lo que se recomienda realizar un posterior pulido de brillo intenso. La información práctica para la limpieza está descrita en la tarjeta de referencia rápida para la clínica odontológica.³⁴⁾

6 Formación de la capa de óxido al inyectar BioHPP ³⁵⁾ sobre aditamentos prefabricados de titanio

Prof. Dr. I.-M. Zylla
E.S. Osnabrück
Laboratorio de Ciencia
de los Metales y Análisis
de Materiales

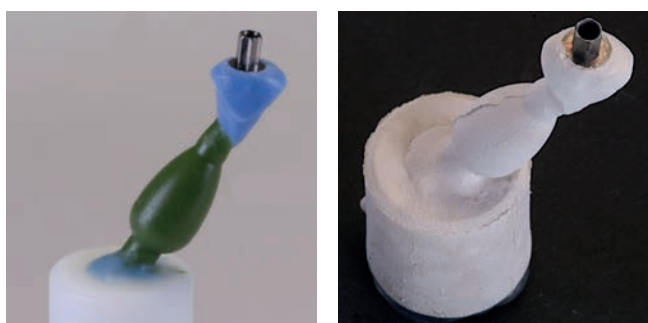
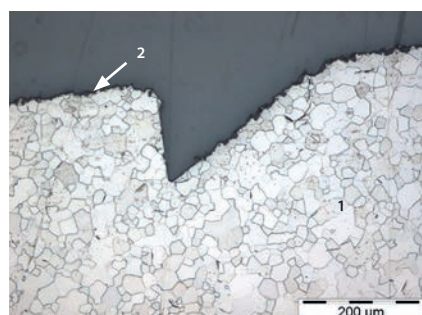


Fig. 27: Bases de titanio elegance con los bebedores listos (izquierda) y tras inyectarles BioHPP (derecha).³⁶⁾



Muestras de ensayo: pedido
n.º 22131878
del 27.09.2013
Modelado:
cera
Grabado:
agente cáustico según Kroll
Ampliación:
100 : 1
Textura:
en la zona de retención
1. α – cristalina mixta
2. superficie sin capa
α – case

Fig. 28: Imagen tomada con el microscopio óptico de la textura del titanio tras una carga térmica de 630 °C.³⁷⁾

En este trabajo se estudió las modificaciones en la estructura de piezas de titanio prefabricadas (grado 4) que se usan en la confección de aditamentos personalizados de un solo diente aplicando la técnica de inyección. El protocolo de procesamiento para la inyección requiere que previamente se lleve a cabo el revestimiento y posteriormente un tratamiento con calor. Este tratamiento con calor puede influir negativamente en las propiedades mecánicas del titanio de grado 4. Adicionalmente se comprobó la formación de una capa α – case, así como la formación de fisuras entre el BioHPP y el aditamento de titanio.

Los aditamentos de titanio (SKY elegance) se inyectaron siguiendo las instrucciones del fabricante aplicando el sistema for2press y BioHPP. En la 1.ª y 3.ª serie se ajustó la temperatura de precalentamiento máxima a 630 °C; en la 2.ª serie, la temperatura de precalentamiento fue de 850 °C. Todas las muestras de ensayo se revistieron con resina. Se crearon superficies repasados, que se estudiaron bajo el microscopio para observar la existencia de cambios en la textura. Adicionalmente se realizaron mediciones de la variación de la dureza para demostrar modificaciones en la estructura a partir de la presencia de un endurecimiento. La formación de titanio, aluminio y oxígenos se identificó por medio del espectro de líneas (EDX).

Se comprobó dos muestras de cada modelación y serie (en total 10 muestras). Ni las muestras de la primera serie ni las de la última presentaron una capa de alfa-case remarcable. Simplemente se halló una capa fina de óxido de titanio.

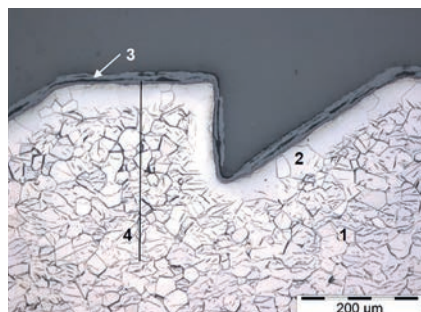
³⁵⁾ Compárese con Zylla, IM. Entstehung der Oxidschicht beim Überpressen vorgefertigter Titanabutments mit BioHPP. Osnabrück: Hochschule Osnabrück, Labor für Metallkunde und Werkstoffanalytik; 2014.

³⁶⁾ Bilder bredent GmbH & Co. KG, Senden.

³⁷⁾ Zylla, Entstehung der Oxidschicht, Osnabrück, 2014, 2.

³⁸⁾ Ebd., 8.

³⁹⁾ Ebd., 11



Muestras de ensayo: pedido n.º 12839958 del 14.03.2014
Modelado: PiKu
Grabado: agente cáustico según Kroll
Ampliación: 100 : 1
Textura: en la zona de retención
1. α - cristal mixto con excreciones aciculares
2. capa de α - case
3. capa de óxido de titanio
4. variaciones de la dureza

Fig. 29: Base de titanio SKY elegance con marcación de la curva de evolución de la dureza por carga baja en el microscopio óptico.³⁸⁾

Dureza por carga pequeña – curva de evolución

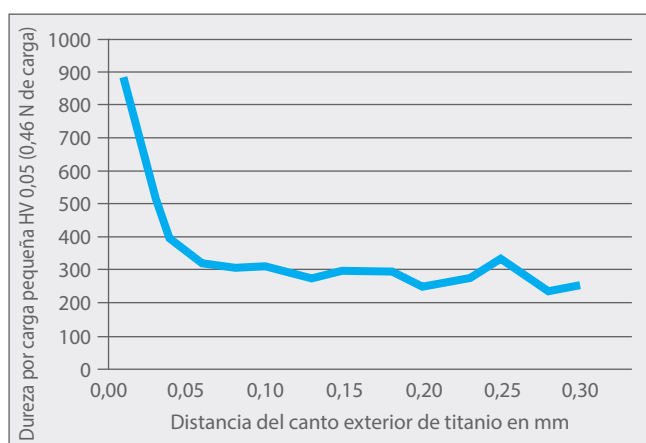


Fig. 30: Resultados de la medición de las variaciones de la dureza por carga pequeña (véase también la fig. 29).³⁹⁾

En la 2.^a serie se obtuvo una capa de α - case de 40 μ m (fig. 29), tal como puede deducirse de los valores de dureza por carga pequeña recogidos (fig. 30). De forma global, la estructura interna del titanio mostró cambios de consideración. Los gránulos del cristal mixto mostraban excreciones aciculares con contenido de oxígeno. Estas se producen cuando las temperaturas son elevadas, por la reacción de gases que se encuentran difundidos dentro. También hay que tener en cuenta la porción relativamente alta de partículas de Al_2O_3 (material de arenado) en la superficie del aditamento, lo que también podría tener alguna influencia en la resistencia de la unión.

Nota de la redacción: El estudio ha demostrado que no se forma ninguna capa de α - case a una temperatura de precalentamiento máx. de 630 °C en la superficie del aditamento de titanio. La aparición de una capa de α - case no es conveniente, pues confiere una excesiva dureza, lo que conlleva que el material se vuelva quebradizo y se produzcan fisuras y daños a posteriori como consecuencia de la aplicación de carga. Si no se controla la temperatura del horno de precalentamiento para la mufla con masilla de revestimiento, y se alcanzan temperaturas superiores, entonces se forman cristales mixtos intermetálicos en el interior de la estructura del titanio. Estos cambios en la textura conducen a una reducción de los valores mecánicos y pueden producirse daños en el aditamento de titanio inyectado con BioHPP. La aleación de titanio (grado 4) de la base del aditamento SKY elegance cumple con todos estos requisitos y puede ser revestida, precalentada y cubierta mediante inyección.

7 Ensayo in vitro de puentes de cuatro elementos sobre muñones de resina (ciclado térmico más carga mecánica y ensayo de rotura): forma totalmente anatómica de PEEK fresado e inyectado⁴⁰⁾

Prof. Dr. Carola Kolbeck,
Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
Hospital Clínico de la Universidad de
Ratisbona
Policlínica de Protésica Odontológica

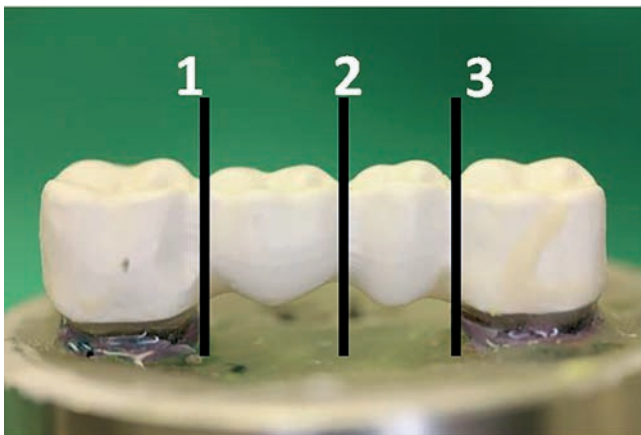


Fig. 31: Dimensionado de las zonas de conexión (marcas negras).⁴¹⁾

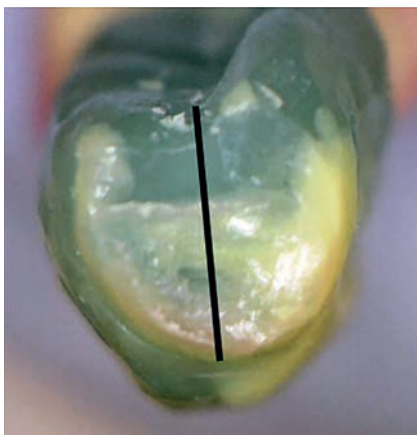


Fig. 32: Dimensionado de un elemento intermedio.⁴²⁾

El objeto de este estudio fue la evaluación del comportamiento de puentes de cuatro elementos no revestidos, que se confeccionaron de PEEK con una forma plenamente anatómica. Las dos series que analizadas se diferenciaron por los procesamientos distintos aplicados al PEEK. En una serie los puentes eran de PEEK fresado, en la otra serie de PEEK inyectado. Se prestó especial atención al dimensionado de las secciones transversales de las conexiones para determinar la envergadura máxima posible y la más razonable para puentes con fijación definitiva de BioHPP.

Para la preparación del ensayo se confeccionó unos pilares de resina con pie móvil con un vano de 17 mm y un talón redondeado (8 muestras de cada serie). A continuación se sometió a los pilares a un tratamiento previo, arenándolos con Al_2O_3 de 110 μm con una presión de 2 bar y aplicándoles Heliobond (Ivoclar Vivadent). La cara interior de los anclajes de los puentes también se acondicionó y adicionalmente se pinceló con visio.link (bredent). A continuación se unió los puentes mediante adhesión con Variolink II (Ivoclar Vivadent). Las tres zonas de conexión de los puentes de cuatro elementos (fig. 31) se confeccionaron del mismo modo en todos los puentes del ensayo.

Las dimensiones de las zonas de conexión desde palatinal a bucal fueron de media 4,97 mm (1), 4,44 mm (2) y 4,95 mm (3). El diámetro de oclusal a basal presentó valores medios de 3,64 mm (1), 3,91 mm (2) y 3,73 mm (3). La superficie de conexión midió de media 13,55 mm^2 (1), 13,59 mm^2 (2) y 13,55 mm^2 (3). En la zona de los elementos intermedios, la recta de refuerzo más larga se halló en el medio de la zona de la fisura central hasta la base de apoyo (fig. 32). Este tipo de configuración había resultado óptima en relación con la resistencia a la rotura en anteriores ensayos.

⁴⁰⁾ Compárese con Kolbeck C, Rosentritt M. In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Kunststoffstümpfen (TCML und Bruchtest): Vollanatomische Gestaltung aus PEEK gefräst bzw. gepresst. Regensburg: Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2011.

⁴¹⁾ Ebd., 4.

⁴²⁾ Ebd., 4.

⁴³⁾ Ebd., 9.

⁴⁴⁾ Ebd., 7.

⁴⁵⁾ Ebd., 9.



Fig. 33: Fractura de un puente de BioHPP fabricado con CAD/CAM.⁴³⁾

n	Disminución de la fuerza sin daños visibles	Formación de fisuras en zona basal	Rotura de la estructura
	1158	1567	–
2	997	1475	–
3	979	1433	–
4	871	1325	–
5	–	1327	–
6	980	1583	–
7	1149	1407	–
8	–	1361	–

Fig. 34: Valores de medición de la carga de rotura (en Newton) en puentes de BioHPP inyectado.⁴⁴⁾

n	Formación de fisuras en zona basal	Rotura de la estructura
9	1538	1850
10	1734	1734
11	1540	1638
12	1338	–
13	1855	1868
14	1639	1639
15	1442	–
16	1385	1680

Fig. 35: Valores de la medición de la carga de rotura (en Newton) en puentes de BioHPP fresado.⁴⁵⁾

Tras el tratamiento previo, los puentes unidos mediante adhesión se sometieron a un envejecimiento artificial correspondiente a un uso clínico de cinco años (cargas mecánicas: $1,2 \times 106 \times 50$ N y cargas de variación térmica: $2 \times 3000 \times 5 / 55$ °C). La medición de la carga de rotura se realizó con el equipo de comprobación de la tracción-compresión (Zwick).

Se estableció que la fuerza de rotura fuera aquella que hace fracasar las construcciones, para lo cual se tomó los valores de la formación de fisuras basales (véase la fig. 33-35). Antes de la formación de fisuras en los puentes se observó sonidos que indicaran el fracaso y que posiblemente se debían a tensiones internas del sistema. Las construcciones cedían sin que hubiera daños visibles. Debido a la flexión de los puentes, las resinas de revestimiento probablemente se hubieran descascarillado al tener que soportar una carga con esos valores.

El valor medio de la fuerza necesaria para crear las fisuras basales en los puentes fresados fue aproximadamente 100 N mayor que el valor requerido para los puentes moldeados mediante inyección. Cabe presuponer que las construcciones fresadas son menos elásticas (es posible aplicar más fuerza tras la formación de fisuras hasta la fractura) o que presentan menos tensiones internas (sin ruidos de fractura).

Considerando la resistencia de las construcciones de puentes, puede decirse que una construcción completamente anatómica de puentes de color diente de PEEK es una posible restauración alternativa sin metal.

Nota de la redacción: A partir de este estudio pudo homologarse el material estructural BioHPP para la indicación de puente fijo con una envergadura máxima del puente de 16 mm^2 con dientes pilar no acondicionados. Adicionalmente, las superficies conectoras no deberían ser inferiores que 14 mm^2 en la región posterior. Para conseguir una mayor seguridad en la resistencia de la unión entre el composite de revestimiento y el material de la estructura debería hallarse el tramo de refuerzo más largo entre la fisura central y el apoyo basal para poder recibir adecuadamente las fuerzas de masticación.

8 Comprobación de las fuerzas de retención entre aditamentos (titanio, BioHPP) y cofias (dióxido de circonio, BioHPP) con un ángulo en el cono de 4°/8° para la evaluación de diferentes cementos⁴⁶⁾

Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
Hospital Clínico de la Universidad de
Ratisbona
Policlínica de Protésica Odontológica



En este estudio se comprobó la resistencia de adhesión en el ensayo de tracción de diferentes materiales de fijación (cementos, adhesivos, composite) en relación con los diferentes ángulos del cono (4°, 8°) y dos materiales diferentes para los aditamentos (titanio, BioHPP). Como materiales para las coronas se usó dióxido de circonio y BioHPP. De los valores obtenidos sobre la resistencia se trató de deducir si un determinado material de fijación era idóneo para aplicaciones provisionales o definitivas. Además se analizó asimismo el tratamiento previo de los aditamentos y las coronas con diferentes agentes adhesivos.

Para los ensayos de retención se fabricó aditamentos de titanio basándose en una muestra de la empresa Straumann. Se les dio la forma de un aditamento prefabricado con un ángulo en el cono de 4° y 8°. Las muestras se limpiaron y se fijaron 8 cofias sobre cada aditamento usando los diferentes cementos. Durante el cementado se aplicó sobre las cofias una presión constante de 15 N. Las muestras cementadas se mantuvieron durante 24 h en la incubadora a 37 °C debajo de un paño húmedo y, posteriormente, se extrajeron axialmente a 1 mm/min. El tratamiento previo de las muestras se realizó en todos los casos en el laboratorio técnico usando los equipos allí disponibles. Los aditamentos de titanio y las cofias de BioHPP se arenaron con Al₂O₃ de 110 µm. De cada grupo se comprobó 8 muestras de ensayo con 4° y con 8°.

En el ensayo se examinaron los siguientes cementos:

- 1) óxido de cinc sin eugenol (Temp-Bond, Kerr) sin tratamiento previo
- 2) óxido de cinc sin eugenol (Temp-Bond, Kerr) v visio.link (polimerización 90 s)
- 3) con base de silicona A (TempoSIL 2, Coltène) sin tratamiento previo
- 4) con base de silicona A (TempoSIL 2, Coltène) con activación mediante visio.link (polimerización 90 s)

⁴⁶⁾ Compárese con Kolbeck C, Rosentritt M. Versuch zur Überprüfung der Abzugskräfte zwischen Abutment (Titan, BioHPP) und Kappchen (ZrO₂, BioHPP) mit 4°/8° Konuswinkeln zur Verifizierung verschiedener Zemente. Regensburg: Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2013.

⁴⁷⁾ Ebd., 3.

⁴⁸⁾ Ebd., 4.

⁴⁹⁾ Quick Reference Card für die Zahnarztpraxis. Leitfaden zur Orientierung bei der Anwendung von BioHPP. bredent GmbH & Co. KG, Senden; 2017.

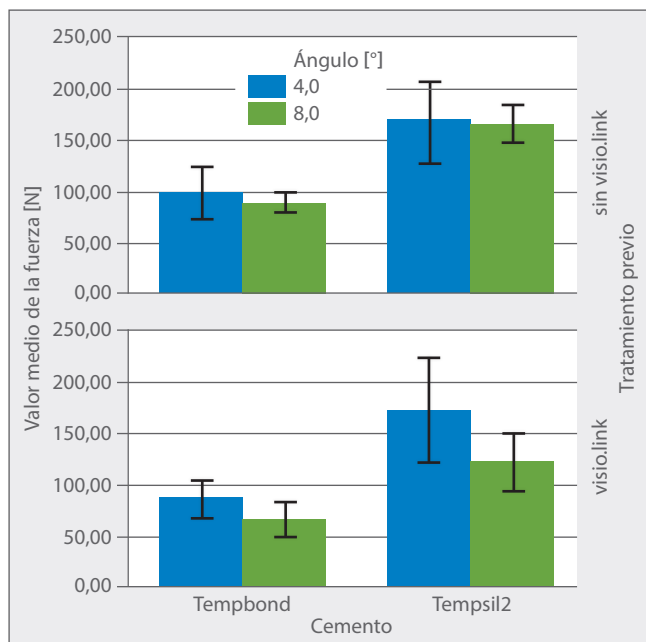


Fig. 36: Fuerza de retención de coronas de BioHPP provisionalmente adheridas a aditamentos de titanio con ángulo del cono de 4°/8°. ⁴⁷⁾

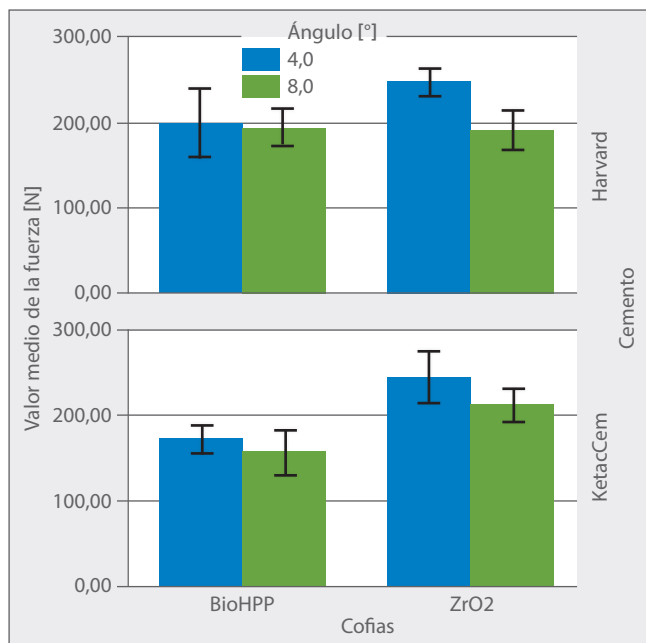


Fig. 37: Fuerza de retención de coronas cementadas definitivamente de BioHPP/dióxido de circonio sobre aditamentos de BioHPP (ángulo del cono 4°/8°). ⁴⁸⁾

En los materiales de fijación provisional se obtuvo en todas las variantes una fuerza significativamente mayor ($p < 0,007$) con TempoSIL 2 (Coltène) que con Temp-Bond (Kerr) (fig. 36). Sólo en el caso de TempoSIL 2 se observó, cuando se aplicaba visio.link, una diferencia significativa ($p = 0,025$) entre los ángulos de 4° y 8°.

Al usar Temp-Bond, la porción de cemento residual que quedaba sobre el implante era siempre mayor en los grupos de comparación, excepto en un caso (TempoSIL 2: 8°). Al usar visio.link, la porción de cemento residual era siempre mayor con Temp-Bond, y siempre menor con TempoSIL 2, en comparación con la aplicación sin adhesivo.

De forma análoga se adhirió sobre aditamentos BioHPP cofias de dióxido de circonio y BioHPP con cementos definitivos (cemento de fosfato de cinc Harvard, cemento de ionómero de vidrio Ketac Cem, 3M).

Al cementar, en la comparativa de los materiales de las cofias, el dióxido de circonio presentó en todos los grupos valores de retención significativamente mayores ($p < 0,024$). Sólo el ángulo de 8° con la fijación mediante Harvard no presentó diferencias significativas ($P = 1,000$) entre las cofias de BioHPP y las de dióxido de circonio (fig. 37).

Tras el ensayo de retención quedaron porciones de cemento residual sobre el implante entre cerca de un 10% (Ketac Cem/dióxido de circonio/4°+8°) y un 55% (Ketac Cem/BioHPP/4°+8° y Harvard/BioHPP/4°). Al usar las cofias de BioHPP los valores de cemento residual fueron en general superiores que al usar cofias de dióxido de circonio. Entre las variantes con 4° y 8° no pudo comprobarse ninguna diferencia.

Nota de la redacción: Para la fijación provisional de BioHPP sobre aditamentos de titanio resulta idóneo TempoSIL 2. No se requiere un tratamiento previo con visio.link al usar TempoSIL 2. En la fijación definitiva con cementos se alcanzó valores de retención mayores en las cofias de dióxido de circonio sobre aditamentos de titanio. No hubo diferencias con los conos con ángulo de 8°. También se obtuvo resultados aceptables de la resistencia de adhesión al aplicar Ketac-Cem.

Los resultados de este estudio se pusieron a disposición en forma de una tarjeta de referencia rápida como información adicional para el odontólogo. ⁴⁹⁾

9 Ensayo in vitro de puentes de cuatro elementos sobre dientes humanos (CTCM y ensayo de rotura) estructuras y revestimientos de diferentes morfologías⁵⁰⁾

Prof. Dr. Carola Kolbeck,
Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
Hospital Clínico de la Universidad de
Ratisbona
Policlínica de Protésica Odontológica

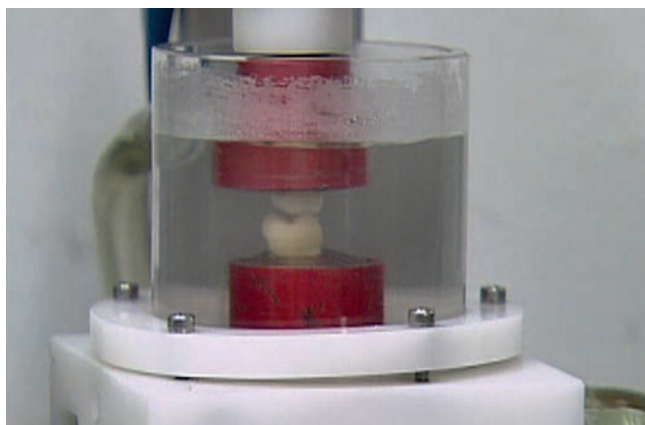


Fig. 38: Cámara de ensayo para la carga con fuerzas de masticación.⁵¹⁾



Fig. 39: Puente tras la prueba de carga con revestimiento desconchado.⁵²⁾

Puente	F [N] abertura fisura basal	F [N] máx	Aspecto de la fractura
1	300	1092	Formación de fisuras, sin desconchamiento, sin fractura de la estructura
2	600	2000	Fractura general del revestimiento/la estructura/los pilares
3	800	2150	Fractura del revestimiento
4	1000	1480	Fractura del revestimiento
5	600	1950	Fractura de la estructura
6	700	1830	Fractura del revestimiento
7	400	2660	Fractura de la estructura
8	1100	1600	Fractura del revestimiento

Fig. 40: Serie de ensayos con revestimiento optimizado. Variación de la fuerza [N] durante la carga de rotura y tipo de fracaso.⁵³⁾

El objeto de este ensayo fue la valoración del comportamiento de puentes de cuatro elementos de BioHPP revestidos con resina. Las estructuras de los puentes se fabricaron a partir de granulado mediante la técnica for2press de bredent y se diferenciaron en la forma de la estructura, el material de revestimiento y la altura vertical de los dientes pilar.

Para el estudio se confeccionaron varias series de puentes de cuatro elementos con base móvil para simular el movimiento fisiológico de los dientes. Para ello se preparó los zócalos de los pilares con un talón circular redondeado por su interior. La altura retentiva del muñón varió entre 3 y 6 mm. Tras una adhesión mediante cementación de los puentes usando Variolink II/Syntac Classic (Ivoclar Vivadent) se revistió las estructuras con crea.lign® (bredent). A continuación se sometió las muestras a simulaciones de masticación y ensayos de rotura.

En la aplicación clínica se valora la formación de una fisura basal como un tipo de fracaso, puesto que las fisuras en el composite pueden suponer clínicamente una mayor retención de placa, una mayor propensión a la hidrólisis del material así como un mayor riesgo de periodontitis y caries.

Las construcciones de puentes con revestimientos optimizados presentaron una resistencia suficiente tras la simulación de la masticación y el ensayo de rotura. En los revestimientos optimizados se prestó atención para que dejaran de sobresalir de la estructura y no presentaran cantos afilados ni en los extremos ni en los puntos de separación de las zonas de conectores.

Nota de la redacción: Al confeccionar puentes fijos de BioHPP y revestimientos de crea.lign debería prestarse especial atención a la morfología aplicada. Sólo si se evita fisuras basales puede alcanzarse valores de resistencia a la rotura entre 600 y 1.100 Newton. En función de estos resultados y las curvas de la variación de las roturas puede realizarse recomendaciones sobre el procesamiento.

⁵⁰⁾ Compárese con Kolbeck C, Rosentritt M. In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Humanzähnen (TCML und Bruchtest): verschiedene Gerüst-/Verblendmorphologien. Regensburg: Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2015.

⁵¹⁾ Ebd., 3.

⁵²⁾ Ebd., 6.

⁵³⁾ Ebd., 6.

⁵⁴⁾ Compárese con Rosentritt M. In-vitro Untersuchung von dreigliedrig standardisierten Brücken. Regensburg: Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2011.

⁵⁵⁾ Ebd., 3.

⁵⁶⁾ Ebd., 3.

10 Ensayo in vitro de puentes estandarizados de tres elementos⁵⁴⁾

Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
Hospital Clínico de la Universidad de
Ratisbona
Policlínica de Protésica Odontológica

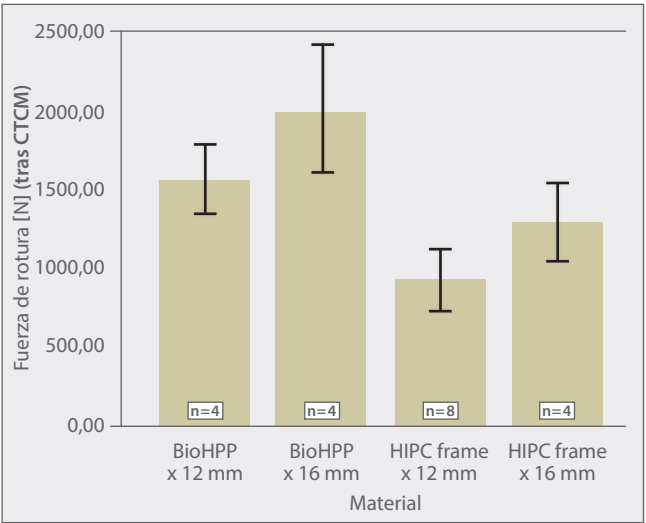


Fig. 41: Fuerza de rotura de las diferentes series del ensayo.⁵⁵⁾

Fuerza de rotura [N]	N	Valor medio	Desvío estándar	Mini-mo	Máxi-mo
HIPC Conector estructura x 12 mm ²	8	920.3	196.3	602.0	1245.0
HIPC conector estructura x 16 mm ²	4	1289.0	249.9	951.0	1538.0
BioHPP Conector x 12 mm ²	4	1558.3	224.5	1259.0	1802.0
BioHPP Conector x 16 mm ²	4	2004.5	405.7	1642.0	2586.0

Fig. 42: Cuadro representativo de la fuerza de rotura con valor medio, desvío estándar, mínimo y máximo.⁵⁶⁾

Con la ayuda del simulador de la masticación se comprobó la durabilidad y resistencia a la rotura de puentes estandarizados tras la carga termocíclica y mecánica. Se tuvo en cuenta diferentes secciones transversales en las uniones.

Se fijó muñones molares idénticos de PMMA por parejas en resina, dotándoles de movilidad, a modo de un apoyo periodontal. Para simular un espacio intermedio entre molares, se dispuso los muñones dentales a una distancia de unos 10 mm. A partir de un modelo de escayola se construyó puentes estandarizados idénticos en brend de cada material de puentes. La fijación de los puentes se realizó tras acuerdo mutuo con Variolink II (Ivoclar Vivadent) en la Policlínica. Los puentes se sometieron a una simulación de masticación (1.200.000 x 50 N; 2 x 3.000 x 5° / 55 °C; H2O, 2 minutos cada ciclo). A modo de antagonista se usó una esfera de esteatita (d=10mm). Durante la simulación de la masticación se controló los puentes para detectar un posible fracaso en el número correspondiente de ciclo de masticación y también se determinó la duración de supervivencia relativa.

Todos los puentes estudiados terminaron la simulación de la masticación sin daños reconocibles. Si bien es cierto que los puentes presentaron tras la simulación marcas de desgaste claramente reconocibles en la zona de contacto. De forma global los puentes comprobados presentaron valores de rotura que estaban claramente por encima del valor umbral de 500 N, que es el requerido generalmente para la utilización de un diente posterior. Las restauraciones cerámicas presentan valores de rotura comparativamente similares o menores. En este contexto hay que tener en cuenta que las flexiones máximas de los puentes al alcanzar el valor de rotura pueden conducir a limitaciones clínicas.

Nota de la redacción: Debido a la alta resistencia a la rotura de BioHPP tras una simulación de la masticación (envejecimiento) puede utilizarse el BioHPP para sustitutos dentales fijos. Las secciones transversales de los conectores de 12 y 16mm² permiten conseguir una geometría fina en la estructura para un posterior revestimiento. La estética no se ve perjudicada en los espacios interdentes. La resistencia a la rotura de BioHPP supera la de materiales cerámicos convencionales para estructuras en hasta 1000 Newton.

11 Carga de rotura y tipos de fallos de restauraciones fijas de PEEK⁵⁷⁾ con diferentes revestimientos

Dipl. Ing. Simon Taufall
Universidad Ludwig-Maximilian de Múnich

En este estudio se comprobó la carga de rotura de restauraciones de BioHPP® con diferentes revestimientos tras un envejecimiento artificial.

Para ello se fresó 120 estructuras con la misma forma, constituidas por tres elementos, a partir de blanks de BioHPP®, que posteriormente se arenaron con partículas de Al₂O₃. Las estructuras para puentes iban desde un canino por el primer premolar hasta el segundo premolar. Tras el acondicionamiento con la imprimación visio.link® y el opaquer combo.lign® se distribuyó las muestras en cuatro grupos de revestimientos:

- A) revestido digital con breCAM.HIPC,
- B) revestido convencional con el composite crea.lign®,
- C) revestido convencional con el composite crea.lign® Paste,
- D) adhesión de carillas prefabricadas novo.lign®.

Estructura	breCAM.BioHPP (PEEK), N=120, LOTE: 400177							
Revestido	Revestido digital breCAM.HIPC (N=30), LOTE: 406700	Revestido convencional		Carillas prefabricadas				
		crea.lign (N=30), LOTE: 130513	crea.lign Paste (N=30), LOTE: 134524, 141207	novo.lign (N=30, LOTE: Z3304499, Z3843532, Z3849293, Z3303681				
Envejecimiento	ninguno	10.000 ciclos térmicos	ninguno	10.000 ciclos térmicos	ningu- no	10.000 ciclos térmicos	ningu- no	10.000 ciclos térmicos
Cantidad	15	15	15	15	15	15	15	15

Fig. 43: Diseño del estudio con diferentes métodos de revestimiento⁵⁸⁾

A continuación se sometió a un envejecimiento a la mitad de cada grupo de revestido aplicando termociclaje (10.000 ciclos, 5-55 °C, durante 20 segundos cada, véase la fig. 43).

Para el posterior ensayo de carga de rotura se cementó todas las muestras (también las envejecidas de forma artificial) sobre aditamentos acondicionados de CoCrMo. Los aditamentos del modelo maestro sustituyeron el canino y el segundo premolar. A continuación se cargó las muestras de pónicos durante 15 minutos con una fuerza de 100 N. Tras este ensayo de carga de rotura se dejó las muestras durante 48 horas en agua destilada a 37 °C.

Los resultados del ensayo de carga de rotura mostraron que los revestidos de confección digital alcanzaban valores de carga de rotura significativamente mayores que las muestras de los otros tres tipos de revestidos, independientemente del estado de envejecimiento de las muestras (véase las figuras 44 y 45). Los grupos de los revestimientos confeccionados de forma no digital obtuvieron en el ensayo valores de carga de rotura similares.

⁵⁷⁾ Compárese con Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. Clinical Oral Investigations. 2016;20(9): 2493-2500.

⁵⁸⁾ ibid., tabla 1

⁵⁹⁾ ibid., tabla 2

⁶⁰⁾ ibid., fig. 5

⁶¹⁾ Compárese con Eichberger M, Wimmer T, Stawarczyk B. Sind die Eigenschaften von BioHPP®-Restaurationen immer gleich oder hat die Verarbeitungstechnik einen Einfluss? Untersuchung anhand der Stabilität von Brücken. Die Quintessenz der Zahnmedizin 2014; 40:596.

⁶²⁾ Compárese con Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, Schmidlin PR. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs [Efecto de diferentes tratamientos previos de superficies y adhesivos en la capacidad de resistir cargas de prótesis dentales fijas de PEEK con 3 elementos]. Journal of Prosthetic Dentistry 2015;114(5):666-673.

Estructura	breCAM.BioHPP (PEEK), n=120, LOT: 400177							
Revestido	Revestido digital breCAM.HIPC (n=30), LOT: 406700		Revestido convencional				Carillas prefabricadas	
			crea.lign (n=30), LOT: 130513		crea.lign Paste (n=30), LOT: 134524, 141207		novolign (n=30), LOT: Z3304499, Z3843532, Z3849293, Z3303681	
Envejecimiento	ninguno	10.000 termociclos	ninguno	10.000 termociclos	ninguno	10.000 termociclos	ninguno	10.000 termociclos
Valor medio [N]	1882	2021	1138	1008	1226	1229	1213	1149
Durchschnittliche Abweichung [N]	152	184	278	372	280	239	380	274
95% Konfidenzintervall [N]	1797-1967	1919-2124	984-1293	802-1215	1070-1382	1096-1362	1002-1425	997-1301

Fig. 44: Die Ergebnisse des Bruchlasttests zeigen die höchsten Werte bei der digitalen Verblendung.⁵⁹⁾

El análisis de los tipos de rotura obtuvo como resultado dos tipos de fallo típicos: los primeros tres grupos (revestimientos digitales y convencionales) presentaron tipos de rotura comparables, tales como fisuras en la zona del pónico procedentes de áreas de conexión. En el cuarto grupo no era posible observar a la vista este tipo de fallo, si bien la curva de carga soportada mostraba un fallo de las muestras y también se percibía acústicamente una rotura contundente. Los investigadores supusieron que se trataba aquí de un fallo en la adhesión entre la

estructura de BioHPP® y las carillas prefabricadas.

En general, todas las estructuras comprobadas presentaron una resistencia a la rotura suficiente. Como valor máximo de la fuerza de oclusión en la región posterior se considera los 909 N.⁶¹⁾

Los valores de carga de rotura significativamente superiores de los revestidos de confección digital se deben, según los investigadores, al reducido número de pasos manuales en la confección. Por otro lado, el envejecimiento artificial no supuso un factor que influyera de forma considerable en la capacidad de carga soportada por las muestras.

El punto flaco de los tres primeros revestidos de revestidos fue el área de los conectores, pues es ahí donde la estructura presentaba su grosor inferior. Los revestidos del cuarto grupo parecían tener una mayor resistencia, de modo que fallaba el producto adhesivo antes de que se rompiera el revestimiento. En la presente estructura del ensayo también debía tenerse en cuenta que el CoCrMo, como material del aditamento, tiene un módulo de elasticidad considerablemente mayor que la dura sustancia dental.

Nota de la redacción: en el estudio realizado anteriormente por la Universidad Ludwig-Maximilian, los investigadores concluyeron inicialmente que el PEEK, usado como material estructural, no debía de revestirse aplicando métodos convencionales.⁶²⁾

El estudio que se presenta aquí ahora fue realizado por esta universidad posteriormente con los componentes del sistema visio.lign® y demostró que las estructuras de BioHPP® (PEEK con relleno cerámico) permiten ser revestidas. Así pues, brendent ofrece con el sistema visio.lign® un total de cuatro variantes de revestido para diferentes indicaciones.

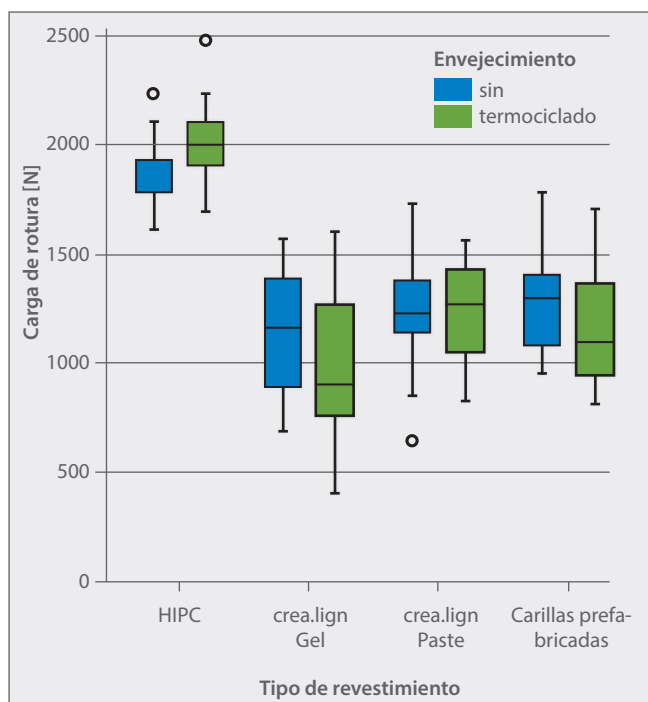


Fig. 45: Los resultados del ensayo de carga de rotura representados de forma gráfica en un diagrama de caja.⁶⁰⁾

12 Adhesión de bacterias al BioHPP⁶³⁾

Prof. Dr. J. Geis-Gerstorfer, Dr. L. Scheideler
 Universidad Eberhard Karl de Tübingen
 Centro de Odontología y Medicina Oral y Maxilar Sección
 "Ciencia de los Materiales y Tecnología aplicadas a la
 Medicina"

Adhesión de Streptococcus Gordonii (resumen)

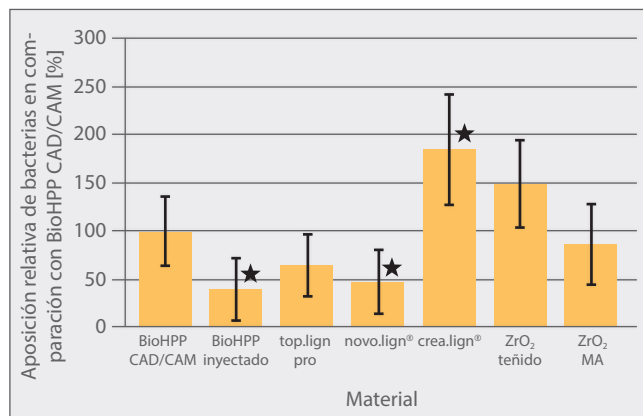
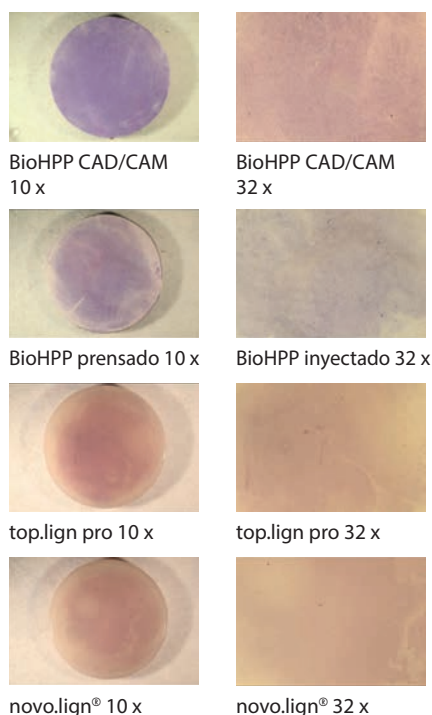


Fig. 46: Colonización inicial con *S. gordonii*. Resumen de los datos obtenidos de dos ensayos. Tiempo de adhesión: 2h. (Valores medios con desviaciones normales; n=6; Stern= diferencia significativa en comparación con BioHPP CAD/CAM; p=0,05).⁶⁴⁾

El objeto de este proyecto fue el estudio de la adhesión de placa en el material de PEEK BioHPP en comparación con otros materiales para estructuras y revestimientos.

Para ello se cubrió las muestras de ensayo con cultivos de bacterias orales y se documentó y cuantificó visualmente la adhesión de las bacterias. En el estudio se incubó las muestras con diferentes microorganismos en cambio permanente de movimiento a parada para intentar simular las condiciones en los huecos de la cavidad bucal (p. ej. espacios interdentes). Los ensayos se realizaron usando el *Streptococcus gordonii* a modo de colonizador inicial típico de la cavidad bucal, así como cepas frescas de cultivos mixtos orales. Como material de comparación se utilizó tres resinas dentales distintas con base de PMMA (top.lign, novo.lign y crea.lign), así como óxido de circonio. El óxido de circonio también se estudió en dos estados diferentes (ZrO₂ teñido y ZrO₂ CAD/CAM). El objeto de este estudio fue la preparación de superficies en un estado tal que se asemejaran al acabado real del mecanizado de las restauraciones utilizadas en la práctica clínica. Para ello, se llevó a cabo el tratamiento de las superficies y la limpieza en la empresa breident aplicando los métodos habituales de la técnica dental.

Los ensayos, realizados con diferentes conjuntos para ensayos y colorantes para conseguir la cuantificación de las bacterias por medio de la producción del sustrato (actividad del metabolismo), mostraron en parte inicios prometedores, pero en el sistema de ensayo utilizado aquí resultaron ser de escasa sensibilidad y de difícil reproducibilidad. Por ese motivo tuvo que abandonarse estos intentos tras unos ensayos previos. La tinción con violeta de genciana resultó ser el método de prueba más fácil de reproducir, a pesar del problema surgido en particular en este proyecto a causa de los estados de las superficies de las muestras.



⁶³⁾ Compárese con Geis-Gerstorfer J, Scheideler L. Untersuchungen zur initialen Bakterien-Anlagerung an BioHPP im Vergleich zu top.lign pro, novo.lign, crea.lign und Zirkonoxid-Keramik. Tübingen: Eberhard Karls Universität, Medizinische Werkstoffkunde & Technologie; 2015.

⁶⁴⁾ Ebd., 6.

⁶⁵⁾ Ebd., 7, 8.

⁶⁶⁾ Ebd., 9.

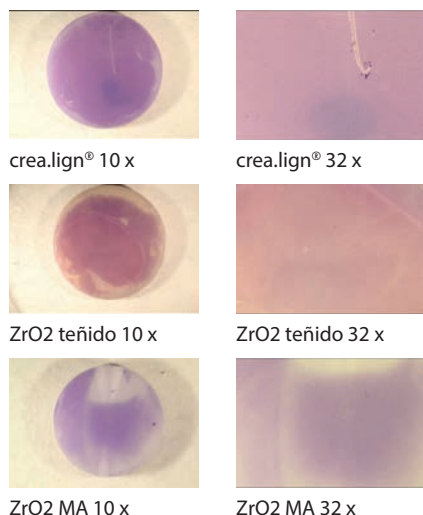


Fig. 48: Representación aumentada de los resultados de una serie de ensayos para la cubrición mediante bacterias *S. gordonii*.⁶⁴⁾

Adhesión de *Streptococcus Gordonii* (actividad del metabolismo CCK-8)

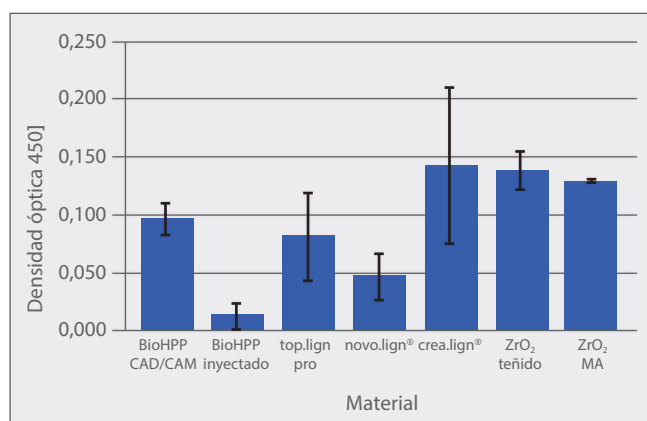


Fig. 49: Colonización inicial por *S. gordonii*. Ensayo de la actividad metabólica. Tiempo de adhesión: 2h. (Valores medios con desviaciones normales; n=3).⁶⁵⁾

La presencia de *S. gordonii* fue significativamente menor en las superficies de BioHPP inyectado y novo.lign que en la superficie de BioHPP CAD/CAM (fig. 47) utilizada como referencia para la comparación. La mayor aposición medida en el medio fue la adherida sobre crea.lign, resina utilizada para la comparación. La cantidad de bacterias adheridas comprobadas mediante la aposición de colorante era en este caso aproximadamente el doble que en BioHPP CAD/CAM (184 %).

Se tiñó las bacterias con violeta de genciana. La fig. 48 muestra la cantidad de biofilm que se formó en las diferentes superficies con *S. gordonii*. Se tomó una muestra en una plaquita típica de cada superficie. En el lado izquierdo se muestra una imagen general, en el lado derecho la imagen correspondiente en detalle.

Se aprecia claramente que en los ensayos con *S. gordonii*, la superficie inyectada de BioHPP muestra mucha menos adhesión de placa que la superficie de CAD/CAM. También se aprecia claramente una placa adherida relativamente gruesa y continua sobre crea.lign en comparación con la superficie de novo.lign representada encima. *S. gordonii* presentó asimismo una adhesión relativamente intensa en las superficies examinadas de óxido de circonio.

Los resultados del ensayo de CCK-8 se correlacionaron adecuadamente en esta prueba con la tinción con violeta de genciana realizada a continuación en los mismos objetos de ensayo. Los datos representados en la fig. 49 sobre la producción del sustrato mostraron las mismas tendencias que los resultados resumidos de la tinción de las bacterias mediante violeta de genciana en la fig. 47. La adhesión de *S. gordonii* sobre BioHPP inyectado y novo.lign fue claramente inferior a la observada en la superficie de BioHPP CAD/CAM, usada como referencia. La mayor adhesión medida en el medio fue la hallada sobre crea.lign.

Nota de la redacción: Se puede deducir de los resultados obtenidos que la colonización con placa dental y bacterias en la cavidad bucal sobre geometrías libres de estructuras de BioHPP no es mayor que la que se observa en circonio o composites de revestimiento. La condición previa para que esto sea así es que la superficie esté pulida con brillo intenso. Si las superficies fueran rugosas, los resultados podrían ser otros.

13 Influencia de diferentes métodos de tratamiento de la superficie en los ángulos de contacto y la rugosidad de la superficie⁶⁷⁾

Dra. Candida R.C. Sturz

Departamento Interdisciplinar de Cirugía Oral e Implantología, Departamento de Cirugía Craneal, Maxilofacial y Plástica de la Universidad de Colonia

El objeto de este estudio fue comprobar el efecto de diferentes métodos de procesamiento en las superficies de materiales usados para la restauración dental.

Para ello, los investigadores midieron la rugosidad de la superficie y la hidrofobia de PEEK (BioHPP®), de tres resinas (breformance, crea.lign®, novo.lign®) y de dióxido de circonio (brezirkon) (véase la fig. 49). Como referencia se usó la superficie de circonio, que no se sometió a ningún tratamiento (referencia ZrO).

Abreviatura	Material	Lote #	Nombre del producto	Material de relleno	Contenido de material de relleno
PEEK-IOF	BioHPP	379805	BioHPP	Cerámica inorgánica y óxidos de metal	<30%
PMMA-noF	PMMA, MMA, EGDMA	374873	breformance	-	-
DMA-nano	Bis-GMA, UDMA, dimetacrilatos alifáticos	123765	crea.lign	Cerámica inorgánica	~50%
PMMA-DMA	PMMA macromolecular y dimetacrilato	3.1/120609	novo.lign	Cerámica inorgánica	<10%
ZrO	Óxido de itrio, parcialmente estabilizados, ZrO ₂ isoestático inyectado	378421	brezirkon	Aluminio	0,2–0,5%

Fig. 49: Prüfmaterialien.⁶⁸⁾

En total se comprobó 160 muestras de ensayo. Cada grupo de materiales se pulió según cuatro métodos:

Grupo 1: Lijado con papel; lijado de la superficie con papel de carburo de silicio, grano de 1.000; movimiento recto del lijado en un único sentido.

Grupo 2: Amolado con piedra; lijado uniforme de la superficie con piedra de Arkansas blanca y cilíndrica; movimiento lineal del lijado en un sentido con la pieza de mano recta.

Grupo 3: Tratamiento con flujo de aire; pulido de la superficie con polvo de bicarbonato de sodio (65µm).

Grupo 4: Pulido de brillo intenso; pulido de la superficie con pasta diamantada bredent Zi-polish (1µm) y disco de algodón.

Para obtener la rugosidad de la superficie de las muestras, los investigadores utilizaron un microscopio de barrido por láser. Estudiaron un área de 320x320µm. Para la comprobación de la hidrofobia midieron dos ángulos de contacto por gota de agua (izquierda y derecha).

Los resultados de las mediciones mostraron que en todos los grupos de materiales aumentó considerablemente la rugosidad de la superficie tras aplicar todos los métodos de procesamiento (véase las figuras 50-53). Sólo disminuyó significativamente la rugosidad de la superficie de ZrO. Tras el lijado con papel, PMMA-DMA obtuvo el valor más bajo de rugosidad ($0,008\mu\text{m} \pm 0,0025$), mientras que PMMA-noF obtuvo tras el tratamiento con flujo de aire el valor más alto de rugosidad ($2,917\mu\text{m} \pm 0,4709$). Tras el tratamiento con flujo de aire se observó un aumento importante en la rugosidad de las superficies de PMMA-noF y PMMA-DMA.

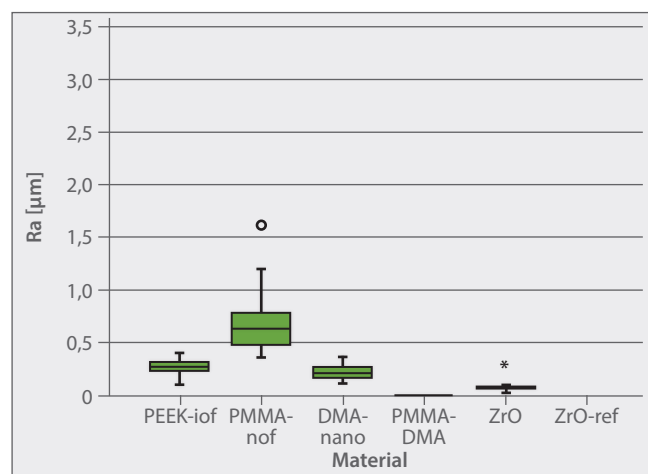
⁶⁷⁾ Compárese con Sturz CRC, Faber FJ, Scheer M, Rothamel D, Neugebauer J. Effects of various chair-side surface treatment methods on dental restorative materials with respect to contact angles and surface roughness. Dental Materials Journal 2015; 34(6): 796-813.

⁶⁸⁾ Ebd., 798.

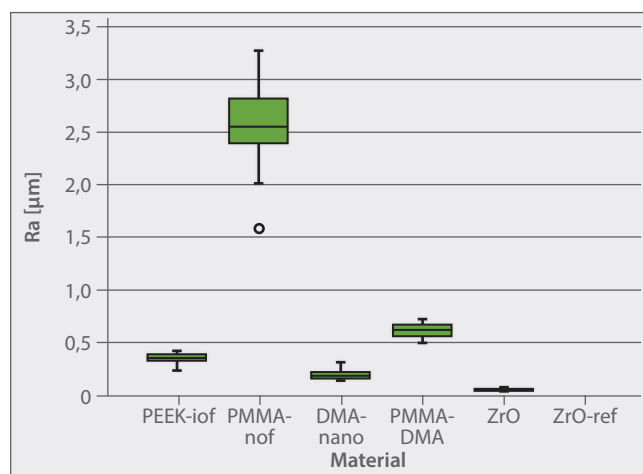
⁶⁹⁾ Ebd., 802, 803.

⁷⁰⁾ Ebd., 803.

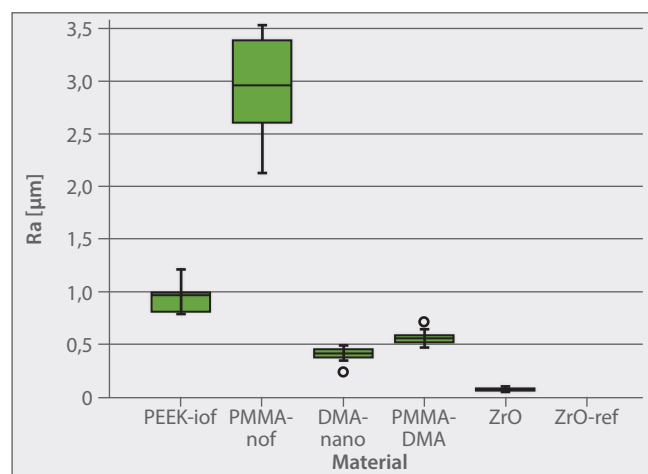
Lijado con papel



Repasado con piedra



Tratamiento con flujo de aire



Pulido de brillo intenso

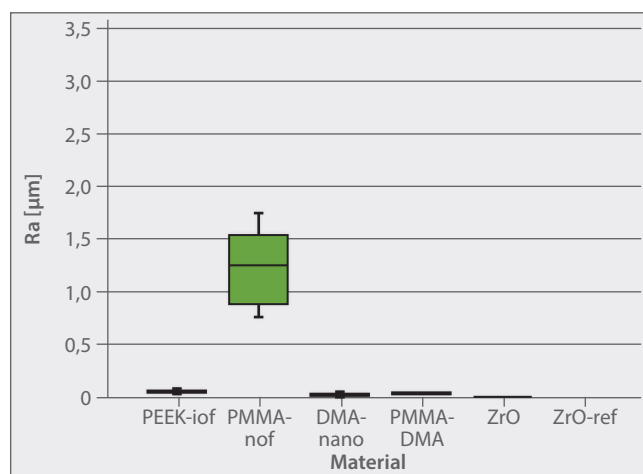
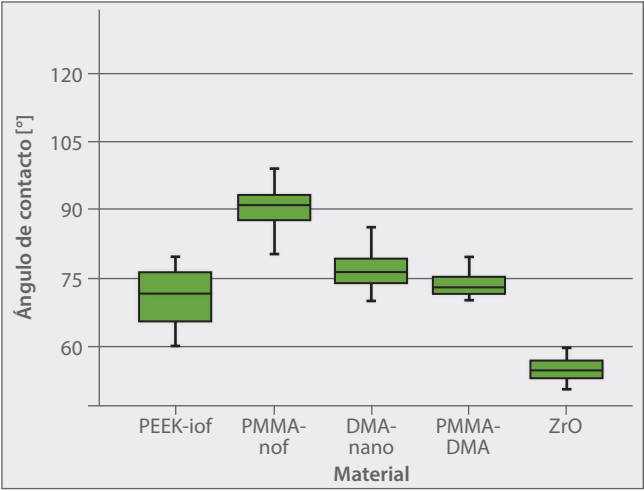


Fig. 50-53: Este diagrama de caja muestra el aumento de la rugosidad de la superficie tras todos los métodos de procesamiento, menos en el caso del ZrO.⁶⁹⁾

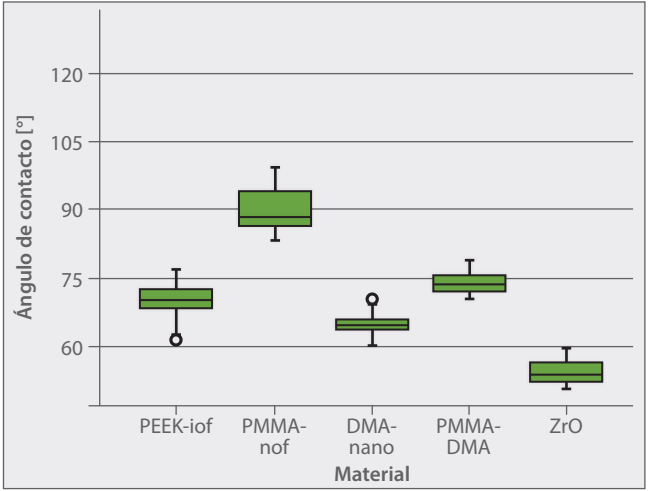
Material	Tratamiento de la superficie	Valor medio de Ra	SD ±	Valor medio de Rz	SD ±	Valor medio de Sa	SD ±
PEEK-IOF	Lijado con papel	0,277	0,0664	1,589	0,2957	0,547	0,1023
	Repasado con piedra	0,364	0,0657	1,959	0,1854	1,114	0,1356
	Tratamiento con flujo de aire	0,952	0,1359	5,613	0,2558	1,505	0,1705
	Pulido de brillo intenso	0,073	0,0128	0,501	0,0448	0,148	0,0384
PMMA-noF	Lijado con papel	0,703	0,2867	4,003	1,3486	4,743	1,0355
	Repasado con piedra	2,567	0,4929	13,050	0,9857	5,103	0,7687
	Tratamiento con flujo de aire	2,917	0,4709	13,930	1,1547	6,197	0,9268
	Pulido de brillo intenso	1,260	0,3529	6,733	0,7229	3,303	0,6909
DMA-nano	Lijado con papel	0,236	0,0727	1,349	0,3917	0,357	0,0712
	Repasado con piedra	0,218	0,0588	1,261	0,2709	0,907	0,2020
	Tratamiento con flujo de aire	0,405	0,0742	2,249	0,1588	0,632	0,1852
	Pulido de brillo intenso	0,399	0,0038	0,245	0,0243	0,108	0,0585
PMMA-DMA	Lijado con papel	0,008	0,0025	0,800	0,0280	0,020	0,0070
	Repasado con piedra	0,633	0,0739	3,543	0,3182	1,378	0,3055
	Tratamiento con flujo de aire	0,567	0,0725	3,200	0,1053	1,076	0,1495
	Pulido de brillo intenso	0,050	0,0064	0,328	0,0255	0,075	0,0117
ZrO	Lijado con papel	0,091	0,0449	0,519	0,1299	0,097	0,0243
	Repasado con piedra	0,073	0,0127	0,419	0,0426	0,106	0,0157
	Tratamiento con flujo de aire	0,076	0,0148	0,464	0,0954	0,095	0,0088
	Pulido de brillo intenso	0,103	0,0036	0,108	0,0427	0,023	0,0079
Referencia ZrO		0,058	0,0173	0,352	0,1238	0,073	0,0179

Fig. 54: Resultados de las mediciones de la rugosidad de la superficie.⁷⁰⁾

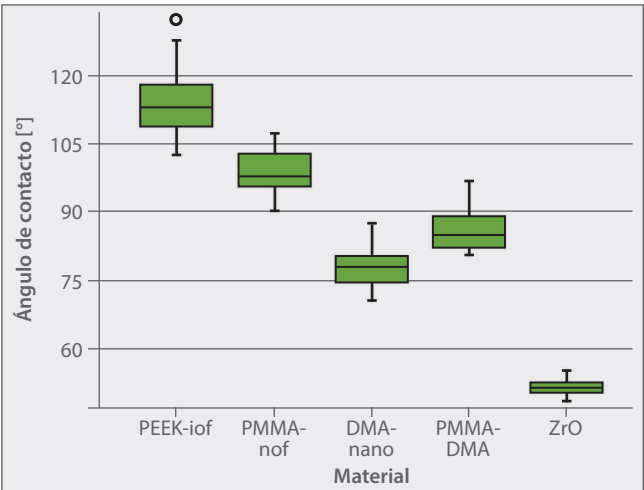
Lijado con papel



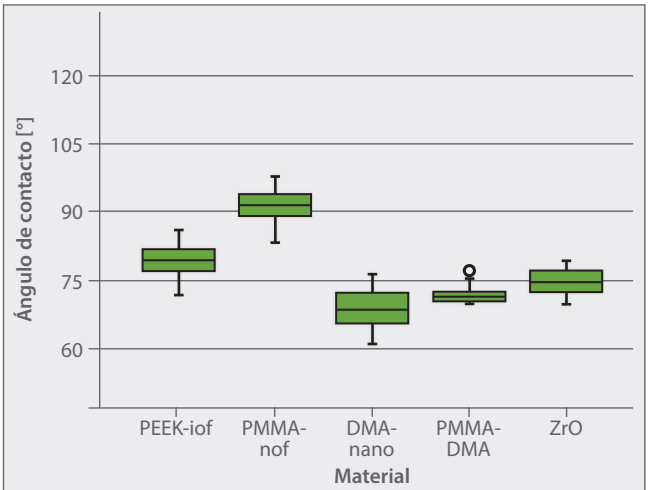
Repasado con piedra



Tratamiento con flujo de aire



Pulido de brillo intenso



Figuras 55-58: Estos diagramas de caja son la representación gráfica de los valores de medición del ángulo de contacto.⁷¹⁾

La valoración de las mediciones del ángulo de contacto obtuvo como resultado ángulos de contacto de entre 51,6° y 114° (véase las figuras 55-58). El tratamiento con flujo de aire de ZrO proporcionó los valores más bajos de ángulo de contacto ($51,6 \pm 1,16$), los valores máximos se midieron en el PMMA-nof con tratamiento con flujo de aire ($114,4 \pm 6,46$).

⁷¹⁾ Ebd., 808.

⁷²⁾ Ebd., 808, 809.

Material	Tratamiento de la superficie	Valor medio	SD ±
PEEK-IOF	Lijado con papel	70,8	5,85
	Repasado con piedra	70,2	3,35
	Tratamiento con flujo de aire	114,0	6,46
	Pulido de brillo intenso	79,4	3,57
PMMA-noF	Lijado con papel	90,7	4,29
	Repasado con piedra	90,0	4,90
	Tratamiento con flujo de aire	98,6	3,91
	Pulido de brillo intenso	91,5	3,46
DMA-nano	Lijado con papel	76,9	4,01
	Repasado con piedra	65,0	2,16
	Tratamiento con flujo de aire	77,9	4,10
	Pulido de brillo intenso	69,1	4,13
PMMA-DMA	Lijado con papel	73,8	2,65
	Repasado con piedra	73,9	2,47
	Tratamiento con flujo de aire	86,3	4,96
	Pulido de brillo intenso	71,9	1,55
ZrO	Lijado con papel	55,0	2,70
	Repasado con piedra	54,2	2,45
	Tratamiento con flujo de aire	51,6	1,61
	Pulido de brillo intenso	75,0	2,63
Referencia ZrO		94,2	1,18

Fig. 59: Resultados de la medición del ángulo de contacto.⁷²⁾

De forma global, el tratamiento con flujo de aire proporcionó ángulos de contacto mayores en todos los grupos de materiales, excepto en ZrO. Sólo pudo demostrarse de forma clara la relación entre los valores de la rugosidad de la superficie y el ángulo de contacto para el tratamiento con flujo de aire. En ninguno de los demás métodos utilizados pudo reconocerse dicha correlación.

En general, los pulidos proporcionaron un aumento considerable del ángulo de contacto en PEEK-IOF, PMMA-noF y ZrO. Una disminución del ángulo de contacto tras los pulidos sólo se observó en DMA-nano y PMMA-DMA.

Nota de la redacción: Tanto el tratamiento con flujo de aire como el pulido con pasta para brillo intenso procuraron un aumento de la rugosidad también en el BioHPP® (PEEK-IOF), lo que favorece la formación de placa y la proliferación de bacterias en la boca, así como la tinción. Para evitar este efecto se recomienda el revestimiento del BioHPP® mediante el composite crea.lign® (DMA-nano) o las carillas novo.lign®. No se recomienda el uso de equipos, tales como Air Flow.

14 Estudio de la pérdida de hueso marginal periimplantar con carga inmediata. Comparación de la prótesis de arco completo fija con estructura de metal frente a la que lleva estructura de poliéter éter cetona⁷³⁾

Prof. Dr. Dr. Marta Cabo Pastor
Prof. Dr. Dr. María Celia Haya Fernández
Departamento de Odontología
Universidad CEU Cardenal Herrera,
Valencia



En este estudio clínico en vivo se rehabilitó a 35 pacientes con un total de 213 implantes aplicando el concepto SKY fast & fixed inmediatamente después de un puente provisional de PMMA. Trascurridas entre 15 y 16 semanas se colocaron las restauraciones definitivas con dos soluciones diferentes: en unos casos se usó un puente fijo de metal y composite (véase la fig. 61 a la izquierda), en otros casos un puente fisiológico de composite de PEEK con refuerzo cerámico (véase la fig. 61 a la derecha).

El objeto de este estudio fue determinar en qué medida se producía una resorción ósea. Para ello se midió en nivel óseo periimplantar en tres momentos (véase la fig. 60): directamente tras la inserción del implante, en la restauración protésica definitiva tras 3 a 4 meses, así como en la revisión tras un año. La medición se realizó aplicando un procedimiento estandarizado.

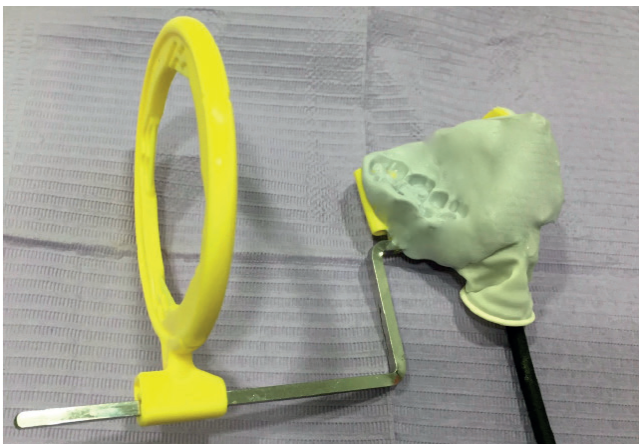


Fig. 60: Montaje para la medición estandarizada del nivel óseo.⁷⁴⁾



Fig. 61: Puente implantosoportados: a la izquierda con estructura metálica, a la derecha con estructura de PEEK con refuerzo cerámico.⁷⁵⁾

⁷³⁾ Cabo Pastor MB. Estudio de la pérdida ósea marginal periimplantaria en carga inmediata. Comparación de la prótesis fija de arco completo con estructura metálica o con poliéter éter cetona [Dissertation]. Valencia: Universidad CEU Cardenal Herrera; 2017.

⁷⁴⁾ Ebd., 84.

⁷⁵⁾ Ebd., 85.

⁷⁶⁾ Ebd., 125.

Pérdida ósea según el material (con valores >0)

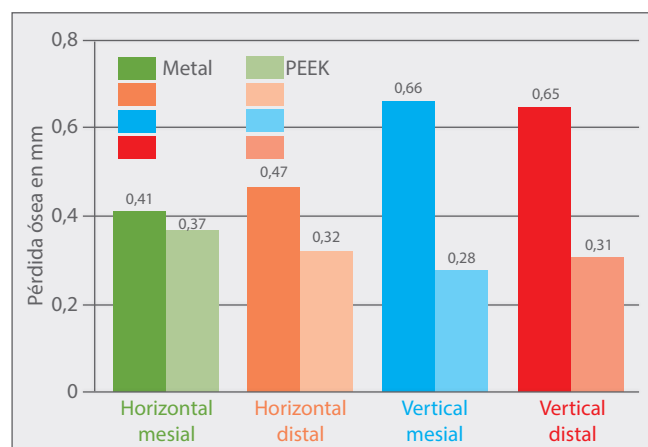


Fig. 62: La pérdida ósea de prótesis de PEEK es menor que en el caso de las prótesis de metal.⁷⁶⁾

El tratamiento con implantes garantiza una funcionalidad y una estética a largo plazo. Una sustancia ósea resistente con suficiente fuerza, así como un entorno con una encía en buen estado, son condiciones previas para obtener buenos resultados a largo plazo.

Los resultados del estudio muestran que, al utilizar PEEK, la pérdida ósea visible en las radiografías es considerablemente menor. En la fig. 62 se ha representado las diferencias en la resorción ósea al usar prótesis con estructura de metal y de PEEK.

Nota de la redacción: El material de PEEK usado en el ensayo es BioHPP, una variante de PEEK con refuerzo cerámico. Puesto que el BioHPP destaca por una elasticidad parecida a la del hueso, la asimilación de la fuerza es comparable a la del hueso natural. Por ese motivo, el BioHPP es capaz de soportar las fuerzas masticatorias y otras cargas sin transmitir las directamente al implante.

15 Ensayo clínico y experimental de un aditamento híbrido de PEEK y titanio con refuerzo cerámico aplicando una carga inmediata con una corona de cerámica⁷⁷⁾

José Eduardo Maté Sánchez de Val
José Luis Calvo-Guirado
Cátedra Internacional de
Investigación en Odontología,
Grupo de Investigación de Biomateriales e Im-
plantantes (MBIRG)
Universidad Católica San Antonio de Murcia



El BioHPP se ha utilizado hasta ahora en odontología sobre todo para aditamentos de implantes. El objeto de este estudio fue analizar la utilización de tales aditamentos con base de polímero para restauraciones con prótesis dentales definitivas. Se aplicó para ello dos diferentes técnica de intervención (estándar y sin lóbulo).

Tradicionalmente los aditamentos son de materiales tales como el titanio y otras aleaciones de metales, los materiales alternativos son la cerámica o el óxido de circonio. Pero ninguno de ellos es adecuado para la restauración inmediata, en la que el implante se cubre inmediatamente con una corona.

En esta investigación se insertó crestalmente en la región premolar superior, de forma aleatoria, diez implantes blueSKY (bredent medical, Senden/Alemania) de 3,5 a 4 milímetros de diámetro y de 10 a 12 milímetros de longitud. Tras la inserción de los implantes se colocó diez aditamentos BioHPP SKY elegance sobre los implantes. Tratándose de los denominados aditamentos híbridos, en los que el cuerpo del aditamento de BioHPP está unido sin espacio intermedio con la base de titanio. Estos aditamentos se utilizan para la restauración inmediata, pues aúnan las propiedades de los aditamentos provisionales con las de los definitivos. Esto significa que el aditamento no requiere ser posteriormente sustituido. Todas las coronas se fabricaron con un sistema Cerec de cerámica de feldespato (IPS Empress CAD Cerec/InLab) y se fijaron con cemento universal autoadhesivo Rely-X.

Estudio radiológico

Con la ayuda de un sistema de paralelización se tomó imágenes radiológicas normales el día de la inserción de los implantes así como tras uno, tres y cinco meses. El análisis radiológico se realizó con el programa ImageJ (Wayne Rasband, EE.UU.). Además se registró las distancias entre la plataforma y el primer contacto óseo (véase la fig. 64).

La fig. 64 muestra la TC de un caso antes del tratamiento (izquierda) y la situación radiológica después de la inserción del implante (derecha). Alrededor de los implantes no se observó pérdida ósea alguna y la altura del hueso se mantuvo estable. La fig. 65 muestra los valores de medición de las distancias entre las plataformas del implante y el primer contacto óseo.

Medición del ISQ

Directamente tras la inserción del implante se midió la estabilidad del implante para determinar si se podía proceder a la carga inmediata. El valor límite del ISQ se fijó en 65. Los valores del ISQ se obtuvieron mediante el Osstell Mentor (Osstell, Göteborg/Suecia).



Fig. 63: Arriba izquierda: incisión con el bisturí circular. Abajo izquierda y derecha: imagen de cerca de la posición del aditamento BioHPP elegance.⁷⁸⁾



Fig. 64: Arriba: técnica sin lóbulo. TC de la situación de partida y representación ampliada de las mediciones entre la plataforma del implante y el primer contacto óseo. Abajo: técnica estándar con representación aumentada de las mediciones.⁷⁹⁾

Intervención	Paciente	1 mes	3 meses	5 meses	Valor p
Sin lóbulo	1	0,02±0,01 (0,02)	0,05±0,25 (0,05)	0,04±0,04 (0,04)	
	2	0,01±0,05 (0,01)	0,17±0,11 (0,17)	0,15±0,10 (0,15)	
	3	0,21±0,13 (0,21)	0,13±0,09 (0,13)	0,09±0,01 (0,09)	
	4	0,43±0,33 (2,33)	0,11±0,19 (0,11)	0,13±0,03 (0,13)	
	5	0,39±0,05 (0,39)	1,12±0,32 (1,12)	0,09±0,11 (0,09)	
	Sin lóbulo (promedio)	0,21±0,14 (0,21)	0,31±0,04 (a) (0,31)	0,10±0,03 (0,10)	p=0,043
Estándar	6	0,31±0,13 (0,31)	1,02±0,39 (1,02)	1,21±0,34 (1,21)	
	7	0,33±0,14 (0,33)	0,98±0,76 (0,98)	1,19±0,38 (1,19)	
	8	0,64±0,63 (4,32)	1,32±0,99 (1,32)	1,23±0,45 (1,23)	
	9	0,39±0,33 (0,39)	1,05±0,33 (1,05)	1,02±0,15 (1,02)	
	10	0,85±0,49 (0,85)	0,99±0,65 (0,99)	1,21±0,47 (1,21)	
	Estándar (promedio)	0,50±0,41 (b) (3,64)	1,07±1,12 (a) (b) (1,07)	1,17±0,87 (a) (b) (1,17)	(a) p=0,031 (b) p=0,011
	Valor p	0,044	0,022	0,017	

Fig. 65: Análisis radiológico de muestras. Resultados representado como promedio ± desviación estándar (mediana). Ensayo no paramétrico de Friedman.⁸⁰⁾

Intervención	Paciente	Día 0
Sin lóbulo	1	66,43±4,21 (66,43)
	2	69,43±5,42 (69,43)
	3	67,45±3,39 (67,45)
	4	70,03±5,23 (70,03)
	5	65,06±3,97 (65,06)
	Sin lóbulo (promedio)	67,68±5,10 (67,68)
Estándar	6	68,39±6,03 (68,68)
	7	65,63±2,98 (65,63)
	8	66,03±2,64 (66,03)
	9	69,83±5,00 (69,83)
	10	70,63±6,01 (70,63)
	Estándar (promedio)	68,10±4,93 (68,10)
	Valor p	0,063

Fig. 66: Valores ISQ individuales de los pacientes representados como promedio ± desvío estándar (mediana). Diferencias significativas con $p < 0,05$. Comparación entre grupos.⁸¹⁾

En la fig. 66 están representados los valores ISQ de los implantes el día de la inserción. Todos los implantes muestran valores mayores que el valor mínimo determinado para este estudio (ISQ 65).

Análisis mucogingival y hallazgos clínicos

La valoración y documentación de los índices de sangrado en los implantes, así como la recesión del tejido blando y la pérdida de altura tras la inserción, se realizó aplicando una técnica de sondeo periimplantar especial transcurridos 1, 3 y 5 meses después de la inserción del implante. También se recogió los valores de sangrado al sondeo (0=no existente, 1=existente) transcurridos 1, 3 y 5 meses.

La profundidad de inserción se midió con una sonda convencional de material plástico, siendo el mismo examinador el que realizó en seis ocasiones la medición de cada implante. Los resultados se representaron como valor medio de 3 mediciones.

En la fig. 67 se muestra los índices de encía y sangrado de todos los implantes. Ningún implante presentó retracción, ni se perdió. Las profundidades de inserción se muestran en la fig. 68. En comparación con el grupo sin lóbulo, en el grupo estándar se observó profundidades de inserción mayores; no se observó diferencias significativas entre los diferentes momentos dentro de los distintos grupos. En el momento de realizar los exámenes no se observó inflamaciones clínicas anormales. Se produjo una adaptación del tejido blando periimplantar en la corona y el perfil sobresaliente de los aditamentos BioHPP SKY elegance. La técnica sin lóbulo proporcionó mayor rapidez al proceso de cicatrización que la técnica estándar, si bien los resultados se acercaron mucho hacia el final.

⁷⁷⁾ Sánchez de Val JEM, Calvo-Guirado JL. Klinische und experimentelle Studie eines neuen keramisch verstärkten PEEK-Titan-Hybridabutments unter Sofortbelastung mit einer Keramikkrone. Verwendung von Abutments auf Polymerbasis für definitive Versorgung. BDIZ EDI konkret 2015;4:72-79.

⁷⁸⁾ Ebd., 78.

⁷⁹⁾ Ebd., 76.

⁸⁰⁾ Ebd.

⁸¹⁾ Ebd.

Intervención	Paciente	1 mes	3 meses	5 meses	valor p
Sin lóbulo	1	0,23±0,05 (0,23)	0,13±0,05 (0,13)	0,05±0,06 (0,05)	
	2	0,12±0,06 (0,12)	0,10±0,06 (0,10)	0,06±0,07 (0,06)	
	3	0,15±0,07 (0,15)	0,11±0,05 (0,11)	0,02±0,06 (0,02)	
	4	0,24±0,06 (0,23)	0,13±0,07 (0,13)	0,02±0,03 (0,02)	
	5	0,23±0,1 (0,23)	0,08±0,03 (0,08)	0,05±0,01 (0,05)	
	Sin lóbulo (promedio)	0,19±0,06 (0,19)	0,11±0,03 (a) (0,11)	0,04±0,03 (b) (0,04)	(a) 0,023 (b) 0,039
Estándar	6	0,31±0,16 (0,31)	0,19±0,04 (0,19)	0,09±0,12 (0,09)	
	7	0,33±0,21 (0,33)	0,25±0,14 (0,25)	0,11±0,05 (0,11)	
	8	0,10±0,01 (0,10)	0,11±0,07 (0,11)	0,04±0,01 (0,04)	
	9	0,18±0,11 (0,18)	0,15±0,12 (0,15)	0,09±0,04 (0,09)	
	10	0,16±0,03 (0,16)	0,12±0,11 (0,12)	0,01±0,03 (0,01)	
	Estándar (promedio)	0,21±0,01 (a) (0,21)	0,16±0,05 (b) (0,17)	0,06±0,02 (0,06)	(a) 0,014 (b) 0,033

Fig. 67: Valores del sangrado al sondeo (0=inexistente, 1=existente) tras 1, 3 y 5 meses, representado como valor medio $\pm$ desvío estándar (mediana). (a) Diferencias significativas con $p<0,05$ en la comparación de pacientes tras diferentes meses. (b) Diferencias significativas con $p<0,05$ en la comparación de protocolos quirúrgicos.⁸²⁾

Intervención	Paciente	1 mes	3 meses	5 meses	(a) valor p
Sin lóbulo	1	2,19±0,22 (2,19)	2,21±0,20 (2,21)	2,26±0,19 (2,26)	
	2	2,24±0,20 (2,24)	2,27±0,23 (2,27)	2,30±0,23 (2,30)	
	3	2,29±0,18 (2,29)	2,31±0,21 (2,31)	2,34±0,20 (2,34)	
	4	2,33±0,28 (2,33)	2,37±0,26 (2,37)	2,40±0,25 (2,40)	
	5	2,19±0,22 (2,19)	2,21±0,20 (2,21)	2,26±0,19 (2,26)	
	Sin lóbulo (promedio)	2,24±1,84 (2,24)	2,27±0,18 (2,21)	2,31±0,03 (2,31)	
Estándar	6	3,41±0,74 (3,41)	4,19±1,03 (4,19)	4,21±0,12 (4,21)	
	7	3,15±1,21 (3,15)	4,11±1,20 (4,11)	4,4±1,05 (4,44)	
	8	4,32±1,51 (4,32)	4,12±0,13 (4,13)	4,01±1,01 (4,01)	
	9	4,19±1,33 (4,19)	3,32±0,05 (3,32)	3,54±0,09 (3,54)	
	10	3,14±0,94 (3,14)	5,23±0,14 (5,23)	4,39±1,93 (4,39)	
	Estándar (promedio)	3,64±1,02 (b) (3,64)	4,19±1,05 (a) (b) (4,20)	4,11±1,02 (b) (4,11)	(a) $p=0,029$
	(b) valor p	0,041	0,013	0,033	

Fig. 68: Profundidades de inserción en mm 1, 3 y 5 meses tras la inserción del implante, representado como valor medio $\pm$ desvío estándar (mediana). (a) Comparación del momento de aplicación según las diferentes técnicas. (b) Comparación de los protocolos.⁸³⁾

El aditamento BioHPP SKY elegance interactúa perfectamente con el tejido periimplantar, tal como queda probado por la inexistencia de hinchazón y la recuperación más rápida del tejido blando. Esta biocompatibilidad es uno de los descubrimientos que más llaman la atención en esta investigación y al estudiar la literatura científica.

Nota de la redacción: Dentro de los límites de un estudio clínico piloto, y teniendo en cuenta el tamaño de la muestra, puede concluirse que los aditamentos BioHPP SKY elegance suponen una solución ideal para casos en los que un implante se carga tras su inserción inmediatamente con un corona definitiva. Son biocompatibles, presentan una gran resistencia mecánica a la flexión así como elasticidad y puede proporcionar resultados de gran estética.

16 Comportamiento del tejido periimplantar en contacto con materiales sin metal: ensayos experimentales con perros⁸⁴⁾

José Eduardo Maté
Sánchez de Val
Carlos Pérez Albacete
Martínez Sergio Gehrke
María P. Ramírez Fernández
Vicente G. Vicent
Gerardo Gómez Moreno
José L. Calvo Guirado
Universidad Católica San
Antonio de Murcia (UCAM)
Centro de investigación Biotecnos-UCAM
Universidad de Granada



En esta investigación se examinó a seis perros machos de la raza American Foxhound de aproximadamente un año, cuyo peso era de entre 14 y 15 kilogramos. A los perros se les insertó 48 implantes cónicos (blueSKY, bredent medical, Senden, Alemania) de 3,5 mm de diámetro y 10 mm de longitud. Todos los implantes se cubrieron inmediatamente después de la inserción con aditamentos y se distribuyeron en dos grupos: el grupo de control obtuvo 24 aditamentos de titanio y el grupo de ensayo 24 aditamentos de BioHPP (BioHPP SKY elegance, bredent, Senden, Alemania).

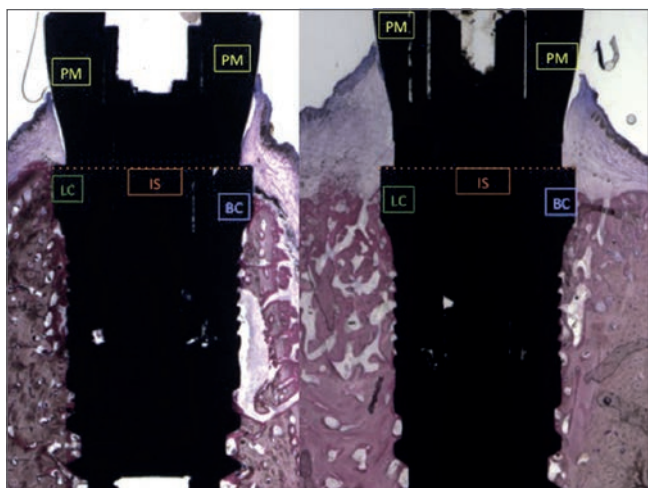


Fig. 69: A la izquierda se observa la aposición de tejido blando en el aditamento de titanio, a la derecha la aposición en el aditamento de BioHPP es claramente el nivel superior de tejido blando lingual.⁸⁵⁾

PM = Mucosa periimplantar
IS = Hombro del implante
LC = Cresta alveolar por lingual
BC = Cresta alveolar por bucal

Ocho semanas tras la operación, todos los implantes mostraron una estabilidad primaria adecuada. Entre los grupos no se observó ninguna diferencia estadísticamente relevante, todos los implantes se integraron en el hueso. Los espacios que se habían formado a causa de la inserción entre el implante y el alvéolo se rellenaron con hueso y fueron reabsorbidos por la cresta alveolar.

En ambos grupos la deformidad en la zona marginal del defecto junto con pérdida clara de dimensiones en el hueso tanto en la zona bucal afectada como en la zona lingual de sustancia más fuerte.

El grupo de ensayo (aditamento de PEEK reforzado) mostró los resultados mejores en la estabilización del tejido blando tanto en el análisis lingual como en el análisis bucal. La exploración radiológica confirmó los resultados del análisis histológico a nivel de hueso: en ambos grupos (titanio y PEEK) se observó una pérdida mayor del hueso bucal en comparación con el hueso lingual.

⁸²⁾ Ebd., 77.

⁸³⁾ Ebd.

⁸⁴⁾ Compárese con Sánchez de Val JEM, Pérez Albacete Martínez C, Gehrke S, Ramírez Fernández MP, Vicent VG, Gómez Moreno G, Calvo Guirado JL. Periimplant tissues behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. European Association for Osseointegration Congress; 2016 Sept 29–Oct 1.

⁸⁵⁾ Compárese con Sánchez de Val JEM, Pérez Albacete Martínez C, Gehrke S, Ramírez Fernández MP, Vicent VG, Gómez Moreno G, Calvo Guirado JL. Periimplant tissues behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. Annals of Anatomy. 2016;206:106

	Titanio	PEEK	Valor p
PM-Bc	2.74 ± 0.41	3.11 ± 0.26*	0.032
	2.74	3.11	
PM-Lc	2.91 ± 0.03	3.71 ± 0.18 *	0.008
	2.91	3.71	
PM bucal-IS	2.35 ± 0.87	2.95 ± 0.53 *	0.015
	2.35	2.95	
PM lingual-IS	2.65 ± 0.43	3.57 ± 0.38 *	0.003
	2.65	3.57	
IS-BC	2.04 ± 0.11 *	1.53 ± 0.21	0.011
	2.04	1.53	
IS-Lc	1.93 ± 0.14 *	1.41 ± 0.19	0.029
	1.93	1.41	

Fig. 70: Mediciones lineares en milímetros.⁸⁶⁾

Valor ISQ	Inserción		8 semanas		Valor p
	Promedio ± ds	Mediana	Promedio ± ds	Mediana	
Aditamento BioHPP	74.46 ± 4.55	74.46	69.53 ± 0.47	69.53	0.16
Aditamento titanio	74.19 ± 4.29	74.19	70.80 ± 0.67	70.80	0.23

Fig. 71: ISQ: Valor de estabilidad del implante. Mediciones el día de la inserción y tras ocho semanas. Resultados representados: promedio y mediana. Diferencias significativas, $p < 0.05$.⁸⁷⁾

BIC (%)	Titanio	PEEK	Valor p
Promedio ± Sd	61.29 ± 1.45	62.52 ± 4.63	0.32
Mediana	61.29	62.52	

Fig. 72: BIC: Bone Implant Contact. Friedman-Test de los valores BIC (contacto entre hueso e implante), comparación entre aditamentos de titanio y aditamentos híbridos de PEEK y titanio, ocho semanas tras la inserción del implante. Los datos muestran el promedio, desviación estándar y mediana. Diferencias significativas, $p < 0.05$. No se hallaron diferencias.⁸⁸⁾

Fig. 61: PM-Bc: distancia entre la mucosa periimplantar y la cresta ósea bucal; PM-Lc: distancia entre la mucosa periimplantar y la cresta ósea lingual; PM bucal-IS: distancia entre la mucosa periimplantar y el hombro del implante en el lado bucal; PM lingual-IS: distancia entre la mucosa periimplantar y el hombro del implante en el lado lingual; IS Bc: distancia entre el borde superior de hombro del implante y el primer punto de contacto entre hueso e implante en el lado bucal; IS-Lc: distancia entre el borde superior de hombro del implante y la cresta ósea lingual. Valores expresados como promedio ± sd y mediana. Ensayo no paramétrico de Friedman. (*) Diferencias significativas, $p < 0.05$.

⁸⁶⁾ Sanchez, Periimplant tissues behavior, EAO Congress 2016.

⁸⁷⁾ Ebd.

⁸⁸⁾ Ebd.

⁸⁹⁾ Ebd.

⁹⁰⁾ Ebd.



Fig. 73: Imágenes radiológicas de los implantes con aditamento de PEEK (izquierda) y aditamento de titanio (derecha).⁸⁹⁾

		Titanio	PEEK	Valor p
Hueso bucal	Promedio $\pm$ ds	1.96 $\pm$ 0.21 *	1.43 $\pm$ 0.11	0.013
	Mediana	1.96	1.43	
Hueso lingual	Promedio $\pm$ ds	1.78 $\pm$ 0.33 *	1.28 $\pm$ 0.43	0.031
		1.78	1.28	

Fig. 74: Análisis radiológico del primer punto de contacto entre hueso e implante hacia el hombro del implante. Valores promedios $\pm$ ds y mediana. Ensayo no paramétrico de Friedman. (*) Diferencias significativas, $p < 0.05$.⁹⁰⁾

La aplicación de aditamentos de titanio y PEEK reforzados proporciona muchas ventajas estéticas frente a materiales convencionales. El color blanco de los aditamentos permite moldear biotipos gingivales finos sin las limitaciones de los aditamentos de titanio convencionales. El material con su gran biocompatibilidad puede usarse para la restauración inmediata: un aditamento de una vez. La evaluación histomorfométrica cuantitativa del tejido blando mostró que había diferencias a favor de los aditamentos de PEEK: El tejido blando periimplantar presentó en los aditamentos de PEEK una altura y una densidad mayores. Esto indica que no hubo pérdida de hueso periimplantar y que se produjo un aislamiento biológico del aditamento.

Nota de la redacción: Teniendo en cuenta las limitaciones de un estudio realizado con animales puede concluirse que los aditamentos de PEEK y titanio reforzados representan una alternativa eficaz a los aditamentos convencionales gracias a su gran biocompatibilidad. De este modo, el material puede resultar de ayuda para la conservación de la altura del hueso y la estabilidad del tejido blando.

Literatura científica

1. *Rzanny A, Göbel R, Küpper H.*
PEEK – ein interessanter Werkstoff und alternatives Gerüstmaterial [PEEK – un material de construcción interesante y un material alternativo para estructuras].
ZWR – Das Deutsche Zahnärzteblatt 2015;123:608-613.
2. *Rzanny A, Göbel R, Fachet M.*
BioHPP Zusammenfassende Ergebnisse der werkstoffkundlichen Untersuchungen [BioHPP – Resumen de los resultados de ensayos para estudiar las características de los materiales].
Jena: Friedrich-Schiller-Universität; 2013.
3. *Faber FJ, Holzer N, Roggendorf H.*
In-vitro-Untersuchungen mit BioHPP in der Teleskoptechnik [Ensayos in vitro con BioHPP en la técnica de telescopios].
Köln: Universitätsklinikum, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde; 2013.
4. *Schulte F.*
Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Polyetheretherketonen und Verblendkunststoffen in Abhängigkeit von der Oberflächenvorbehandlung [Dissertation] [La resistencia de la unión entre diferentes poliéter éter cetonas y resinas de revestimiento en función del tratamiento previo de la superficie].
Universität zu Köln; 2015.
5. *Eichberger M, Wimmer T, Stawarczyk B.*
Sind die Eigenschaften von BioHPP-Restorationen immer gleich oder hat die Verarbeitungstechnik einen Einfluss? Untersuchung anhand der Stabilität von Brücken [Las propiedades de las restauraciones de BioHPP, ¿son siempre las mismas o influye la técnica de procesamiento? Estudio a partir de la comprobación de la estabilidad de puentes].
Die Quintessenz der Zahntechnik 2014; 40:588-598.
6. *Heimer S.*
Polierbarkeit und Reinigungsmethoden des Hochleistungswerkstoffes Poliéter éter cetona (PEEK) [Dissertation] [Facilidad de pulido y métodos de limpieza del material de altas prestaciones poliéter éter cetona (PEEK)].
München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2017.
7. *Heimer S.*
Zwischenergebnisse der Reinigungsstudie des Gerüstwerkstoffes BioHPP [Resultados intermedios del estudio sobre la limpieza del material estructural BioHPP]. München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2014.
8. *Zylla, IM.*
Entstehung der Oxidschicht beim Überpressen vorgefertigter Titanabutments mit BioHPP [Formación de la capa de óxido al inyectar BioHPP sobre aditamentos prefabricados de titanio].
E.S. Osnabrück, Labor für Metallkunde und Werkstoffanalytik; 2014.
9. *Kolbeck C, Rosentritt M.*
In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Kunststoffstümpfen (TCML und Bruchtest): Vollanatomische Gestaltung aus PEEK gefräst bzw. gepresst. [Ensayo in vitro de puentes de cuatro elementos sobre muñones de resina (ciclado térmico más carga mecánica y ensayo de rotura): Diseño totalmente anatómico de PEEK fresado o inyectado].
Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2011.
10. *Kolbeck C, Rosentritt M.*
Versuch zur Überprüfung der Abzugskräfte zwischen Abutment (Titan, BioHPP) und Kappchen (ZrO₂, BioHPP) mit 4°/8° Konuswinkeln zur Verifizierung verschiedener Zemente. [Ensayo para la evaluación de las fuerzas de retención entre el aditamento (titanio, BioHPP) y la cofia (ZrO₂, BioHPP) con ángulos del cono de 4°/8°, para examinar diversos cementos].
Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2013.
11. Quick Reference Card für die Zahnarztpraxis. - Leitfaden zur Orientierung bei der Anwendung von BioHPP [Tarjeta de referencia rápida para la clínica odontológica. Directrices para la aplicación de BioHPP].
bredent GmbH & Co. KG, Senden; 2017.

12. *Kolbeck C, Rosentritt M.*
In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Humanzähnen (TCML und Bruchtest): verschiedene Gerüst-/Verblendmorphologien [Ensayo in vitro de puentes de cuatro elementos sobre dientes humanos (ciclado térmico más carga mecánica y ensayo de rotura): diferentes morfologías de estructuras y revestimientos].
Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2015.
13. *Rosentritt M.*
In-vitro Untersuchung von dreigliedrigen standardisierten Brücken [Ensayo in vitro de puentes estandarizados de tres elementos].
Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2011.
14. *Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B.*
Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses [Carga de fractura y tipos de fallos en prótesis dentales fijas de poliéter éter cetona con diferentes revestimientos].
Clinical Oral Investigations 2016;20(9):2493-2500.
15. *Geis-Gerstorfer J, Scheideler L.*
Untersuchungen zur initialen Bakterien-Anlagerung an BioHPP im Vergleich zu top.lign pro, novo.lign, crea.lign und Zirkonoxid-Keramik [Ensayos para examinar la aposición inicial de bacterias en BioHPP en comparación con top.lign pro, novo.lign, crea.lign y cerámica de óxido de circonio].
Tübingen: Eberhard Karls Universität, Zentrum für Zahn-, Mund- u. Kieferheilkunde, Sektion „Medizinische Werkstoffkunde & Technologie“; 2015.
16. *Cabo Pastor MB.*
Estudio de la pérdida ósea marginal periimplantaria en carga inmediata. Comparación de la prótesis fija de arco completo con estructura metálica o con poliéter éter cetona [Tesis doctoral].
Valencia: Universidad CEU Cardenal Herrera; 2017.
17. *Sánchez de Val JEM, Calvo-Guirado JL.*
Klinische und experimentelle Studie eines neuen keramisch verstärkten PEEK-Titan-Hybridabutments unter Sofortbelastung mit einer Keramikkronen. Verwendung von Abutments auf Polymerbasis für definitive Versorgungen.
[Estudio clínico y experimental de un aditamento híbrido reforzado de PEEK y titanio con aplicación de carga inmediata mediante una corona de cerámica. Aplicación de aditamentos con base de polímero para restauraciones definitivas con prótesis dentales].
BDIZ EDI konkret 2015;4:72-79.
18. *Sánchez de Val JEM, Pérez Albacete Martínez C, Gehrke S, Ramírez Fernández MP, Vicent VG, Gómez Moreno G, Calvo Guirado JL.*
Peri-implant tissues behavior around non-metallic material: Experimental study in dogs [Comportamiento del tejido periimplantar en contacto con materiales sin titanio: ensayos experimentales con perros].
European Association for Osseointegration Congress; 2016 Sept 29–Oct 1.
19. *Sánchez de Val JEM, Pérez Albacete Martínez C, Gehrke S, Ramirez Fernandez MP, Vicent VG, Gomez Moreno G, Calvo Guirado JL.*
Periimplant tissues behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs [Comportamiento del tejido periimplantar en contacto con materiales sin titanio: ensayos experimentales con perros].
Annals of Anatomy. 2016;206:104-109.
20. *Göbel R, Rzanny A.*
Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Verblend- und Gerüstwerkstoffen. Darstellung werkstoffkundlicher Untersuchungen zur Verbundkombination dentaler Werkstoffe. [Resistencia de la unión de diversos materiales de revestimiento y estructurales. Presentación de ensayos sobre características de materiales dentales combinados].
Die Quintessenz der Zahntechnik. 2016;42(8):1064-1068.
21. *Sturz CRC, Faber FJ, Scheer M, Rothamel D, Neugebauer J.*
Effects of various chair-side surface treatment methods on dental restorative materials with respect to contact angles and surface roughness [Efectos de varios métodos de tratamiento de superficies en la clínica en presencia del paciente en cuanto a los ángulos de contacto y la rugosidad de la superficie].
Dental Materials Journal 2015; 34(6): 796-813.



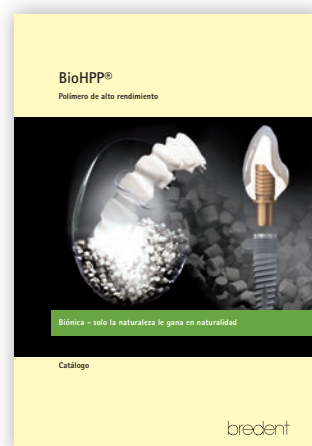
Otras publicaciones que le pueden resultar interesantes:



REF 0005340E



REF 0005470E



REF 0005350E

