

esthetic.line

Pekkton® ivory

Polímero de alto rendimiento para restauraciones estéticas definitivas sobre implantes: Documentación científica.



Índice.

Introducción

Pekkton® – Un polímero de alto rendimiento de base PAEK con propiedades adaptadas al uso dental	03
Propiedades y química del material	04

Indicaciones

Pekkton® ivory	05
----------------	----

Biocompatibilidad

Base científica y requisitos normativos	06
Certificado de conformidad	07

Ciencias de los materiales y ensayos in vitro

Espacio marginal	08
Envejecimiento	09
Resistencia adhesiva al cizallamiento de las resinas compuestas para revestimiento	10
Dureza	11
Ensayos de fatiga para puentes dentales revestidos de 4 piezas	12
Simulación numérica de un puente de 3 piezas en comparación con materiales para puentes convencionales	14
Simulación numérica de un puente de 4 piezas	16
Biomecánica del concepto All-On-Four en el maxilar: un análisis numérico	18
Ensayos de fatiga dinámica en coronas dentales	20
Pekkton® – ¿Un polímero de alto rendimiento como alternativa a las restauraciones dentales convencionales?	22
Acondicionamiento mecánico de las superficies en relación con distintos parámetros.	24
Resistencia adhesiva de los sistemas de cementado corrientes a PEKK – Durabilidad y efecto sobre el acondicionamiento de la superficie.	26
Fuerzas de retención y comportamiento a la fatiga de anclajes realizados con resinas termoplásticas	28
Propiedades ópticas	30
Absorción de agua y solubilidad	32

Casos clínicos

Puente completo sobre implantes (1)	34
Puente completo sobre implantes (2)	36
Restauraciones implantosoportadas atornilladas en el maxilar y la mandíbula	38
Prótesis telescópica mandibular con bracket sublingual	39
Restauración de molar con corona atornillada sobre un implante	40
Dos premolares juntos sobre dientes naturales	41
Restauraciones con coronas sobre dientes naturales	42

Glosario

44

Catálogo de productos

46

Publicaciones

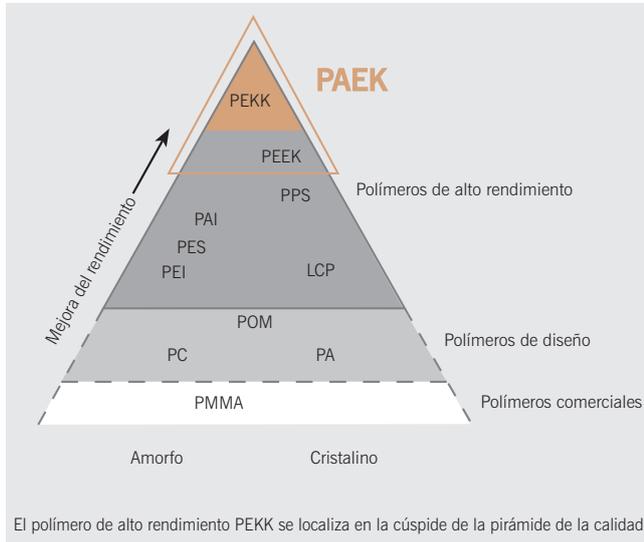
47

Enlaces útiles

48

Introducción.

Pekkton® ivory – Un polímero de alto rendimiento de base PAEK con propiedades adaptadas al uso dental.



El material más adecuado (relevante) para la medicina y la odontología en seres humanos

«La estructura y la composición del diente está perfectamente adaptada a las exigencias funcionales de la boca y son superiores a las de cualquier material artificial. Por tanto, en primer lugar, no hay que dañar.»¹

Pekkton® ivory² es un polímero de alto rendimiento basado en la materia prima PEKK, actualmente la vanguardia entre los materiales PAEK, en la cúspide de la pirámide de los polímeros. Al alcanzar la cumbre de la familia PAEK, Pekkton® ivory le ofrece lo mejor del mundo entre los polímeros para indicaciones dentales. Su resistencia, estabilidad dimensional y dureza son solo algunos de sus atributos.

Cendres+Métaux está convencida de las ventajas de los materiales no metálicos. Por eso estamos lanzando en exclusiva lo mejor a escala mundial entre los polímeros termoplásticos de alto rendimiento.



Imitar la naturaleza es la tendencia del futuro en los productos sanitarios. Los metales y las cerámicas, aunque sean biocompatibles, no cumplen este requisito. Por ejemplo, la correspondencia con el módulo óseo puede ser importante en las aplicaciones en las que el bloqueo de cargas debe minimizarse. En contraste, los productos de base polimérica cada vez se contemplan más como alternativas mejores a las soluciones rígidas y duras de metal. De ahí que el amplio perfil de propiedades de los materiales de Pekkton® lo convierta en ideal para diversas aplicaciones en el campo dental.



Pekkton® no se debe considerar simplemente un material, sino una solución de sistema completa. El material PEKK puede combinarse fácilmente con otras sustancias para cumplir requisitos específicos. Así, se pueden utilizar diferentes calidades de Pekkton® en odontología para realizar coronas y puentes, para colado de modelos, inserciones, pilares y soluciones para implantes. Pekkton® se puede procesar de forma sencilla y fiable utilizando métodos convencionales de laboratorio o industriales. A modo de ejemplo, Pekkton® es totalmente adecuado para la fabricación asistida por ordenador. Ofrece un solución económica perfecta que ahorra tiempo en comparación con los materiales metálicos o cerámicos, para brindarle al paciente el producto más cómodo.

¹ Kishen A. Mechanisms and risk factors for fracture prediction in endodontically treated teeth. Endodontic Topics, 2006; 13(1):57– 83.

² Pekkton® based on OXPEKK® from OPM, Oxford Performance Materials, Inc., USA
a Ejemplo de implante craneal de PEKK aprobado por la FDA
b Pieza en bruto para fresado de Pekkton® ivory basada en PEKK de grado implantable

Propiedades y química del material.

1. Composición

Poliéter cetona cetona (PEKK)
Dióxido de titanio

2. Propiedades físicas

Temperatura vítrea	T _g = 157°C	ASTM-D3418
Temperatura de fusión	T _m = 363°C	ASTM-D3418
Color	blanquecino	

3. Propiedades mecánicas

Módulo de Young	5,1 GPa	ASTM-D638
Resistencia a la rotura	115 MPa	ASTM-D638
Módulo de elasticidad	5,0 GPa	ASTM-D790
Resistencia a la flexión al 5% de deformación	200 MPa	ASTM-D790
Dureza	252 MPa	ISO 2039-1

Los valores de las propiedades mecánicas se basan en las formas geométricas estándar. Los valores pueden variar en función de la forma, el diseño y los parámetros de procesado.

4. Ensayos biológicos

Pekkton® ivory ha sido ensayado como material base y cumple con las normas de biocompatibilidad de la USP Clase VI. Ha cumplido o superado los requisitos de la Farmacopea de los Estados Unidos (USP) en los ensayos biológicos conforme a:

Ensayo de citotoxicidad de elución según USP32:2009 <87> e ISO 10993-5:2009 (Ensayo n.º: 110042, BSL Bioservices, 82152 Planegg, Alemania)

Reactividad intracutánea según USP 32<88> (Ensayo n.º: 110043, BSL Bioservices, 82152 Planegg, Alemania)

Toxicidad sistémica aguda – Ensayo de inyección en sistema según USP 32<88> (Ensayo n.º: 110043, BSL Bioservices, 82152 Planegg, Alemania)

Implantación muscular según USP 32<88> (Ensayo n.º: 110043, BSL Bioservices, 82152 Planegg, Alemania)

5. Esterilización

Debido a su elevada temperatura de transición vítrea (157°C) superior a las temperaturas normales de esterilización de 121°C a 134°C y gracias a su resistencia natural a la hidrólisis, Pekkton® ivory es especialmente apropiado para la esterilización por vapor, sin sufrir cambios apreciables en sus propiedades mecánicas o físicas.

6. Monitorización

La fabricación, el envasado y el envío están constantemente monitorizados por las normas para sistemas de gestión de la calidad ISO 9001 e ISO 13485.

Indicaciones.



Coronas y puentes definitivos revestidos y atornillados sobre implantes dentales con un máximo de dos pónicos. Se pueden revestir con coronas prensadas cementadas, con resinas compuestas, con dientes acrílicos prefabricados y con carillas.



Restauraciones removibles, como construcciones secundarias sobre barras y coronas telescópicas, conectores transversales, férulas oclusales y bases de dentaduras postizas.



Coronas unitarias y puentes definitivos revestidos con un pónico como máximo sobre dientes naturales.



Izquierda: Coronas y puentes sin revestir en el sector posterior con un periodo de uso máximo de 12 meses.

Derecha: Partes sin revestir, por ejemplo, márgenes de coronas y soportes.

1: BDT, Beaver Dental Technology, Leeds, Gran Bretaña
2/3: Zahntechnik Wichnalek, DE-Augsburg / Norbert Wichnalek, Robert Bacaleté
4/6/7: Laboratoire Cristou, FR-Paris
5: Zahnmanufaktur Zimmermann & Mäder, CH-Bern

Biocompatibilidad.

Base científica y requisitos normativos.

Para la evaluación de riesgos relativa a los riesgos sanitarios se aplicaron los procedimientos y disposiciones de la norma EN ISO 10993-1:2009 «Biological Evaluation of Medical Devices – Part 1: Evaluation and Testing within a Risk Management Process» (Evaluación biológica de productos sanitarios. Parte 1: Evaluación y ensayos mediante un proceso de gestión del riesgo). Según los criterios establecidos en esta norma, el producto se clasifica biológicamente como «dispositivo de comunicación externa» con contacto «permanente» (> 30 días) con el «tejido, el hueso o la dentina».

Por lo tanto, de conformidad con la norma mencionada y con la norma EN ISO 7405:2008 «Dentistry – Preclinical Evaluation of Biocompatibility of Medical Devices Used in Dentistry – Test Methods for Dental Materials» (Odontología. Evaluación de la biocompatibilidad de los productos sanitarios utilizados en odontología. Procedimientos de ensayo específicos de materiales dentales), se analizaron concretamente los siguientes riesgos biológicos:

– Citotoxicidad	EN ISO 10993-5:2009
– Irritación	EN ISO 10993-10:2010
– Hipersensibilidad retardada	EN ISO 10993-10:2010
– Toxicidad sistémica aguda	EN ISO 10993-11:2009
– Toxicidad sistémica subcrónica	EN ISO 10993-11:2009
– Toxicidad sistémica crónica	EN ISO 10993-11:2009
– Implantación	EN ISO 10993-6:2009
– Genotoxicidad	EN ISO 10993-3:2009
– Carcinogenicidad	EN ISO 10993-3:2009
– Caracterización química	EN ISO 10993-18:2009
– USP Clase VI	USP 34 <88>

Para la preparación de muestras y la dosificación son aplicables las normas EN ISO 10993-12:2009 y USP 34 <88> respectivamente.

Resultados

Se estudió el potencial de citotoxicidad de Pekkton® ivory de acuerdo con las normas internacionales de BPL. Pekkton® ivory no mostró ningún efecto citotóxico y, sobre la base de los resultados observados y en las condiciones de ensayo escogidas, Pekkton® ivory ha demostrado no tener potencial citotóxico en los términos de la norma EN ISO 10993-5 cuando se fabrica y aplica de acuerdo con las instrucciones de uso del fabricante.

Según los resultados y razonamientos científicos desarrollados en dichos riesgos biológicos evaluados, se concluye que Pekkton® ivory:

- no tiene potencial irritante según la norma EN ISO 10993-10.
- no tiene potencial sensibilizante de la piel según la norma EN ISO 10993-10.
- cumple los requisitos de la USP para plásticos de Clase VI.
- no tiene potencial de toxicidad sistémica aguda según la norma EN ISO 10993-1.
- no tiene potencial de toxicidad sistémica subcrónica ni crónica según la norma ISO 10993-1.
- no tiene potencial de toxicidad por inhalación según la norma EN ISO 10993-11, ni según las directrices TG 403 o TG 436 (Acute Inhalation Toxicity), TG 412 (Repeated Dose Inhalation Toxicity) y TG 413 (Subchronic 1 Inhalation Toxicity) de la OCDE.
- no tiene efectos tóxicos locales después de la implantación prolongada según la norma EN ISO 10993-6.
- no tiene potencial genotóxico según la norma EN ISO 10993-3.
- se considera que no tiene potencial para la carcinogenicidad, toxicidad sobre la reproducción y el desarrollo ni potencial inmunotóxico conforme a los requisitos de la norma EN ISO 10993-3.

Conclusión

Sobre la base de los resultados de los ensayos y los argumentos de la evaluación, y teniendo en cuenta las disposiciones de la versión actual de las normas armonizadas EN ISO 10993-1 y EN ISO 7405, se puede concluir que el material dental Pekkton® ivory se puede definir como biocompatible, si se fabrica de forma apropiada y se aplica según el uso previsto, como se define en las instrucciones de uso del fabricante.

Certificado de conformidad.



CERTIFICATE OF COMPLIANCE

Testmaterial: Pektkon® ivory

Supplier: Cendres+Métaux SA, Rue de Boujean 122, P.O. Box,
2501 Biel/Bienne, Switzerland

Studies performed: CYTOTOXICITY (USP <87> Elution Test) (BSL Project No. 110042)

USP <88> BIOLOGICAL TEST
(CLASSIFICATION VI/121 °C) (BSL Project No. 110043)

Results: The test item did not show any effect in the USP Class VI –
121 °C test and meets the criteria of USP Biological Tests
Classification VI. In the cytotoxicity assay under the given
conditions the cells treated with the test item extract showed
no reactivity (grade 0). Therefore, Pektkon® ivory met the
requirements of the cytotoxicity assay.

BSL BIOSERVICE Scientific Laboratories GmbH
Behringstraße 6/8
D-82152 Planegg

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Sandra Schmid'.

Dr. Sandra Schmid
Biological Safety Testing
Date: 15 March 2011



Espacio marginal.

Objetivo: Comprobar el ajuste de coronas coladas con Pekkton®

El ajuste de las coronas para conseguir el éxito clínico debe ser de entre 20 y 120 micras¹ o inferior. De lo contrario, el cemento se puede eliminar con el cepillado, y por tanto, pueden penetrar nuevas bacterias entre la restauración y la sustancia dentinaria remanente, lo que puede dar lugar a caries secundarias.

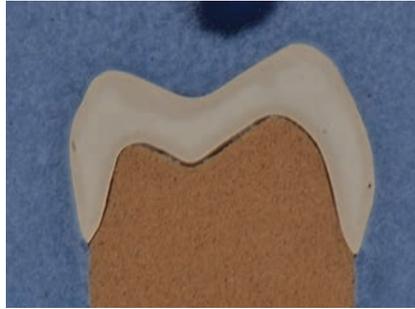
Para conseguir un buen ajuste con la técnica de colado a presión, se escogió una relación de mezcla (líquido y agua destilada) del 75 %.

Las coronas fueron fabricadas con la técnica clásica de colado a presión.

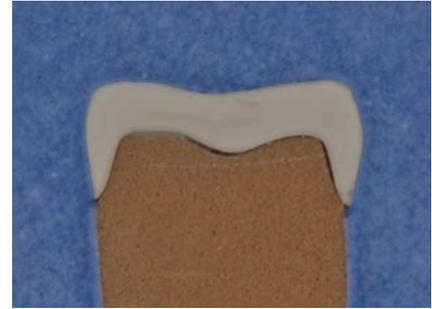
Los muñones y las coronas de cera fueron fresados mediante CAD/CAM.

El valor medio de todos los espacios marginales de las coronas medidos fue de 20,81 micras.

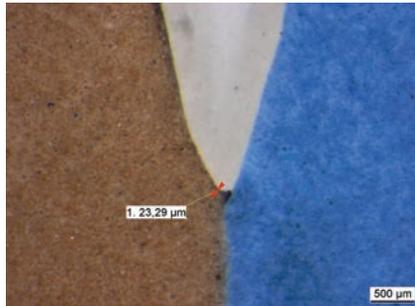
Resultado



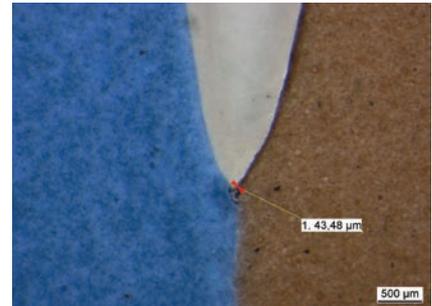
Micrografía de una sección transversal de una de las coronas medidas, desde lingual y vestibular.



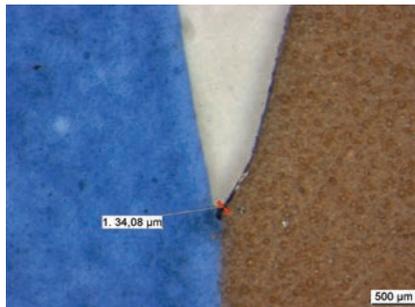
Sección lingual de la corona examinada. El espacio marginal es de 43,48 micras.



Sección vestibular de la misma corona. El espacio marginal es de 23,29 micras.



Micrografía de una sección transversal de una de las coronas medidas, desde mesial y distal.



Sección distal de la corona examinada. El espacio marginal es de 34,08 micras.



Sección mesial de la misma corona. No existe espacio marginal.

Conclusiones

Todas las coronas estudiadas cumplieron el criterio de medida con muy buenos resultados y valores. El resultado alcanzado depende estrictamente de la precisión y la técnica de trabajo del protésico dental. Ya sean coronas coladas o fresadas, el ajuste de las coronas realizadas en Pekkton® es excelente!

1 Bindl, A. and Mörmann, W.H. (2005) Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. Journal of Oral Rehabilitation, 32, 441-447

Envejecimiento.

Objetivo

Evaluar, a partir de muestras de ensayo moldeadas por inyección, el comportamiento de envejecimiento de Pekkton® ivory con el fin de cuantificar la estabilidad y viabilidad de la materia prima.

Materiales y métodos

Pekkton® ivory fue moldeado por inyección empleando un molde ASTM de una cavidad para tracción y flexión. Se ensayaron las muestras moldeadas por inyección:

1. Después de fabricarlas (moldeo por inyección);
2. Después de esterilizarlas por irradiación (radiación gamma, dosis máximas para esterilización de 75 kGy);

3. Después de la esterilización y el envejecimiento (5 años a 90°C artificialmente).

Se estudió la estabilidad química en cada estado mediante FTIR (espectroscopía de infrarrojos por transformada de Fourier). Las condiciones de envejecimiento fueron estimadas empleando la norma ASTM F1980 como guía con un factor de envejecimiento de $Q_{10}=2$. Se estableció que 9 días a 90°C se pueden considerar equivalentes a aproximadamente 1 año a 37°C.

Las propiedades mecánicas y físicas y la estructura química fueron medidas de acuerdo con las normas ASTM:

- Propiedades de tracción (ASTM D638)- Muestra ASTM Tipo I, Aparato de ensayo universal Zwick 50 kN, célula de carga de 50 kN, velocidad del ensayo 0,2 in/min;
- Propiedades de flexión (ASTM D790)- Muestra ASTM para flexión, Aparato de ensayo universal Zwick 50 kN, célula de carga de 1 kN, velocidad del ensayo 0,01 1/min;
- Resistencia a la compresión (ASTM D695), 0,05 in/min, muestra mecanizadas a partir de una barra de flexión;
- Propiedades térmicas (ASTM D3418), Instrumentos TA 2920 MDSC, 20°C/min calentar, enfriar, calentar;
- FTIR (ASTM E1252), Espectrómetro Thermolectron Magna-IR 750, método ATR.

Resultados

Propiedades	Pekkton® ivory después de la fabricación	Pekkton® ivory después de la esterilización	Pekkton® ivory después de la esterilización + envejecimiento
Resistencia a la tracción (límite elástico)	119 MPa	119 MPa	124 MPa
Módulo de elasticidad	5,1 GPa	4,8 GPa	5,0 GPa
Elongación a la tracción (límite elástico)	4,4 %	4,5 %	4,2 %
Módulo de elasticidad	5,0 GPa	4,9 GPa	5,1 GPa
Resistencia a la flexión al 5 %	200 MPa	200 MPa	200 MPa
Fuerza de compresión al 40 % de deformación	246 MPa	251 MPa	249 MPa
Temperatura de fusión	363°C	362°C	363°C
Método ATR FTIR	Comprobado y confirmado	Comprobado y confirmado	Comprobado y confirmado

Conclusión

Pekkton® ivory muestra unas propiedades mecánicas y físicas constantes antes y después de la esterilización y los tratamientos de envejecimiento. Los resultados permanecen constantes para los tres estados siguientes:

- En muestras fabricadas;
- En muestras esterilizadas;
- En muestras esterilizadas y envejecidas;

No se detectó degradación en el material después de la esterilización y el envejecimiento simulado de 5 años. Se comprobó la estructura química y se confirmó mediante FTIR para los tres estados.

Pekkton® ivory.

Resistencia adhesiva al cizallamiento de las resinas compuestas para revestimiento.

Objetivo

Pekkton® ivory es un material estructural. Esto significa que resulta adecuado revestir el material Pekkton® con una resina compuesta del color del diente. El objetivo es conseguir una fuerza de adhesión entre Pekkton® y el material de revestimiento superior a 5 MPa así como encontrar el número máximo de resinas compuestas para revestimiento que sean compatibles con Pekkton®.

Materiales y métodos

Se han ensayado algunas resinas compuestas (ya disponibles en el mercado) tomando como base la norma ISO EN 10477:2004.

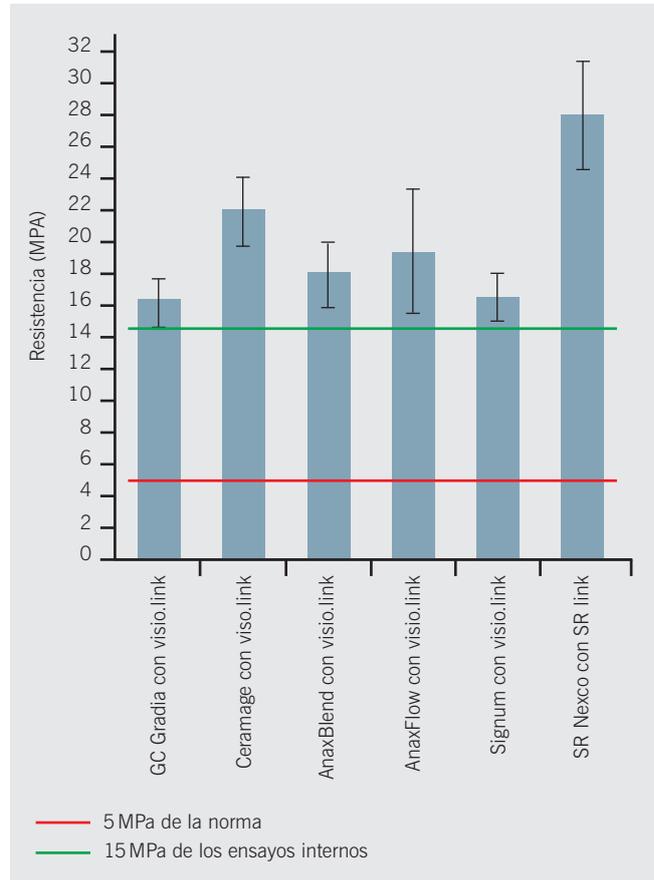
La forma detallada en la que se han fabricado las coronas puede encontrarse en las instrucciones de uso de los diferentes composites de revestimiento.

Las piezas en bruto para colado de Pekkton® ivory fueron incrustadas en polímero Technovit. Al cabo de 20 minutos se pulieron las muestras. A continuación se confirió rugosidad a la superficie chorreando con arena (Al_2O_3 de $110\mu m$ a 2 bar). Después la superficie fue tratada como recomendaba el fabricante del sistema de cementado. Se aplicó la resina opaca al área de cementado y se polimerizó, tal y como recomendaba el fabricante del material polimérico para coronas y puentes. A continuación se colocó el molde sobre la capa del opaquer con la abertura más ancha orientada sobre la capa de opaquer. A continuación se presionó el material polimérico para coronas y puentes en el molde. Después se polimerizó el material polimérico para coronas y puentes siguiendo las instrucciones del fabricante. Seguidamente las muestras fueron sometidas al ciclo térmico y a los ensayos de acuerdo con la norma.

La norma establece que un valor de 5 MPa sería satisfactorio pero, según la experiencia clínica, la fuerza adhesiva mínima debe ser de al menos 15 MPa.

Las muestras mostraron algunas desviaciones con respecto a la norma. Esto se debe a que, por simplicidad, lo que se mide es la fuerza adhesiva a la superficie de Pekkton® ivory y no la resistencia de la estructura. Además, se habían utilizado piezas en bruto para colado en lugar de la muestra descrita en la norma. Estas diferencias no son relevantes para el objetivo del ensayo.

Resultado



Conclusión

La preparación de la superficie de Pekkton® ivory antes del cementado es de vital importancia, sea cual sea el sistema de resina compuesta utilizado.

Se aplica un procedimiento preciso que combina retención mecánica y adhesión química a fin de conseguir unos valores aceptables. Los sistemas de revestimiento con composites comunes en el mercado a los que se aplicó el procedimiento mencionado aprobaron el ensayo con unos valores de adhesión frente a la cizalladura superiores a 15 MPa.

Pekkton® ivory.

Dureza.

Objetivo

La dureza es una medida de la penetración de un cuerpo en el material ensayado.

Incluso aunque este parámetro influya sobre las propiedades de desgaste del material de restauración, no se ha podido evidenciar una clara correlación entre ambas propiedades.

Para las resinas dentales polimerizables, la dureza también es importante a la hora de evaluar el grado de polimerización y la profundidad del curado.

Dado que Pekkton® ivory es una resina termoplástica, este factor no es relevante.

La dureza de los materiales de base polimérica se determina preferiblemente mediante un ensayo de indentación de bola, aunque también se utilizan otras normas. La comparación entre los valores de dureza solo se debe realizar cuando se han obtenido empleando la misma norma.

Materiales y métodos

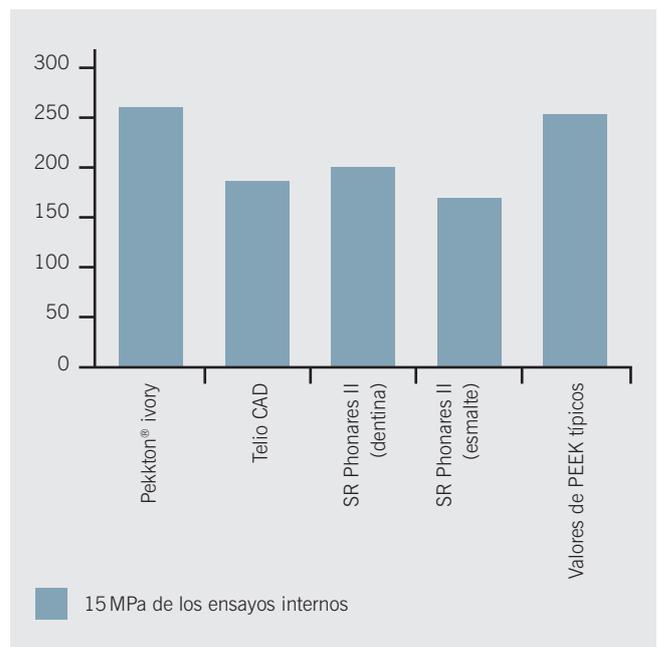
Se ensayaron 5 discos de Pekkton® ivory de 62 mm de diámetro y 6,4 mm de espesor de acuerdo con la norma DIN EN ISO 2039-1.

Los ensayos se realizaron con un diámetro de bola de 5,0 mm, una velocidad de ensayo de 5 mm/min con una fuerza de ensayo de 960,98 N aplicada durante 30s.

Resultado

Los resultados se expresan en MPa.

El valor medio medido de la dureza es de 252 N/mm² (MPa), con una desviación típica de 4 N/mm² (MPa).



Pekkton® ivory	252 MPa
Telio CAD	180 MPa
SR PHONARES II (Ivoclar, material nanohíbrido)	170 MPa
Productos habituales basados en PEEK	250 MPa

Conclusiones

La dureza de indentación por bola de Pekkton® es comparable en cuanto a intervalo, aunque con valores significativamente superiores a los de los productos PMMA avanzados de la competencia, como el material nanohíbrido SR Phonares II. Los valores comunicados son comparables a los de los productos de base PEEK.

Ensayos de fatiga para puentes dentales revestidos de 4 piezas.

Objetivo

El objetivo del estudio fue ensayar la fiabilidad mecánica de un puente dental realizado con Pekkton® ivory sometido a tensiones de fatiga.

El ensayo debe simular hasta cierto punto la carga del puente en condiciones fisiológicas. Se eligió como modelo representativo un puente de 4 piezas revestido sobre dos implantes en posiciones de molar y premolar (34-x-x-37). Los puentes fueron cementados sobre bases de titanio.

Materiales

Pekkton® ivory fue utilizado como material estructural en todas las muestras ensayadas:

- Cinco puentes fresados mediante CAD/CAM

Revestimiento y cementado:

- Material de revestimiento:
 - color dentario: anaxBLEND Flow (Anaxdent)
 - color rosa: ProBase cold
- Cemento: Multilink® Hybrid Abutment (Ivoclar Vivadent)

Acondicionamiento de la superficie

- De unión con la resina compuesta de revestimiento:
 - Chorreado con 110 μ m Alox y una presión de 2 bar
 - Aplicación de adhesivo (primer) visio.link (Bredent)
- De unión con las bases de titanio
 - Chorreado con 110 μ m Alox y una presión de 2 bar
 - Silanización con Monobond Plus (Ivoclar Vivadent)
 - Aplicación de adhesivo (primer) visio.link (Bredent)

Métodos

Con el fin de simular la flexión del puente generada por las fuerzas masticatorias, se aplicó la fuerza en ambos púnticos. Esto se asemeja al «ensayo de flexión en cuatro puntos» que se emplea con frecuencia en los ensayos mecánicos de los materiales.

El entorno del ensayo y la frecuencia fueron seleccionados según la norma ISO 14801, un ensayo de fatiga para implantes dentales. El ensayo fue llevado a cabo en solución de Ringer a 37°C, la frecuencia fue de 2 Hz. El número máximo de ciclos de carga fue de 2 millones.

La fuerza aplicada en el ensayo fue sinusoidal, con una carga superior de 500 N y una inferior de 50 N.

La resistencia remanente a la fractura después de los ensayos de fatiga fue determinada a continuación con un ensayo estático.

Resultados: Ensayo de fatiga

El examen de las muestras con un estereomicroscopio no evidenció ningún daño después de dos millones de ciclos con una carga máxima de 500 N.

En algunos casos se encontraron pequeñas marcas de abrasión en las áreas de contacto donde la carga fue aplicada a través de las bolas de acero. Sin embargo, esto no se considera un fallo, puesto que se sabe que el contacto metal-diente no es realista. La lámina de teflón no resistió completamente los 2 millones de ciclos sin daños, por lo que hubo cierto contacto directo entre las bolas y la superficie del puente.

Resultados: Resistencia estática remanente

Después de las mediciones de fatiga, las muestras se sometieron a tensión con la misma geometría de carga y en las mismas condiciones ambientales hasta la fractura. La carga fue aplicada bajo control de desplazamiento con 2 mm/min en solución de Ringer a 37°C. Antes de los ensayos las muestras fueron almacenadas durante una hora en las mismas condiciones para la estabilización de la temperatura.

Las muestras alcanzaron un valor medio de >2600 N después de la carga cíclica.

Conclusión

La resistencia a la fatiga de puentes revestidos de 4 piezas sobrepasa con mucho la carga máxima que se puede ejercer sobre el material en las condiciones naturales.

Teniendo en cuenta estos resultados se puede suponer que los puentes de 4 piezas realizados en Pekkton® ivory como material estructural, si están diseñados correctamente, serán resistentes a la fractura de forma prolongada.



La muestra revestida y la estructura.

Simulación numérica de un puente de 3 piezas en comparación con materiales para puentes convencionales.

Resumen

Pekkton® ivory es un nuevo polímero de alto rendimiento para uso en odontología. Actualmente se puede utilizar para confeccionar restauraciones fijas (coronas y puentes) y prótesis dentales removibles. El estudio se centró en el comportamiento mecánico y biomecánico de un puente realizado en Pekkton® ivory, y especialmente en comparación con puentes convencionales hechos de titanio o aleaciones dentales de oro, empleando el método de elementos finitos (EF).

Se modeló un puente de tres piezas (de premolar a segundo molar) con los tejidos duros y blandos circundantes. El modelo consistía de hueso cortical y esponjoso, ligamento periodontal (LPD), dientes, cemento, estructura y revestimiento. A fin de investigar el comportamiento de la carga mecánica, se aplicó una carga de hasta 500 N sobre la unidad central, ya fuera en paralelo con el eje del diente o con un ángulo de 30° con respecto a dicho eje. Las simulaciones fueron realizadas con tres materiales estructurales diferentes:

Pekkton® ivory (4,4 GPa), titanio (110 GPa) y aleación dental de oro (Ceramicor, 136 GPa).

El uso de Pekkton® ivory como material estructural dio lugar a una clara reducción de las tensiones mecánicas en la estructura (véase la Figura 2), mientras que las tensiones en el revestimiento aumentaron (Figura 3). Los cambios en el comportamiento mecánico del puente no tuvieron ninguna influencia sobre las cargas sobre el tejido duro y blando adyacente (véase en la Figura 4 las tensiones obtenidas en el tejido periodontal).

Sobre la base de estos resultados se puede afirmar que el comportamiento mecánico de Pekkton® ivory permite el uso de este material como alternativa a los materiales estructurales clásicos de metal.



Figura 1: Modelo de EF del puente de 3 piezas.

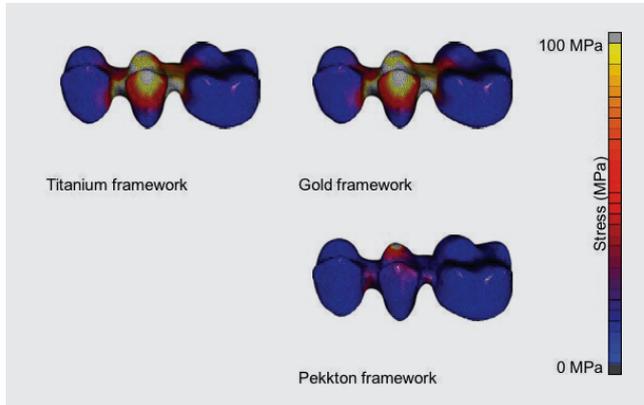


Figura 2: Tensiones en la estructura para cargas de 500N con un ángulo de 30° con respecto al eje del diente.

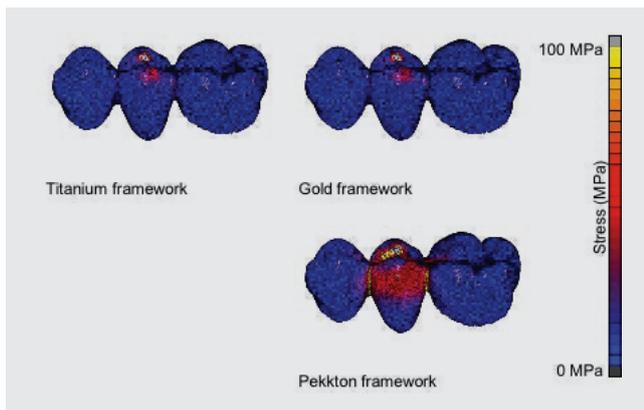


Figura 3: Tensiones en el revestimiento para cargas de 500N con un ángulo de 30° con respecto al eje del diente.

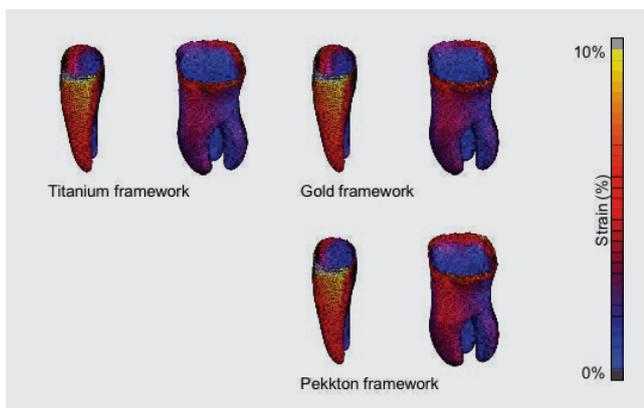


Figura 4: Tensiones en el LPD para cargas de 500 N con un ángulo de 30° con respecto al eje del diente.

Simulación numérica de un puente de 4 piezas.

Resumen

Pekkton® ivory es un nuevo polímero de alto rendimiento para uso en odontología. Actualmente se puede utilizar para confeccionar restauraciones fijas (coronas y puentes) y prótesis dentales removibles. El estudio se centró en el comportamiento mecánico y biomecánico de un puente de 4 piezas realizado en Pekkton® ivory empleando el método de elementos finitos (EF).

Se confeccionó un puente de cuatro piezas (de primer premolar a segundo molar, véase la Figura 1) sobre dos implantes (4,3 mm x 13 mm, Siscon, Suiza).

El modelo consistía de estructura, revestimiento, cemento, pilares, implantes y pistón de empuje. A fin de investigar el comportamiento ante la carga mecánica, se aplicó una carga de hasta 500 N sobre las dos piezas centrales con un ángulo de 30° con respecto al eje del implante. Las simulaciones se realizaron con Pekkton® ivory (4,4 GPa) como material estructural, y se estudiaron estructuras revestidas así como puentes completamente anatómicos.

La simulación de los puentes revestidos mostró un cambio importante en las tensiones en el revestimiento en comparación con la estructura adyacente para los puentes revestidos. Estos importantes cambios de tensión puede provocar el agrietado o astillado del

revestimiento con unos niveles de fuerza más elevados, por lo que se debe escoger cuidadosamente el material para revestimiento adecuado. Para los puentes completamente anatómicos, las tensiones en la estructura se localizaron en la zona del límite de elasticidad de Pekkton® ivory con una fuerza de 500 N. Los resultados de estos ensayos indican que el polímero de alto rendimiento estudiado es una alternativa válida para los materiales estructurales clásicos cuando se utilizan puentes completamente anatómicos. Para los puentes revestidos, son importantes el diseño y espesor de la estructura, así como las propiedades del material y los límites del material de revestimiento.

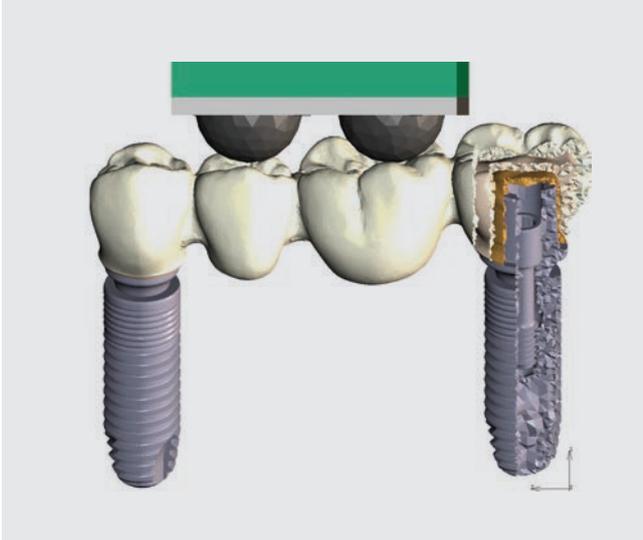


Figura 1: Modelo de EF del puente de cuatro piezas.

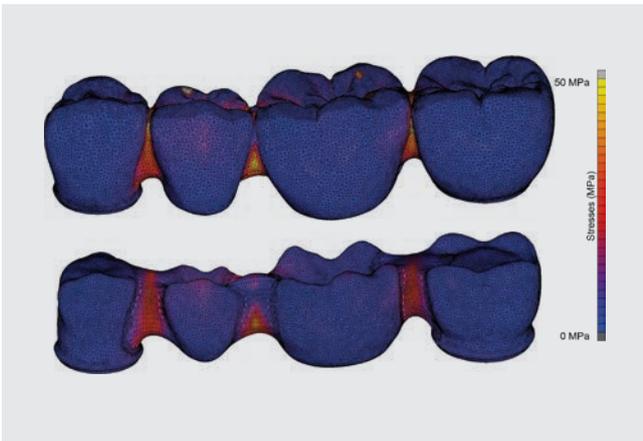


Figura 2: Tensiones en el puente completamente anatómico realizado en Pekkton® ivory para una carga de 100 N.

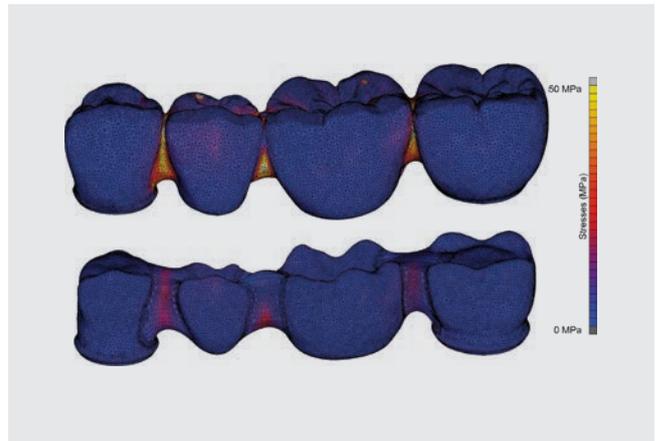


Figura 3: Tensiones en el puente revestido realizado en Pekkton® ivory para una carga de 100 N.

Biomecánica del concepto All-On-Four en el maxilar: un análisis numérico

Pekkton® ivory es un nuevo polímero de alto rendimiento para uso en odontología. Actualmente se puede utilizar para confeccionar restauraciones fijas (coronas y puentes) y prótesis dentales removibles. El presente estudio es una comparación preliminar del comportamiento mecánico y biomecánico de un puente de arcada completa realizado en Pekkton® ivory sobre cuatro implantes en el maxilar, con el del mismo puente realizado en titanio, empleando el método de elementos finitos (EF). Se estudió especialmente la distribución de las tensiones en el hueso como indicador de la osteointegración de los implantes.

Se confeccionó un puente idealizado de arcada completa (de primer molar izquierdo a primer molar derecho, véase la Figura 1) sobre cuatro implantes (tioLogic, longitud 13 mm, diámetro 4,2 mm, Dentaorium, Alemania). El modelo consistía en el puente con los pilares, los implantes, el hueso y la mucosa. El contacto entre el hueso y el implante fue modelado como no osteointegrado, a fin de simular la carga inmediata. Con el fin de investigar el comportamiento ante la carga mecánica, se aplicó una carga de 400 N, sobre uno de los implantes posteriores, o distribuida uniformemente sobre los cuatro implantes. Las simulaciones fueron realizadas con dos materiales estructurales diferentes:

Pekkton® ivory (4,4 GPa) y titanio de grado 5 (110 GPa). Las simulaciones con la estructura realizada en Pekkton® ivory mostraron mayores tensiones en el hueso en comparación con la estructura de titanio ($2.000\mu\text{strain}$ y $800\mu\text{strain}$ para Pekkton® ivory y titanio, respectivamente, al cargar un implante posterior (véanse las Figuras 2 y 3)), provocadas por la mayor elasticidad de la estructura de polímero. Se observó un aumento semejante para la carga distribuida uniformemente en los cuatro implantes (Figuras 4 y 5).

Aunque las tensiones sobre el hueso aumentaron en un factor de aproximadamente 2,5 para el puente de Pekkton® ivory, estas tensiones todavía se encontraban dentro del régimen de carga fisiológico de hasta $4.000\mu\text{strain}$ para el hueso. Aun con la mayor elasticidad del material de la estructura, no se apreció un riesgo obvio de una carga excesiva en el hueso.

Conclusión

El polímero de alto rendimiento estudiado Pekkton® ivory ofrece una alternativa válida para los materiales estructurales clásicos cuando se utilizan puentes completamente anatómicos.

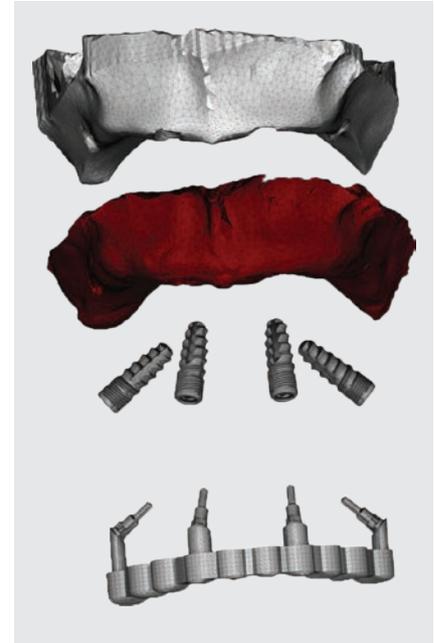


Figura 1: Componentes del modelo de EF utilizados en este estudio. El modelo del hueso se basa en una tomografía computarizada, mientras que la superficie de la mucosa se basa en un barrido óptico de un modelo en escayola del mismo caso. Los implantes fueron modelados a partir de datos CAD y el puente idealizado fue modelado manualmente.

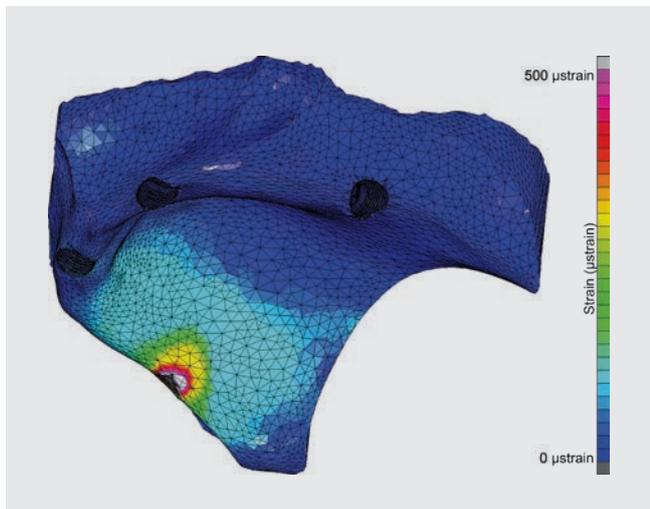


Figura 2: Tensión en el hueso para el puente realizado en Pekkton® ivory con una carga de 400N aplicada en un implante posterior.

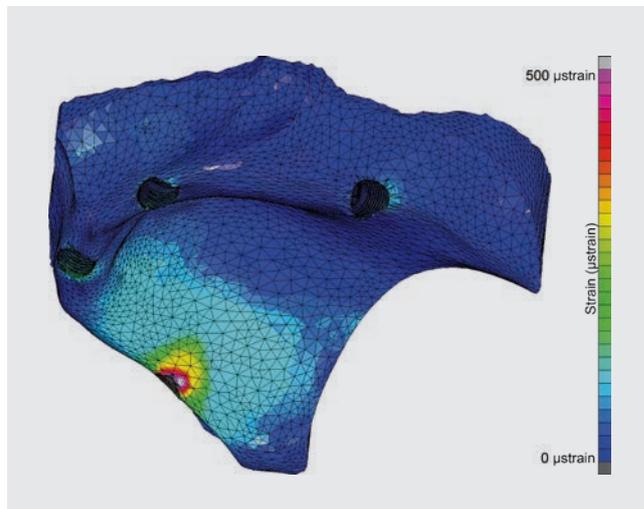


Figura 3: Tensión en el hueso para el puente realizado en titanio con una carga de 400N aplicada en un implante posterior.

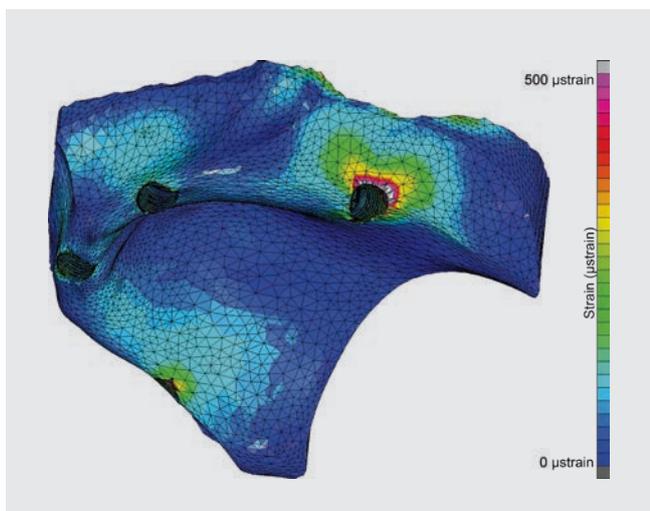


Figura 4: Tensión en el hueso para el puente realizado en Pekkton® ivory con una carga de 400N distribuida uniformemente en los cuatro implantes.

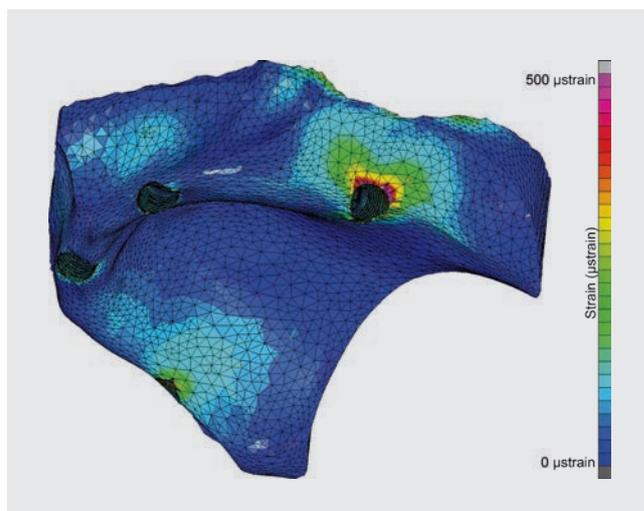


Figura 5: Tensión en el hueso para el puente realizado en titanio con una carga de 400N distribuida uniformemente en los cuatro implantes.

Ensayos de fatiga dinámica en coronas dentales.

Resumen

Pekkton® ivory es un nuevo polímero de alto rendimiento de la familia de las poliéter cetona cetonas para uso en odontología. El objeto del estudio aquí presentado fue evaluar el comportamiento frente a la fatiga de las coronas realizadas en Pekkton® ivory.

Se decidió llevar a cabo los ensayos con la corona de un molar. Para poder someter a ensayo a las coronas de forma sistemática se utilizaron muñones idénticos de PMMA para las coronas en lugar de dientes naturales (véase 1). Las muestras fueron incrustadas en tubos de cobre cortos dispuestos en un portamuestras de un equipo de ensayo de materiales comercial («Dyna-Mess TP 5kN HF», DYNA-MESS Prüfsystem GmbH, Alemania).

Hasta donde era factible, se siguieron los parámetros ambientales de los ensayos de fatiga de la norma EN ISO 14801:2007, es decir, los ensayos de fatiga se realizaron en fluido a una temperatura de $37(\pm 2)^\circ\text{C}$, con una frecuencia de carga de 2 Hz y dos ciclos de carga de 10^6 para cada muestra. Después de realizar los ensayos anteriores de fractura estática, se ensayaron fuerzas de 600 N a 1200 N en incrementos de 150 N . El agrietado en el revestimiento y la fractura de las coronas fueron considerados fallos.

Ninguna de las muestras ensayadas falló con una fuerza de 600 N . Sobre la base de la curva resultante de Wöhler se puede afirmar que los límites de fatiga de las coronas Pekkton® ivory en la configuración ensayada se encuentran por encima de 600 N . En ensayos similares realizados con muñones de acero (CoCr) en lugar de muñones de PMMA, se obtuvo un límite de fatiga ligeramente mayor, de 750 N .

El límite de fatiga determinado en este ensayo es suficientemente elevado para la aplicación clínica del material.



Figura 1: Muñón realizado en PMMA (izquierda), corona del molar revestida con estructura de Pekkton® ivory (centro), muestra incrustada en un tubo de cobre corto a la altura de la línea amelocementaria (derecha).



Figura 2: Muestra colocada en el portamuestras; la punta del pistón de empuje que se utiliza para la carga está centrada en el plano oclusal (izquierda). Equipo de medida «Dyna-Mess TP 5kN HF» utilizado para los ensayos de fatiga (derecha).

Nivel de fuerza	Muestras satisfactorias	Muestras que fallaron (grieta o fractura)
1200 N	0	2 (1/1)
1050 N	0	3 (2/1)
900 N	0	3 (2/1)
750 N	2	1 (0/1)
600 N	3	0 (0/0)

Figura 3: Resumen de la tasa de supervivencia para las muestras ensayadas. Los números entre paréntesis indican respectivamente el número de muestras con grietas y el número de muestras con fractura total.

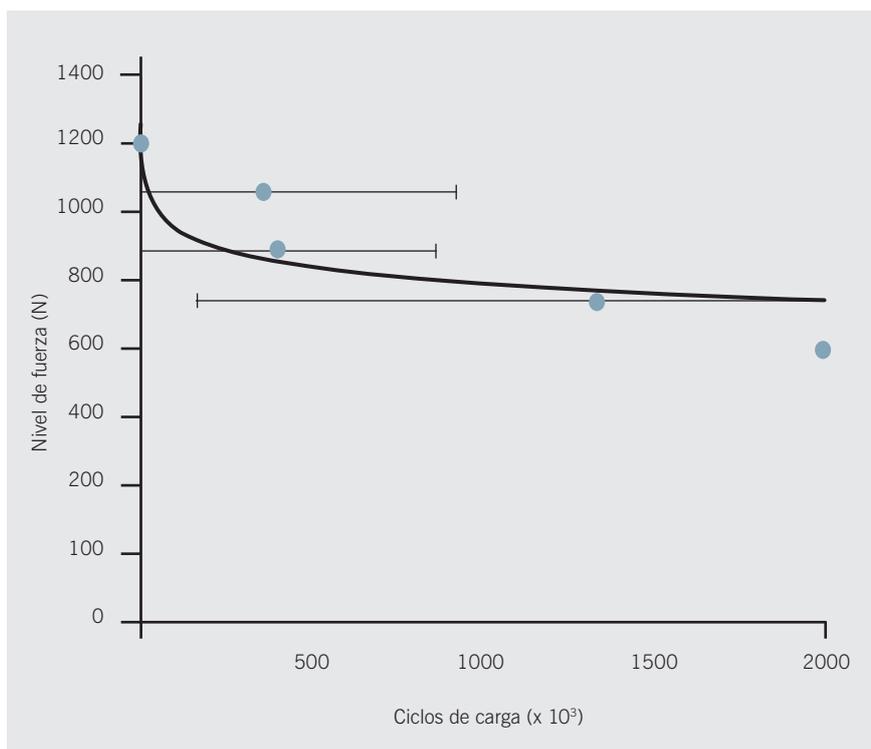
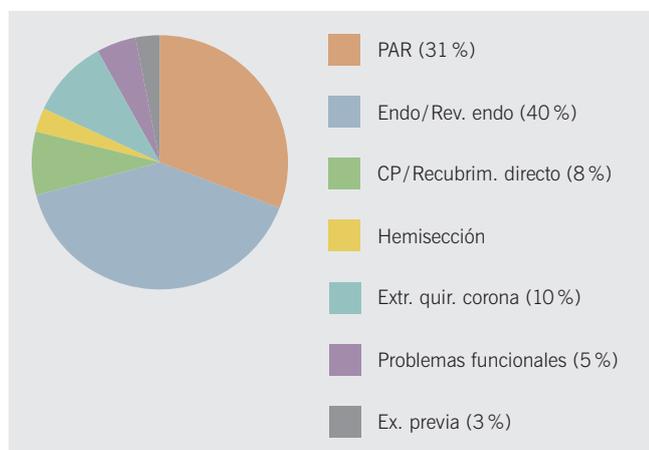


Figura 4: Curva de Wöhler para los ensayos de fatiga realizados.

Pekkton® – ¿Un polímero de alto rendimiento como alternativa a las restauraciones dentales convencionales?

Introducción

En la odontología moderna las restauraciones completamente cerámicas desempeñan un papel significativo. Se distinguen por su buena estética y biocompatibilidad, por unos depósitos de placa reducidos y una menor conductividad térmica en comparación con las restauraciones de metal-cerámica. Los polímeros denominados de alto rendimiento puede servir como alternativa, puesto que ya se utilizan ampliamente en medicina debido a su buena tolerabilidad.



1a

Materiales y métodos

En este ensayo, 23 pacientes del Centro de Cirugía Dental, Oral y Maxilofacial de la Universidad de Bonn con indicación de restauración provisional a largo plazo (LTTR, long-term temporary restoration) antes de la restauración definitiva, recibieron una corona (n=25) o un puente de 3 piezas (n=17) como restauración provisional a largo plazo (los motivos de la indicación se muestran en la Figura 1a). Los pacientes recibieron durante un periodo de 3 meses, una restauración con metal no preciosos completamente revestida con resina (Figura 1c) o una restauración de polímero de alto rendimiento Pekkton® ivory completamente revestido con resina (Figura 1b). Las LTTR fijadas provisionalmente con Life® (Kerr) fueron examinadas durante las visitas de revisión regulares evaluando los depósitos de placa, la vitalidad, la profundidad al sondaje, el aflojamiento, la compatibilidad de los tejidos y la comodidad de uso (cuestionario OHIP-G 14). Al cabo de unos 3 meses, se intercambiaron las restauraciones.

De los 23 pacientes, 21 pudieron ser examinados en el seguimiento. La determinación del índice de placa (según Silness & Løe), aplicando la prueba de Wilcoxon al final del periodo de retención intraoral para los dos materiales estructurales, no evidenció ninguna diferencia significativa ($p < 0,05$, véanse las Figuras 2b y 2c). La comparación del índice de placa entre la situación inicial y con las respectivas LTTR tampoco mostró diferencias significativas (véase la Figura 2a). Si se compara solamente el índice de placa en la respectiva LTTR, este no es significativamente superior para las restauraciones de Pekkton® ivory que para las restauraciones de NEM (prueba de Wilcoxon $p = 0,672$).

No obstante, si se comparan los depósitos de placa en ambos tipos de restauración con los depósitos de placa generales en todos los dientes, se observa una tasa de placa significativamente mayor en ambos tipos de restauraciones (prueba de Wilcoxon $p = 0,02$). Sin embargo, esto se debe en gran medida a la resina de revestimiento (véase la Figura 2d), dado que los valores de la guirnalda de la estructura oral eran inferiores que los de los puntos medidos de las carillas de resina.

Resumen

Ninguno de los dientes perdió su vitalidad pulpar. Puesto que en muchos casos estaban indicados tratamientos contra la periodontitis antes de la colocación de la restauración definitiva, la mayor parte de estas restauraciones mostraron una mejora en las profundidades al sondaje y nunca un empeoramiento.

Las restauraciones de Pekkton® ivory son adecuadas para el uso clínico.

Se presentará una evaluación detallada de este ensayo clínico como parte de una disertación en curso.



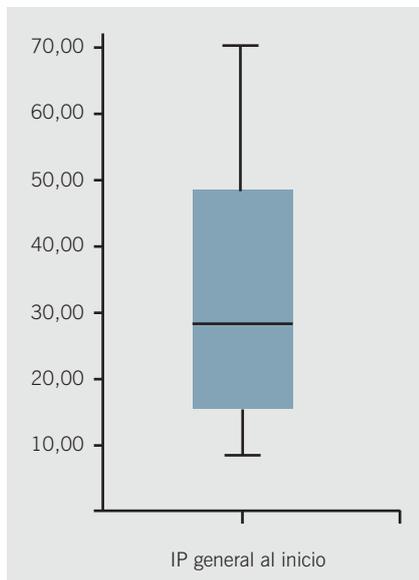
1b



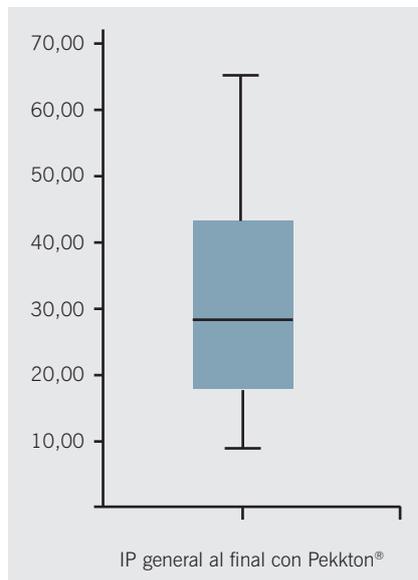
1c



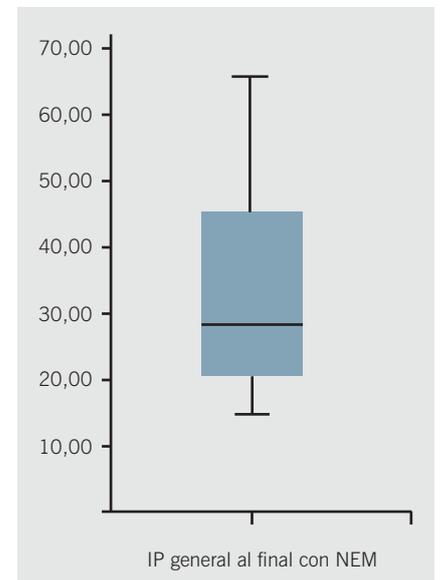
2d



2a



2b



2c

Acondicionamiento mecánico de las superficies en relación con distintos parámetros.

Objetivo del ensayo

La calidad de las superficies acondicionadas de diferentes materiales dentales (cerámicas, metales y PEKK/PEEK) fue investigada en relación con la presión de chorreado, el tamaño de grano y la distancia del lápiz de chorreado. En el proceso se compararon las rugosidades superficiales de las superficies tratadas.

Preparación de las muestras

Para el ensayo se prepararon 10 placas con superficie lisa y pulida, de al menos 8 mm de diámetro y 2 mm de espesor, para cada uno de los diferentes materiales. Las superficies fueron pulidas de manera uniforme (con grano o papel abrasivo 800–4000).

Acondicionamiento de las muestras

Todas las muestras fueron montadas en un soporte especial perpendicular a la boca del lápiz de chorreado. A continuación se confirió rugosidad a las muestras con dos presiones de chorreado (1,5 y 2,5 bar), dos distancias (5 y 15 mm) y dos agentes de chorreado (corindón 50 y 110) diferentes durante 10 segundos cada una.

Toma de las medidas

El tiempo de chorreado para cada medida fue de 10 segundos. El lápiz de chorreado fue desplazado hacia delante y atrás sobre la superficie de las muestras de manera uniforme. La muestra fue montada sobre un sensor de fuerza (U9A, HBM, Darmstadt) con un amplificador de medida (MX840, HBM) de forma que la fuerza transmitida a la muestra se pudiera medir de manera continua. Después de una limpieza cuidadosa, la rugosidad de la superficie (R_z) dejada por la huella de chorreado fue medida con un microscopio confocal de barrido láser (μ scan, NanoFocus, Oberhausen).

Resultados

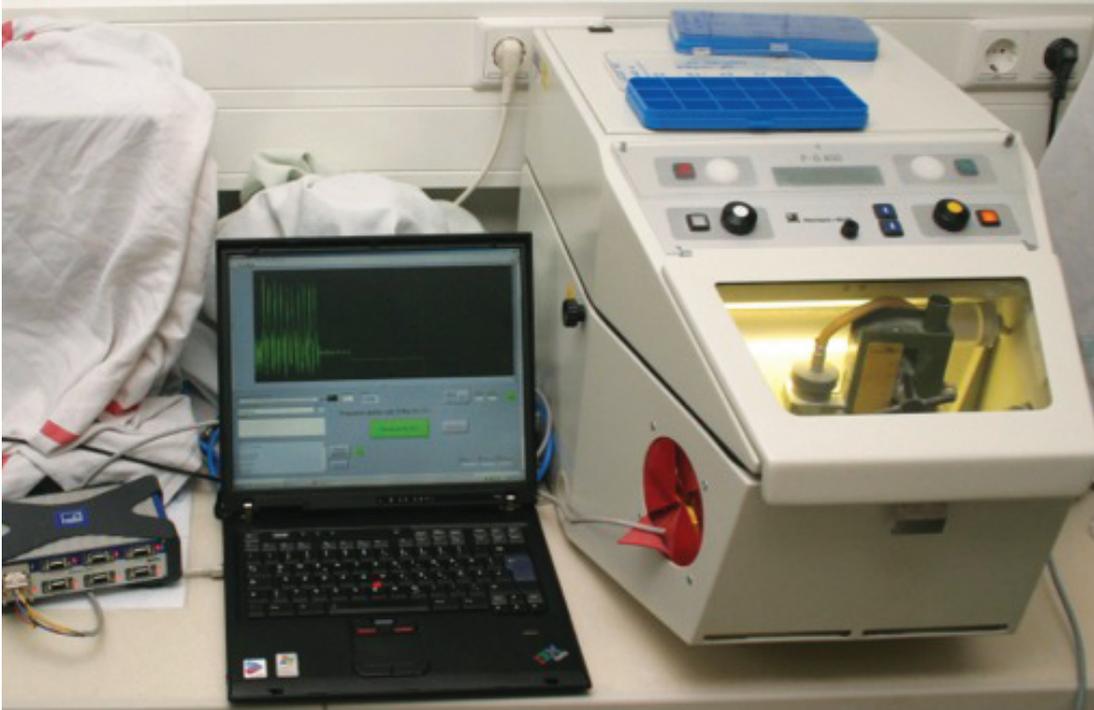
Como se esperaba, todos los grupos con el tamaño de grano más grande también mostraron una mayor rugosidad superficial ($110\mu\text{m}$: $14-22\mu\text{m}$ / $50\mu\text{m}$: $4-13\mu\text{m}$). La rugosidad superficial de todas las muestras también aumentó ligeramente al aumentar la presión de chorreado. La distancia de chorreado solo parece ejercer un efecto

Grupo	Parámetros de chorreado
a	1,5 bar / 5 mm / $50\mu\text{m}$
b	1,5 bar / 5 mm / $110\mu\text{m}$
c	1,5 bar / 15 mm / $50\mu\text{m}$
d	1,5 bar / 15 mm / $110\mu\text{m}$
e	2,5 bar / 5 mm / $50\mu\text{m}$
f	2,5 bar / 5 mm / $50\mu\text{m}$
g	2,5 bar / 15 mm / $50\mu\text{m}$
h	2,5 bar / 15 mm / $110\mu\text{m}$

mínimo sobre la rugosidad, dado el caso. La rugosidad de la superficie aumentaba ligeramente al aumentar la distancia. No obstante, en ocasiones no se encontraron diferencias. Finalmente, se puede concluir que la rugosidad de la superficie se puede ajustar principalmente mediante el tamaño del grano en el chorro y que la presión de chorreado, así como la distancia entre la muestra y el lápiz de chorreado, desempeñan un papel secundario. Esto significa que el usuario puede ajustar el diámetro de la mancha de chorreado libremente variando la distancia, sin por ello afectar al resultado. Con la misma energía de salida, las resinas se abrasionan más rápido que los metales, mientras que las cerámicas muestran la erosión más baja. Como la presión de chorreado solo tiene un efecto reducido sobre la rugosidad obtenida, se debe trabajar con la presión de chorreado más baja posible, puesto que así se evita la inducción de microfisuras en las cerámicas y puede minimizarse la erosión global del material en todos los materiales, sobre todo en las resinas blandas.

Conclusiones para Pekkton®

Para conseguir una rugosidad superficial óptima con Pekkton® que proporcione la mejor unión mecánica con una erosión mínima se recomienda utilizar un tamaño de grano de $110\mu\text{m}$ y una presión de chorreado baja de 2 bar.



Grupo	Fmax (N)	Rz (μm)
a	$0,079 \pm 0,005$	$7,7 \pm 0,6$
b	$0,097 \pm 0,001$	$14,5 \pm 0,8$
c	$0,087 \pm 0,002$	$10,1 \pm 1,3$
d	$0,092 \pm 0,003$	$15,8 \pm 1,0$
e	$0,091 \pm 0,003$	$8,3 \pm 0,6$
f	$0,161 \pm 0,003$	$17,2 \pm 1,1$
g	$0,091 \pm 0,002$	$10,2 \pm 0,9$
h	$0,116 \pm 0,005$	$16,8 \pm 1,5$
	PEKK* cristalino	

Resistencia adhesiva a PEKK de los sistemas de cementado establecidos – Durabilidad y efecto del acondicionamiento de la superficie.

Objetivo del ensayo

La resistencia y la durabilidad del cementado a Pekkton® ivory fue investigada para 4 tipos diferentes de acondicionamiento y montaje adhesivo con un sistema de cementado establecido (Multilink Automix, Ivoclar Vivadent), tanto inicialmente como después del envejecimiento mediante conservación en agua con cargas térmicas simultáneas variables.

Preparación de las muestras

Para el ensayo se prepararon en cada caso 100 discos con superficie lisa y pulida de 8 mm de diámetro y de al menos 3,0 mm de espesor. Las variaciones en el preacondicionamiento de la superficie incluyeron los siguientes 5 grupos (Figura 1): Los tubos de plexiglass rellenos de composite (Multicore Flow, Ivoclar Vivadent) fueron cementados a las muestras preparadas siguiendo las instrucciones del fabricante. La metodología seguida fue un ensayo de tracción axial (Kern, M., Thompson, V.P., Dtsch Zahnärztl Z 48, 769-772 (1993)).

Almacenamiento y envejecimiento de las muestras

Todas las muestras se guardaron en primer lugar en agua desmineralizada durante 3 días a 37°C para el curado completo. Después una tercera parte de las muestras fue sometida inmediatamente a ensayos de cementado, otra tercera parte después del envejecimiento artificial con 10.000 cambios de carga térmica (en 30 días) y la otra tercera parte después de 37.500 cambios de carga térmica (en 150 días), siempre entre 5°C y 55°C.

Resultados

Los ensayos de adhesión demostraron que la silicación seguida de silanización e imprimación con un adhesivo sobre MMA o resina acrílica conseguía las mejores fuerzas de adhesión.

Conclusión

No se examinaron otros sistemas alternativos a la silicación, silanización o imprimación.

Teniendo en cuenta los datos existentes, la recomendación sería silicar, silanizar y luego pretratar Pekkton® ivory cristalino con un primer. No parece ser necesario aquí prolongar el tiempo de exposición del primer.

Aun se pueden investigar otros métodos de activación de la superficie.

Resultados

Grupo	Mecánico	Imprimación
1. Pre	chorreado con corindón (2,5 bar / 10 s)	–
2. PrePri	chorreado con corindón (2,5 bar / 10 s)	Luxatemp Glaze&Bond (tiempo de exposición 20 s/fotopolimerización 20 s)
3. PrePri+	chorreado con corindón (2,5 bar / 10 s)	Luxatemp Glaze&Bond (tiempo de exposición en la oscuridad 5 min/fotopolimerización 20 s)
4. PrePlus	Rocatec Soft	Monobond Plus
5. PrePlusPri	Rocatec Soft	Monobond Plus, después Luxatemp Glaze&Bond (tiempo de exposición 20s/fotopolimerización 20s)

Figura 1

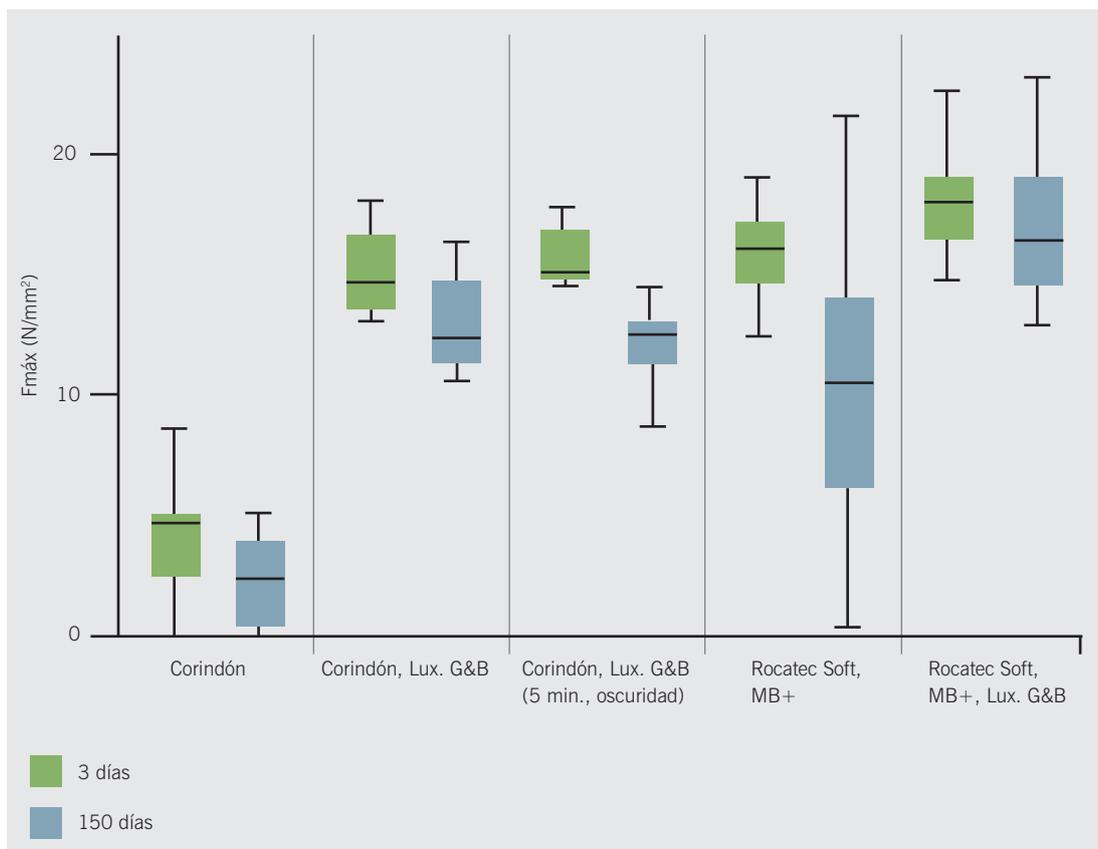


Figura 2

Fuerzas de retención y comportamiento a la fatiga de anclajes realizados con resinas termoplásticas.

Objetivo del ensayo

En el presente ensayo se compararon las fuerzas de retención de anclajes colocados como elementos retentivos para prótesis removibles realizadas con distintas resinas termoplásticas, siendo los anclajes de una aleación NEM. Se concedió una atención especial a la reducción de las fuerzas de fricción, en otras palabras, a la pérdida de retención en ciclos múltiples de inserción-extracción, donde el nivel de carga fue seleccionada para que equivaliera a varios años de uso clínico.

Preparación de las muestras y procedimiento de ensayo

Con el fin de mantener la comparabilidad del ensayo lo más alta posible, se fabricaron dos preparaciones de muestras axiales paralelas con un diseño estándar sobre dientes artificiales para un anclaje de prótesis en premolares con la ayuda de un brazo paralelo. La socavadura fue ajustada entre 0,25 mm, que sería el estándar, y 0,5 mm. Se seleccionó un valor estándar de 1,4 mm para la fuerza de las alas de los anclajes NEM y una fuerza de 2 así como de 3 mm para los anclajes de resina.

Estas plantillas fueron duplicadas con la técnica de moldeo por inyección.

Para los ensayos de carga, se prepararon nuevamente las muestras de las coronas y se colaron en aleación NEM.

Los ciclos de inserción-extracción fueron llevados a cabo con un simulador de masticación Willytec, SDMechatronik. El registro de las fuerzas durante la inserción y extracción se realizó a través de sensores de fuerza (U9B, Kistler, Alemania). Se programó un software específico en LabView (National Instruments, Alemania) para obtener un registro lo más completo posible de todos los ciclos. El software de registro lee de forma continua las señales de fuerza de los 8 canales con una frecuencia de medida de 1 kHz, identifica los ciclos individuales sobre la base de unos valores predefinidos de valores umbral e histéresis, y luego determina los valores correspondientes de fuerza máxima y mínima correspondientes (Figura 1).

Las prótesis se extrajeron y reinsertaron aproximadamente cuatro veces al día. Esto equivale a entre 1.460 y 1.500 ciclos de inserción-extracción aproximadamente durante un año. Si se realizan 15.000 ciclos in vitro, esto equivale a unos 10 años de uso clínico.

Se fabricaron, midieron y evaluaron ocho muestras por grupo. Cada grupo de material fue subdividido en 2 grupos en cuanto a la resistencia del brazo del anclaje (2 mm y 3 mm) y a su vez se volvieron a subdividir en 2 grupos en cuanto a la socavadura de la preparación (0,25 mm y 0,5 mm). Los anclajes de aleación de CoCr solo se fabricaron de forma estándar en un grupo, con fines comparativos (socavadura: 0,25 mm / espesor de brazo: 1,4 mm).

Discusión

Sato et al.¹ han sugerido que se requiere una fuerza de retención de 5 N para el funcionamiento adecuado de las prótesis con anclajes. Frank and Nicholls² demostraron que 3–7,5 N representa un intervalo de fuerza de retención aceptable para prótesis bilaterales de extremo libre. Los resultados de este ensayo demuestran que los anclajes de resinas termoplásticas poseen una fuerza retentiva media de 1,7–3,7 N con anclajes de 1,0 mm de espesor, y de 5,4 a 10,8 N para los anclajes de 1,5 mm de espesor, y que de esta forma puede lograrse una retención suficiente para las prótesis removibles (Figura 2).

Como también se demuestra en este ensayo, los ensayos anteriores sobre resistencia a la fatiga de anclajes de CoCr han demostrado una pérdida de retención parcial significativa debida a la deformación permanente del metal (Figura 3). Los resultados de este ensayo demuestran una diferencia no significativa entre los valores iniciales y finales de retención después de 15 000 ciclos para los anclajes realizados en resinas termoplásticas.

Conclusión

Dentro de las limitaciones de este ensayo, se determinó que los anclajes de polímero termoplástico de alto rendimiento poseen una fuerza retentiva significativamente menor después de 15 000 ciclos de inserción-extracción que los anclajes de CoCr, pero demostraron ser relativamente estables a lo largo de la duración de los ciclos, y por tanto, pueden ser adecuadas para el uso clínico.

Extractos de los resultados:

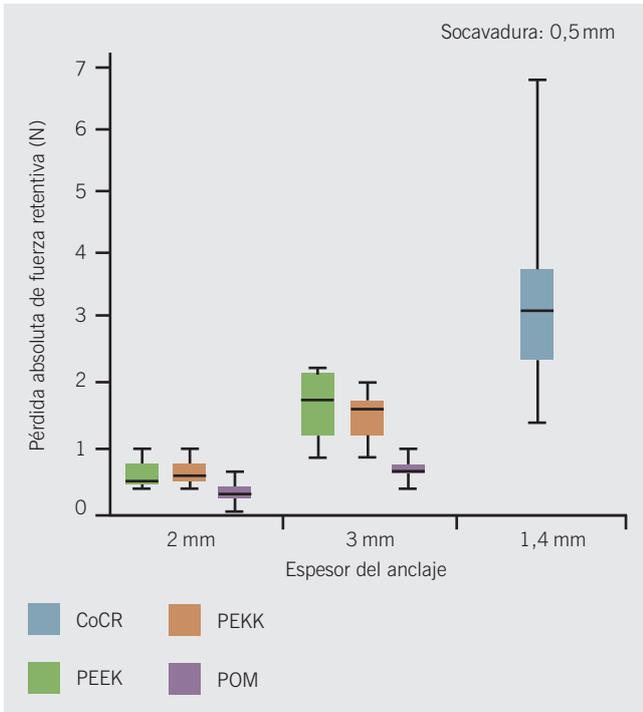


Fig. 1

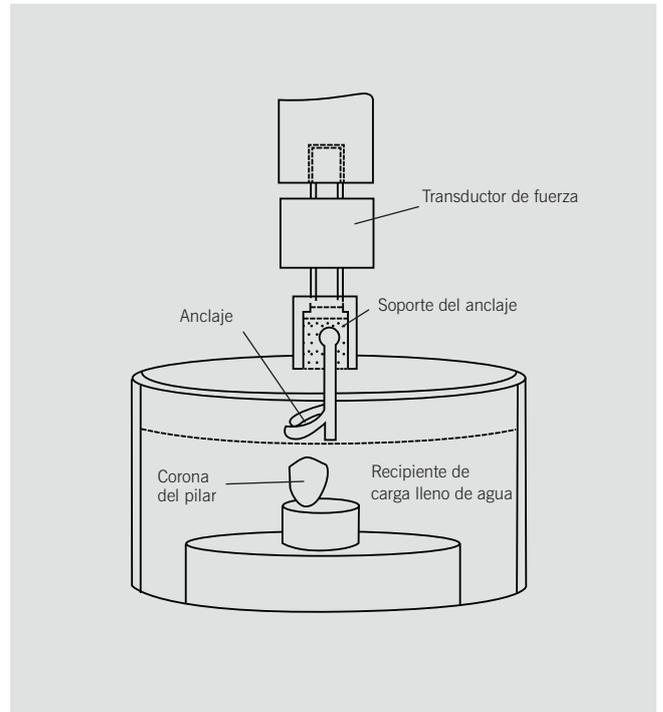


Fig. 2

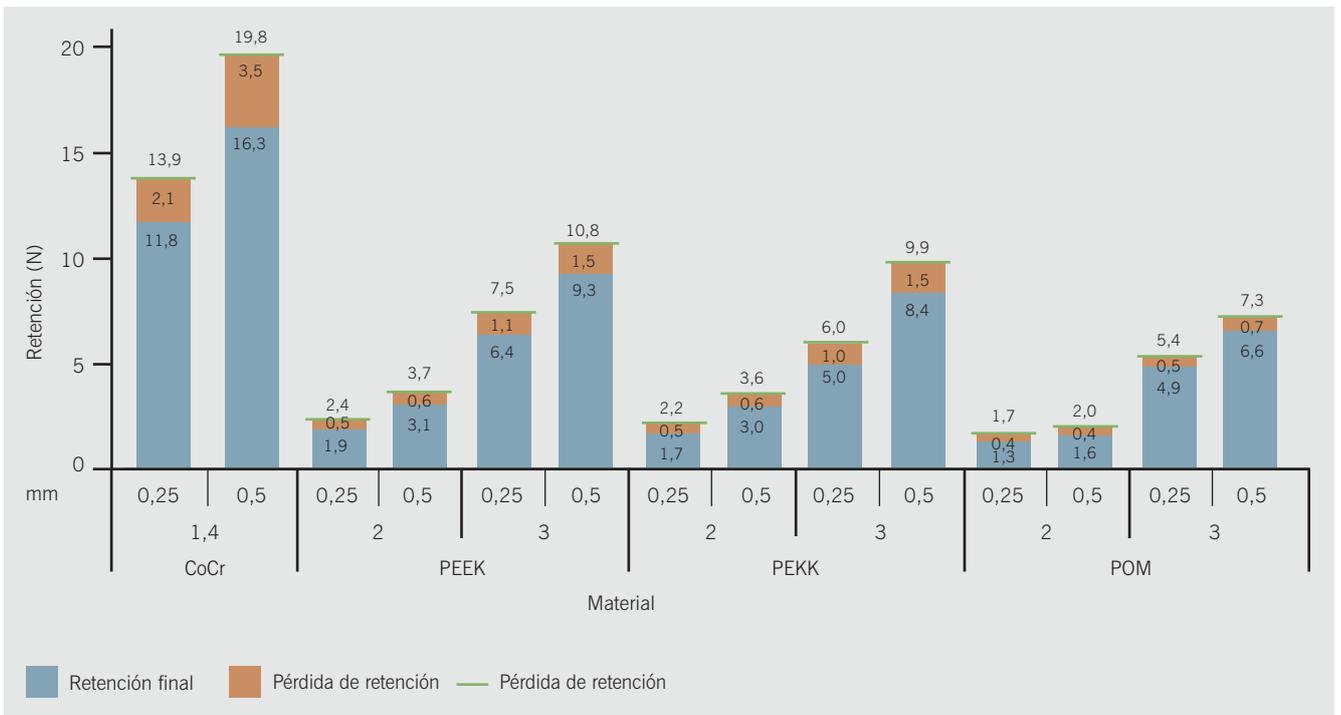


Fig. 3

1 Sato Y, Tsuga K, Abe Y, Asahara S, Akagawa Y. Analysis of stiffness and stress in I-bar clasps. J Oral Rehabil 2001;28:596-600.

2 Frank RP, Nicholls JI. A study of the flexibility of wrought wire clasps. J Prosthet Dent 1981;45:259-67.

Propiedades ópticas.

Objetivos

Evaluar la reflectancia espectral y el color de Pekkton® ivory (PK) como material para fabricar restauraciones indirectas cuando se reviste con resina compuesta fotopolimerizable (LC) en comparación con un composite de zirconia equivalente (YZ-LC) y sistemas de porcelana dental de zirconia (YZ-DP), con el fin de evaluar el efecto de los diferentes materiales de subestructuras sobre el mismo material de revestimiento.

Métodos

Se utilizó un espectrofotómetro (CM-2600d Konica Minolta Sensing, Inc., Japón) para determinar la reflectancia espectral de cada material sobre fondos blancos y negros utilizando iluminador D65. Se determinaron las coordenadas de color CIE $L^*a^*b^*$ y la diferencia de color (ΔE) a partir de los datos de reflectancia.

Se fabricaron muestras de los materiales de subestructuras Pekkton® ivory e In-Ceram® YZ (Vita Zahnfabrik) y de materiales de revestimiento LC y DP (VM9, Vita Zahnfabrik) (n=3) con un espesor de 1,0 mm como muestras de una sola capa. Además se fabricaron muestras de dos capas (n=3) empleando materiales de revestimiento y subestructura de color equivalente con un espesor de 1,3 mm (recomendación clínica: 0,8 mm para la subestructura y 0,5 mm para el revestimiento).

Cada grupo constaba de tres muestras (n=3) lo suficientemente anchas para abarcar la apertura de máscara objetivo del espectrofotómetro de 3 mm. Todas las muestras fueron pulidas bajo chorro de agua utilizando papel abrasivo resistente al agua SIC P400 y P800 respectivamente en un pulidor de disco rotatorio (Metaserv Buehler, Reino Unido).

Conclusión

Tener un material de subestructura diferente no supuso ninguna diferencia significativa en las propiedades ópticas entre los grupos de Pekkton® ivory-composite y zirconia-composite.

Resultados

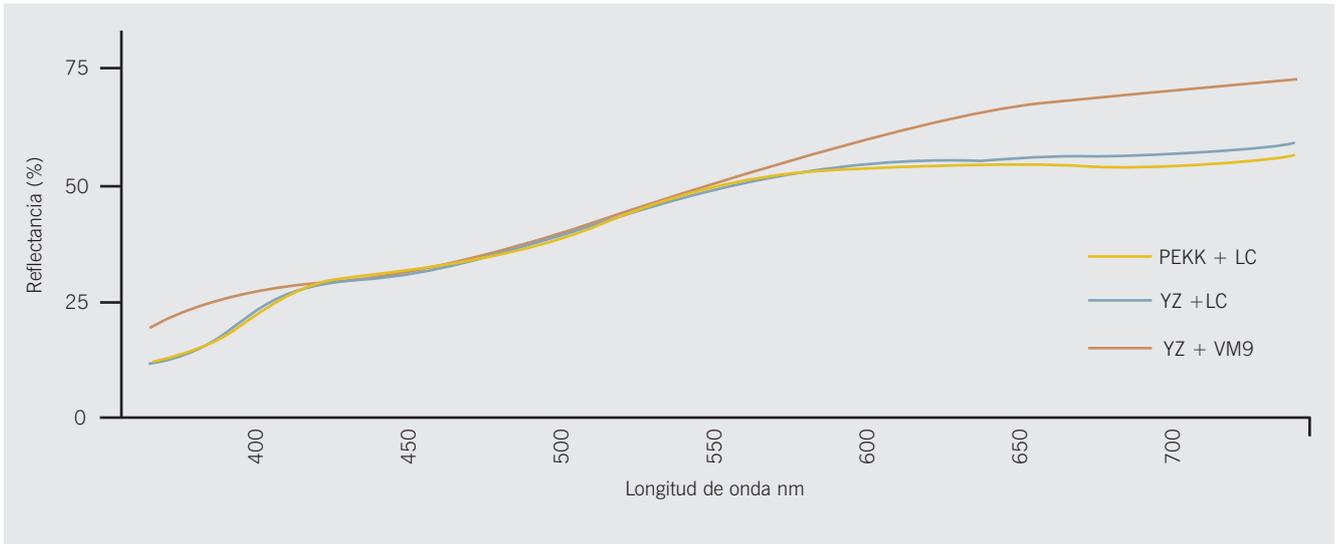


Figura 1: Curva de datos de reflectancia espectral de las muestras laminadas frente a un fondo blanco

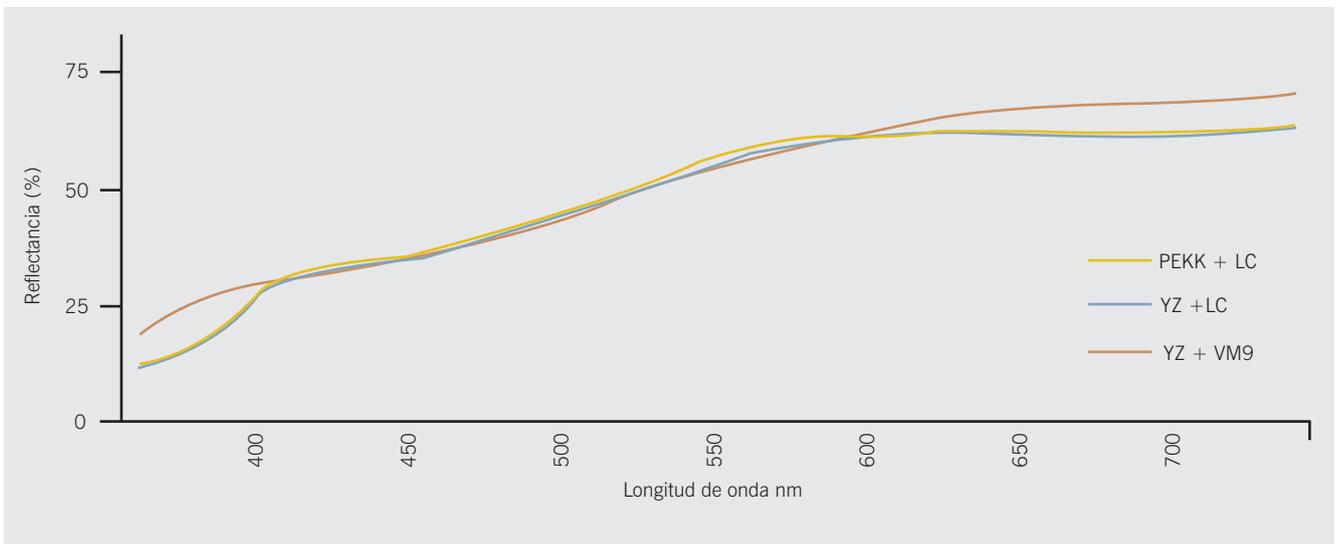


Figura 2: Curva de datos de reflectancia espectral de las muestras laminadas frente a un fondo negro

Material	L*		a*		b*	
	Negro	Blanco	Negro	Blanco	Negro	Blanco
PK-LC	74,26 ^a	74,51 ^a	2,29 ^a	2,31 ^a	17,83 ^a	17,81 ^a
YZ-LC	74,10 ^a	74,67 ^a	2,40 ^a	3,17 ^a	18,65 ^a	19,21 ^a
YZ-DM	73,99 ^a	76,40 ^a	3,85 ^a	6,15 ^a	18,12 ^a	21,64 ^a

Tabla 1: Valores CIE L*a*b* de las muestras laminadas con fondo blanco y negro.*

* Los grupos con letras superíndice diferentes indican diferencias significativas ($P < 0,05$)

y los grupos con las mismas letras superíndice indican que no existen diferencias significativas ($P > 0,05$).

Absorción de agua y solubilidad.

Objetivo

De acuerdo con la norma ISO 4049-2009, la absorción de agua no debe superar $32\mu\text{g}/\text{mm}^3$ para los materiales termopolimerizables o autopolimerizables. La pérdida de masa por unidad de volumen (material soluble) no debe ser superior a $1,6\mu\text{g}/\text{mm}^3$ materiales termopolimerizables y $8,0\mu\text{g}/\text{mm}^3$ para materiales autopolimerizables. El objetivo del ensayo fue determinar y comparar la absorción de agua y la solubilidad de Pekkton® ivory conforme a esta norma.

Materiales y método

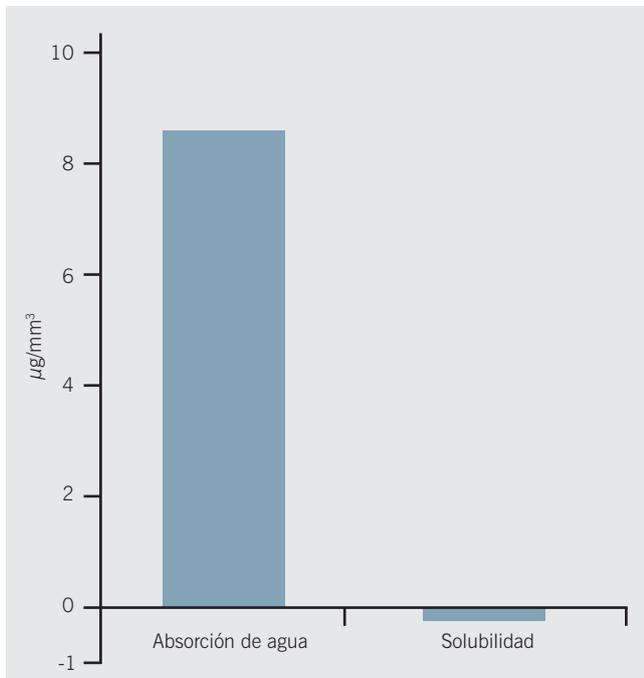
Los ensayos de absorción de agua y solubilidad fueron realizados de acuerdo con la norma ISO 4049-2009. Los discos de las muestras se secaron empleando dos ciclos de sistema de desecadores, uno mantenido a $37 \pm 2^\circ\text{C}$ y el otro a $23 \pm 2^\circ\text{C}$. Se dispusieron seis (6) muestras en paralelo por grupo. Las muestras fueron pesadas y luego introducidas en un desecador a 37°C durante 22 horas. Después de las 22 horas se sacaron las muestras y se introdujeron en el otro desecador durante 2 horas. A continuación fueron pesadas de nuevo con una exactitud de 0,1 mg. Este ciclo fue repetido hasta alcanzar una masa constante, esto es, hasta que la pérdida de masa de cada muestra no fuera mayor de 0,1 mg en ningún momento durante un periodo de 24 horas (sistema de dos desecadores). Después del secado final se midió el diámetro de las muestras en dos puntos con una exactitud de 0,01 mm y se calculó el diámetro medio. Se midió el espesor de las muestras en el centro de la muestra en cuatro puntos equidistantes sobre la circunferencia con una exactitud de 0,01 mm. Las muestras fueron introducidas en agua (10 ml/muestra) a 37°C durante 7 días. Al cabo de 7 días, las muestras fueron sacadas del agua. Antes de la pesada, se limpió el agua de las muestras y se secó el exceso de agua hasta que la muestra no presentaba rastros visibles de agua y la muestra fue agitada al aire durante 15 segundos. Se midió el peso de las muestras al cabo de 1 minuto de extraerlas del agua. Después de la pesada las muestras fueron reacondicionadas hasta masa constante utilizando de nuevo el ciclo de sistema de dos desecadores.

Conclusión

Pekkton® ivory cumplió el requisito correspondiente de la norma ISO 4049 con unos valores considerablemente bajos.



Resultados



	Peso (%)	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Absorción de agua	0,59	8,7
Solubilidad	0,17	-0,2

Casos clínicos.

Puente completo sobre implantes (1).

Restauración de una arcada completamente desdentada combinando materiales modernos con técnicas tradicionales.



Antecedentes

Esta paciente acudió al dentista después de perder todos los dientes superiores a causa de una enfermedad periodontal avanzada sin tratar. Una vez tratada la enfermedad y habiendo reestablecido un buen nivel de salud oral, el clínico había encargado fabricar una prótesis removible. Si bien este abordaje tuvo éxito, algo no encajaba. A la mayoría de los pacientes les cuesta adaptarse a la transición entre tener dientes y ser desdentados, y nuestra paciente no era diferente en este aspecto. Además de la falta de fijación y estabilidad de la prótesis, la paciente se encontraba «incómoda» con un paladar de plástico. Por añadidura, junto con estos problemas funcionales, la paciente también opinaba que aunque el color de los dientes era «satisfactorio» las demás características de la prótesis «no estaban bien».

La siguiente fase de la rehabilitación de la paciente fue la colocación de 6 implantes en el maxilar. Una vez realizados todos los pasos habituales y extremadamente importantes de la planificación, llegó el momento de la prueba de la sonrisa en boca. El nuevo montaje proporciona un apoyo labial mejor, redundando en un aspecto estético revitalizado, tanto en el plano facial como lateral. El tamaño más grande de los dientes también encaja mucho mejor en la cara de la paciente y la recolocación de los dientes le confiere un aspecto más joven. Finalmente

se estableció la nueva dimensión vertical para proporcionar una forma facial y una función correctas. En este punto comenzó una discusión con todo el equipo, incluida la paciente, sobre los materiales con los que construiríamos la prótesis definitiva.

Los factores más importantes eran la sensación de la restauración, la estética, la luminosidad y juventud, y la simetría general (cosmética). Después de examinar las distintas opciones decidimos que estábamos ante un caso perfecto para Pekkton® ivory.



Habíamos estado trabajando con distintos polímeros durante muchos años en casos similares y habíamos perfeccionado una técnica para integrar polímeros, cerámicas y composites todos en una misma prótesis que denominábamos puente BDT. Mantuvimos una discusión a fondo con todo el equipo sobre por qué debíamos aplicar esta técnica. El principal factor de decisión fueron las propiedades del polímero Pekkton® ivory, que es especialmente adecuado para este tipo de aplicación.

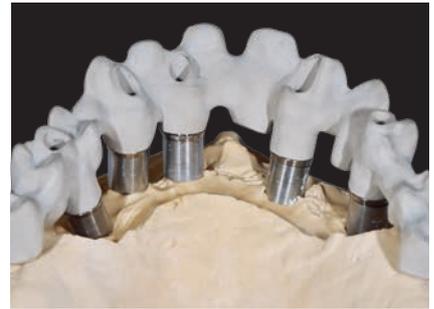
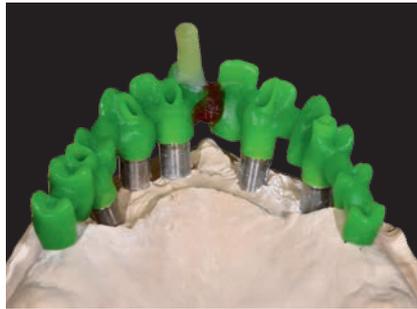
Conclusión

Las estructuras de Pekkton® ivory proporcionan al paciente una restauración estética muy ligera y extraordinariamente resistente que ofrece unas propiedades de absorción de impactos que no se encuentra en los materiales de restauración de implantes tradicionales.

Casos clínicos.

Puente completo sobre implantes (2).

Reconstrucción atornillada sobre 5 implantes, removible de forma limitada, con una estructura de puente en Pekkton® ivory.



Situación inicial

Una paciente de 61 años ya no estaba satisfecha con su prótesis parcial y deseaba una nueva restauración. Todos los dientes remanentes presentaban caries secundarias y la paciente padecía periodontitis moderada crónica. La dentición mandibular, muy restaurada, no presentaba caries. El pronóstico de los dientes superiores restantes era malo. La prótesis parcial removible colada existente era insuficiente,

tanto desde el punto de vista funcional como estético. El plan de tratamiento comprendía la extracción de los dientes superiores y la conversión directa de la prótesis parcial existente en una prótesis total inmediata. A continuación se planificaron los implantes con una restauración permanente removible de forma limitada.



Discusión

Los puentes extensos implantosoportados (denominadas «prótesis de arcada completa sobre implantes») se confeccionan con estructuras de metal (metal precioso, CoCr o titanio) y cerámica (puentes VMK), y más recientemente también con zirconio. La fabricación de dichos puentes con polímeros de alto rendimiento como Pekkton® ivory está de moda y es un tema que se debate cada vez más. Las ventajas del material Pekkton® ivory incluyen su flexibilidad mínima (por tanto adaptable), su buena resistencia y la gran facilidad de pulido del material. Las opciones estéticas que brinda también son excelentes. Los costes de las reconstrucciones con Pekkton® ivory son bastante más favorables (alrededor de un 35 % más barato) si se los compara con los del revestimiento de metal o las estructuras de óxido de zirconio. Y además, con una mayor generación de valor en el propio laboratorio.

Conclusión

Los puentes implantosoportados de Pekkton® ivory son de alta calidad estética, y su precio es muy atractivo, por lo que son prometedores para el futuro. Las restauraciones de Pekkton® ivory se comprueban regularmente en el consultorio dental. Su buen estado después del uso prolongado es notable. Los pronósticos a largo plazo pueden ser positivos con una higiene oral normal. Esto se debe probablemente a la baja elasticidad de la construcción del puente, las buenas propiedades de los materiales de revestimiento y el ajuste pasivo a través del cementado de los pilares.

Casos clínicos.

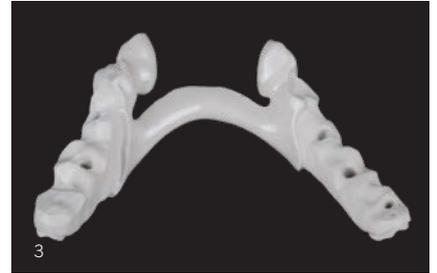
Restauraciones implantosoportadas atornilladas en el maxilar y la mandíbula.



- 1 Situación de partida: los implantes con los pilares fresados individualmente
- 2 Negativo del montaje de dientes
- 3-4 El resultado final de fresado de la estructura de Pekkton® ivory para la restauración maxilar
- 5 Aplicación de los dientes prefabricados a la estructura Pekkton® ivory usando resina del color del diente, sin aplicar opaquer a la estructura
- 6 Trabajo terminado con resina rosa (sin opaquer rosa)
- 7 Vista detallada del trabajo maxilar
- 8-9 La prótesis in situ

Casos clínicos.

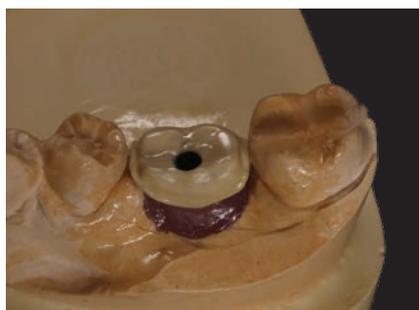
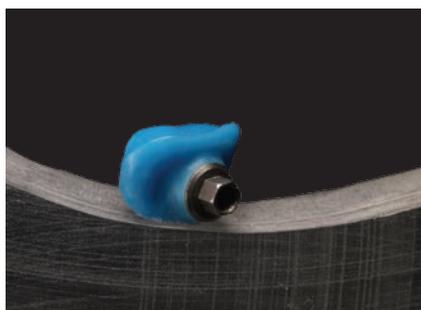
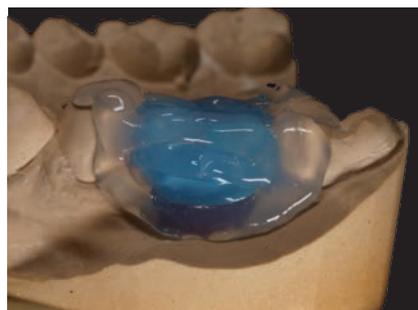
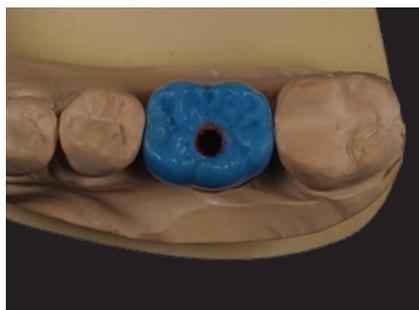
Prótesis telescópica mandibular con bracket sublingual.



- 1 Situación inicial con las cofias internas fresadas de zirconio
- 2 Resultado del fresado de Pekkton® ivory Se escanearon las cofias internas con el escáner táctil DS10 Renishaw y el conjunto con el escáner S600-ARTI Zirkozahn
- 3 La estructura final pulida de Pekkton® ivory
- 4-5 El trabajo finalizado
- 6-9 La prótesis in situ

Casos clínicos.

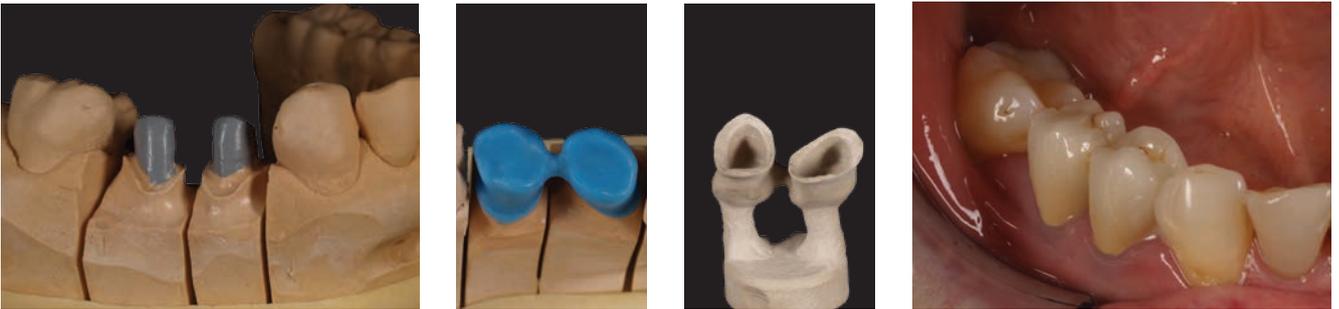
Restauración de molar con corona atornillada sobre un implante.



En esta paciente de unos 50 años de edad, el odontólogo decidió que pasara una fase de varios meses de tratamiento provisional antes de la colocación de la restauración definitiva. Por lo tanto, nos decidimos por una restauración con Pekkton® ivory sobre un implante con una base metálica.

Casos clínicos.

Dos premolares juntos sobre dientes naturales.



Paciente de 60 años de edad para el que se escogieron restauraciones de Pekkton® ivory debido a sus propiedades absorbentes, dado que se trata de un puente completamente antagonista.

Casos clínicos.

Restauraciones con coronas sobre dientes naturales.

Antecedentes y objetivos del tratamiento

Una paciente de 39 años acudió a nuestra policlínica con el deseo de renovar sus restauraciones protésicas de los dientes 17, 16, 15 así como 46 y 47 siguiendo el asesoramiento de expertos. Desde la integración de las coronas en otra consulta, notaba molestias en los dientes y la encía adyacente. Clínicamente, la encía se apreciaba ligeramente enrojecida. El examen funcional fue normal.

Historia médica y diagnóstico

La radiografía mostró aclaración apical en los dientes 46 y 47. La determinación del estado periodontal arrojó una profundidad máxima al sondaje de 5 mm y un defecto de furcación de grado I en el diente 17, también de 5 mm para el diente 16 y defecto de furcación de grado II, de 4 mm en el diente 15, 5 mm y furcación de grado I para el 46, y de 4 mm y furcación de grado I para el diente 47.

Plan del tratamiento

En primer lugar, los dientes 46 y 47 fueron tratados endodónticamente. Se retiraron las coronas existentes y los cinco dientes fueron restaurados con Pekkton® ivory así como con NEM, en el marco de un ensayo clínico con prótesis provisionales a largo plazo. Al cabo de seis meses se realizó una revisión de las endodoncias y se repitió la evaluación periodontal. La paciente no presentaba molestias después de seis meses.

Comentarios y conclusión

En el ensayo arriba mencionado no se observaron diferencias significativas con respecto a la calidad de vida subjetiva relacionada con la higiene oral (OHIP-G 14) en pacientes que portaban restauraciones provisionales a largo plazo de NEM o Pekkton® ivory. En la paciente que presentamos aquí, la sensación subjetiva de uso fue mejor con la restauración de Pekkton® ivory.

En principio, se puede afirmar que las restauraciones de Pekkton® ivory parecen ser adecuadas para el uso clínico.

Descripción de las figuras

- a: Situación del maxilar al inicio
- b: Situación de la mandíbula al inicio
- c: Situación de la oclusión al inicio
- d: Situación radiográfica al inicio de los dientes 46 y 47
- e: Estructura de Pekkton® ivory sobre el modelo
- f: Coronas de Pekkton® ivory revestidas terminadas
- g: Restauraciones provisionales a largo plazo de Pekkton® ivory colocadas
- h: Revisión radiográfica de las endodoncias de los dientes 46 y 47 al cabo de seis meses



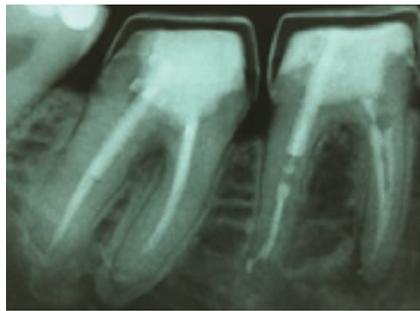
a



b



c



d



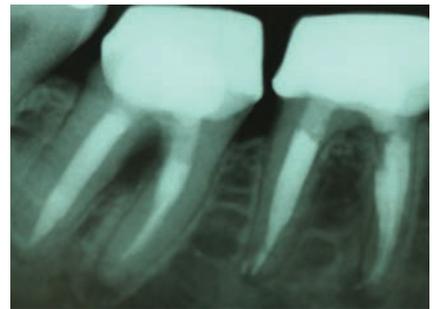
e



f



g



h

Glosario.

Amorfo		En la forma amorfa, las macromoléculas de Pekkton® se encuentran enredadas, de forma semejante a un ovillo de hilo enredado.
Anillo aromático		Una cadena hidrocarbonada con enlaces químicos dobles y simples alternos entre los átomos de carbono que forman el anillo.
Arilo		El término arilo se refiere al grupo químico funcional o sustituyente derivado de un anillo aromático.
Grupo químico funcional		Una entidad funcional que consta de determinados átomos cuya presencia confiere ciertas propiedades a la molécula.
Compounding		Combinación o mezcla de polímeros con aditivos en estado fundido.
Cristalino		En la forma cristalina las macromoléculas de Pekkton® forman cadenas de carbonos lineales que no presentan ramificaciones o tan solo una ramificación mínima. Se encuentran unidas entre sí por enlaces físicos débiles. Estas fuerzas de unión son más eficaces cuando las cadenas de carbonos están dispuestas en paralelo. El material cristalino es más duro y resistente químicamente.
Éter		Grupo químico con dicha estructura, donde R y R' son grupos alquilo o arilo.
Temperatura de transición vítrea		Esta temperatura llamada Tg se refiere a la transición reversible en los materiales amorfos, o más generalmente en regiones amorfas dentro de los polímeros semicristalinos, de un estado relativamente frágil a un estado más de tipo goma.
Cetona		Grupo químico con dicha estructura, donde R y R' pueden ser una variedad de sustituyentes con átomos de carbono.
Macromolécula		Una molécula muy grande creada por polimerización de subunidades más pequeñas. Las moléculas constitutivas individuales de las macromoléculas poliméricas son los monómeros.
Temperatura de fusión (Tm)		Temperatura a la cual una sustancia pasa del estado sólido al líquido.
Molécula		Un grupo eléctricamente neutro de dos o más átomos que se mantienen unidos por enlaces químicos.
Monómero		Una molécula que se puede unir químicamente a otras moléculas para formar una macromolécula.
PAEK		se refiere al nombre de la familia de polímeros poliaryl éter cetona (PolyAryl-EtherKetone) Los PAEK se describen habitualmente con una «E» y una «K», que significa la secuencia de los grupos funcionales éter y cetona en la estructura del polímero. Hoy en día, los PAEK más comunes son el poliéter éter cetona (PEEK) y el poliéter cetona cetona (PEKK). También existen otros polímeros como el poliéter cetona (PEL), la poliéter cetona éter cetona cetona (PEKEKK), etc.
PEEK		Poliéter éter cetona (PolyEtherEtherKeton)
PEKK		Poliéter cetona cetona (PolyEtherKetoneKetone)

Pekkton®	Marca comercial de nuestra solución de materiales exclusivos basados en PEKK para aplicaciones dentales.
Pekkton® ivory	Marca comercial de nuestro material exclusivo basado en PEKK para realizar restauraciones fijas (coronas y puentes) y prótesis dentales removibles.
Polímero	Un polímero está compuesto por un gran número de macromoléculas.
Polimerización	Un proceso por el cual las moléculas de monómero reaccionan químicamente entre sí para formar cadenas de polímero.
Termoplástico	Un polímero que se puede modelar a partir de una temperatura T_m específica y que solidifica al enfriarse. Los polímeros termoplásticos se fabrican normalmente en forma de gránulos. Se les da la forma del producto definitivo fundiéndolos y después mediante colado a presión o moldeo por inyección. Los polímeros termoestables, a diferencia de los polímeros termoplásticos, forman enlaces químicos irreversibles durante el proceso de curado.
Termoestable	Un polímero que fragua de forma irreversible. La polimerización se puede inducir de diferentes maneras, por calor, reacción química o irradiación. Los materiales termoestables suelen ser líquidos antes de fraguar y están diseñados para ser moldeados a su forma definitiva. Una vez curados o endurecidos, los materiales termoestables no se pueden volver a calentar y fundir para volver a darles forma. Estos materiales no se funden, sino que se descomponen y no se vuelven a formar al enfriarlos.

Catálogo de productos.

Imagen	Descripción	Nº Cat.
	Disco Pekkton® ivory Ø 98,5/16 mm (con hombro)	01060011
	Disco Pekkton® ivory Ø 98,5/20 mm (con hombro)	01060020
	Disco Pekkton® ivory Ø 98,5/24 mm (con hombro)	01060022
	Disco Pekkton® ivory Ø 95/16 mm (compatible con Zirkozahn®)	01060028
	Disco Pekkton® ivory Ø 95/20 mm (compatible con Zirkozahn®)	01060030
	Disco Pekkton® ivory Ø 95/24 mm (compatible con Zirkozahn®)	01060032
	Pekkton® ivory – Bloques para prensado/10 uds.	01060003
		Émbolo de prensado (Ø 12 mm)/50 uds. Émbolo de prensado (Ø 26 mm)/20 uds.
	Molde de mufla PEKKpress 200 g	08000628
	Molde de mufla PEKKpress 600 g	08000629
	Masa de revestimiento CM-20 (50 x 160 g)	083872
	Líquido 1 l	083739
	PEKKpress – Unidad de prensado	70202393
	PEKKtherm – Estabilizador de temperatura y horno de fusión	70202394

Las formas de las piezas en bruto y sus espesores se pueden consultar en el resumen actualizado de nuestra página web www.pekkton.com.

Publicaciones.

1. Arvai R., Una nuova classe di materiali "in sé", Pekkton® ivory il nuovo polimero ad alte prestazioni. Un caso clinico. Quintessenza Odontotecnica 2014;10:64-72.
2. Arvai R., Das neue Hochleistungspolymer Pekkton® ivory – eine Werkstoffklasse für sich. Quintessenz Zahntech 2014;40(11):1454-1464.
3. Copponnex T., DeCarmine A.: Reevaluating Thermoplastics. European Medical Device Manufacturer, March/April 2009.
4. Copponnex T.: Like a chameleon. Medical Device Developments, 2010
5. Copponnex T., Blümli M.: New material approaches in dental technology. meditec, October 2011
6. Fuhrmann G., Steiner M., Freitag-Wolf S., Kern M.: Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs) - Durability and influence of surface conditioning. Dental Materials 2014 Mar;30(3):357-63.
7. Gobert B.: C'est quoi le PEKK? Technologie Dentaire 2014 n°166.
8. Gobert B.: Faux moignon anatomique en Pekkton®. Technologie Dentaire 2014 n°166.
9. Keilig L., Katzenbach A., Weber A., Stark H., Bourauel C.: Biomechanische Untersuchung eines Hochleistungspolymer für den Ersatz in der dentalen Prothetik. Vortrag auf der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB) 2013 in Ulm.
10. Keilig L., Katzenbach A., Weber A., Ottersbach K., Brune M., Stark H., Bourauel C.: Dauerlastuntersuchung an Kronen aus einem Hochleistungspolymer. DGPro 2014, Aachen.
11. Keilig L., Katzenbach A., Weber A., Stark H., Bourauel C.: Dauerlastuntersuchung an Kronen aus einem Hochleistungspolymer. Poster DGPro 2014, Aachen.
12. Keilig L., Katzenbach A., Weber A., Stark H., Bourauel C.: Fatigue testing of crowns made from a high performance polymer. EAO 2014, Rom.
13. Keilig L., Katzenbach A., Weber A., Stark H., Bourauel C.: Fatigue testing of crowns made from a high performance polymer. Poster EAO 2014, Rom.
14. Keilig L., Stark H., Bourauel C.: Biomechanics of Three- and Four-Unit-Bridges Made of Different Framework Materials – A Numerical Study. EAO 2014, Rom.
15. Keilig L., Stark H., Bourauel C.: Biomechanics of Three- and Four-Unit-Bridges Made of Different Framework Materials – A Numerical Study. Poster EAO 2014, Rom.
16. Pham V.T.: Pekkton® – Nouveau polymère hautes performances. Technologie Dentaire 2014 n°169.
17. Pham V.T.: Pekkton® – A new high-performance polymer. Dental Technologies, US Edition, 2014 n°109.
18. Tannous F., Steiner M., Shahin R., Kern M.: Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. Dental Materials 2012 Mar;28(3):273-8.

Pueden consultarse los casos clínicos presentados por diferentes autores en nuestra página web:
www.cmsa.ch/en/dental/products/Highperformancepolymer

