

## [Resumen]

El sinterizado láser del metal es un proceso en desarrollo indicado para la fabricación de armazones de coronas y puentes. En esta investigación comparativa se contraponen la carga de rotura de un armazón de puente fabricado con el proceso de sinterizado láser a la máxima capacidad de carga de armazones colados de idéntica estructura. Como base para la fabricación y para el examen de los armazones se utilizó un modelo de acero con dos dientes pilares de geometría definida. Se escaneó el modelo y después se construyó el armazón del puente. Con el sinterizado láser se fabricaron armazones en la aleación inCoris NP. Para la fabricación de las pruebas de colado se colaron modelos maestros idénticos a través de impresiones 3D de resina calcinable. Las pruebas metalográficas sirvieron para representar las estructuras. Todos los 15 armazones, estando sobre el modelo de acero, fueron sometidos a cargas sobre el pónico con una bola de acero en una máquina de comprobación universal para registrar así la fuerza máxima alcanzada.

## Palabras clave

Sinterizado láser. Metalocerámica. Resistencia. Armazones en aleaciones de metales no preciosos. inCoris NP.

(Quintessenz Zahntech. 2008;34(2):140-9)



## Resistencia de los armazones para puentes sinterizados por láser en aleación de CoCr

**Jens Fischer, Bogna Stawarczyk, Albert Trottman y Christoph H. F. Hämmerle**

### Introducción

Desde hace casi 50 años en la odontología se siguen utilizando los tratamientos metalocerámicos. Son en la actualidad un sistema fiable aprobado no sólo bajo las condiciones ideales de un estudio clínico, sino también en la práctica<sup>9</sup>. Mientras que en los inicios se empleaban aleaciones ricas en oro, para los armazones comienzan a utilizarse cada vez más en Alemania durante los años ochenta aleaciones de oro empobrecido. La presión ejercida por los costes llevó finalmente al uso de aleaciones con base de paladio. Concretamente se propagaron las aleaciones de paladio y cobre, aunque las altas cuotas de corrosión conllevaron problemas clínicos que las terminaron por hacer desaparecer<sup>1,2,7</sup>. Actualmente, por motivos económicos, hay una propensión clara hacia las aleaciones con base de cobalto. Estas aleaciones son conocidas principalmente de la técnica de

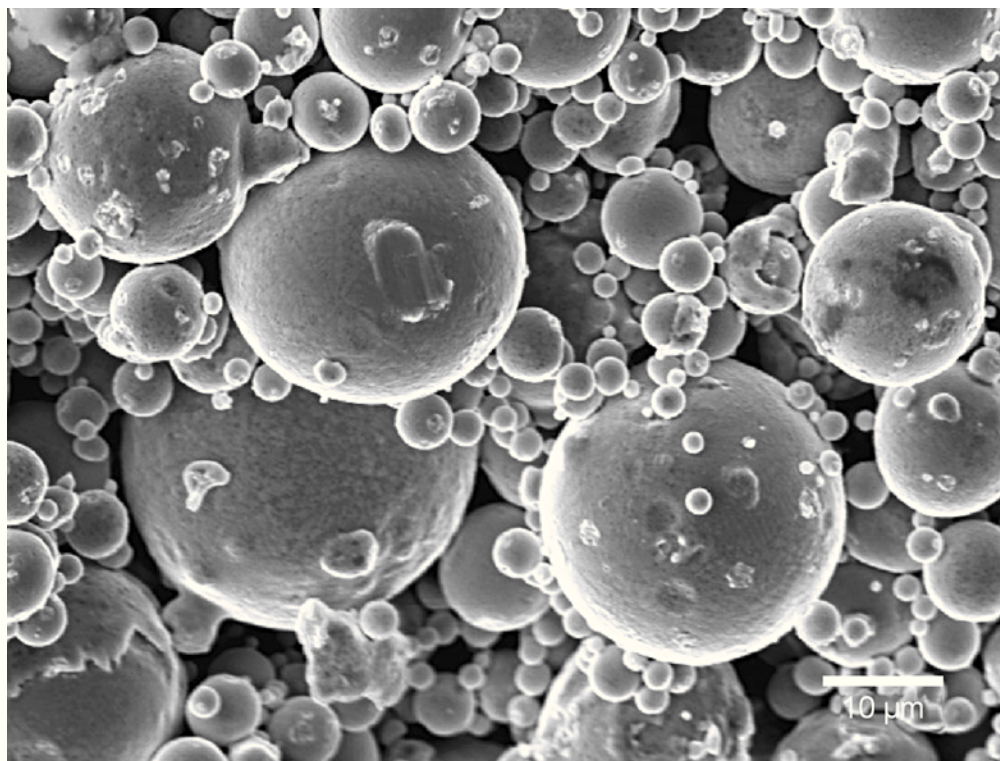


Fig. 1. La aleación de varios componentes en CrCoMoW en forma de polvo atomizado.

colado y se modificaron para ser empleadas como aleaciones calcinables. Aunque sólo están compuestas de metales no preciosos las aleaciones con base de cobalto se caracterizan por tener una composición adecuada y resistente a la corrosión<sup>5,8</sup>. La resistencia a la corrosión se explica por la marcada inclinación del cromo (Cr) y el cobalto (Co) a reaccionar con el oxígeno. Al igual que con el titanio, se forma una capa de óxido que protege la superficie metálica contra el ataque de soluciones acuosas.

El tratamiento de las aleaciones calcinables de CoCr se realiza de forma tradicional en la tecnología de colado, pero actualmente también es posible a través de sistemas CAD/CAM. Las formas se fresan de la pieza bruta apropiadamente. Las ventajas de la elaboración mecánica son obvias. La pieza bruta se fabrica en condiciones controladas y la estructura es así constante y reproducible. La elaboración mecánica se puede llevar a cabo en un servicio de 24 h bajo las mismas condiciones. Los parámetros de fabricación se graban respetando fácilmente las disposiciones de la ley de productos médicos MPG, las posibilidades de rastreo y documentación, al menos, para la fabricación del armazón.

La elaboración a través del arranque de virutas de una pieza bruta tiene también desventajas: la mayoría de las piezas brutas van a la basura, sólo una parte del material se utiliza de manera efectiva en la fabricación del armazón. Alternativamente y como modo para ahorrar material los armazones se pueden fabricar con el llamado sinterizado láser<sup>12</sup>. El polvo fino de la aleación deseada (fig. 1) se funde o sinteriza de manera local con un láser según la cantidad de energía aportada sobre la superficie. La geometría de la restauración a fabricar se descompone a continuación en trayectorias de exposición

calculadas. El láser se programa para que se active donde debe crearse el armazón. Las partículas de la aleación se funden o sinterizan debido a la energía del láser. La pieza se va construyendo capa a capa hundiendo la mesa de trabajo 20  $\mu\text{m}$  a cada paso y aplicando una nueva capa de polvo en la misma dimensión. En este proceso paso por paso se crea la reconstrucción. Es un proceso llamado rapid prototyping (prototipado rápido). Como cada capa tiene un espesor de unas 20  $\mu\text{m}$  las partículas de metal deben ser de un diámetro menor de esas 20  $\mu\text{m}$ . Desde el punto de vista económico con el proceso de sinterizado láser se fabrica, dependiendo del aprovechamiento, hasta diez veces más barato que con la elaboración con fresadora de arranque de virutas<sup>10</sup>.

Los exámenes en las fisuras confirman que con el proceso de sinterizado láser se consigue una precisión que se encuentra dentro de las disposiciones clínicas exigidas sobre el tamaño: 25  $\mu\text{m}$ . La carga de rotura de los armazones de coronas recubiertos y sinterizados por láser era similar con armazones colados y recubiertos de las mismas dimensiones<sup>11</sup>.

## Planteamiento del problema

Los valores mecánicos extraídos de ensayos homologados acerca de los materiales sinterizados por láser muestran suficiente resistencia<sup>12</sup>. Junto a los datos de referencia de los materiales es necesario examinar el grado de realismo de las construcciones, es decir, realizar la llamada inspección de los componentes. El objetivo del presente estudio es representar la estructura y la identificación de la carga de flexión máxima de armazones de aleación CoCr por sinterizado láser comparándolas con construcciones de colado de la misma dimensión.

## Metodología

En el centro de elaboración de infiniDent (Sirona) y bajo condiciones de trabajo reales se han fabricado 18 armazones por sinterizado láser en aleación inCoris NP (Sirona, Bensheim) (fig. 1) de varios componentes en polvo. Sirona utiliza en la central de elaboración de restauraciones de infiniDent un equipo de sinterizado láser del tipo EOSINT M270 (EOS GmbH, Krailing). La máquina está provista de un láser fibra iterbio de 200 W. La exposición del polvo de metal a través del láser se realiza en atmósfera de nitrógeno (cantidad de oxígeno < 1,5%).

La energía por unidad de distancia es el cociente de la potencia del láser por la distancia del trayecto y la velocidad del proceso que describe la cantidad de energía térmica aplicada con el rayo láser en el sinterizado por cada superficie expuesta. El sinterizado láser facilita la combinación de las diversas propiedades del componente en una capa o en todo el componente. Esto es posible mediante la división de cada capa en zonas que se pueden exponer de manera individual. Dependiendo del valor programado de la energía por unidad de distancia se determina si todas las partículas de polvo se fusionan completamente, si finalmente se sinterizan o si se unen en una mezcla fundida o sinterizada. En el proceso empleado aquí para la fabricación de restauraciones dentales se combinan principalmente dos zonas expuestas de maneras diferentes. Este proceso sirve sobre todo para minimizar las tensiones térmicas en la fabricación de armazones de puentes. Estas tensiones térmicas del sinterizado láser provocan la distorsión de las restauraciones si no se emplean contramedidas. A partir de un espesor de la pieza de 1,1 mm se crea una estructura en el interior de las restauraciones que se expone con un 40% menos de energía por unidad de distancia que el material circundante. El nivel reducido de la energía térmica ejercida actúa positivamente sobre la disminución de las tensiones térmicas, sin embargo, los espesores también disminuyen y con ellos la resistencia mecánica de la estructura.

# CIENCIA

## SINTERIZADO LÁSER

	Co	Cr	Mo	W	Si	Mn	Fe	Ce	C
inCoris NP	61,0	26,0	6,0	6,0	+	+	+	+	+
Wirobond C	61,0	26,0	6,0	5,0	+		+	+	+

**Tabla 1.** Composición de las aleaciones utilizadas con porcentaje de la masa según los datos del fabricante (+ = cantidad exacta sin facilitar)

	inCoris NP	Wirobond C
Espesor (g/cm <sup>3</sup> )	8,6	8,5
Intervalo de fusión (°C)	1.420-1.450	1.370-1.420
Coefficiente de dilatación térmica 25-500 °C (µm/m • K)	14,2	14,0
Módulo de elasticidad (GPa)	160	210
Límite de elasticidad (MPa)	1.300	480
Resistencia a la tracción (MPa)	1.450	680
Alargamiento de rotura A <sub>5</sub> (%)	4	6
Dureza HV10	360	310

**Tabla 2.** Propiedades de las aleaciones utilizadas según los datos del fabricante

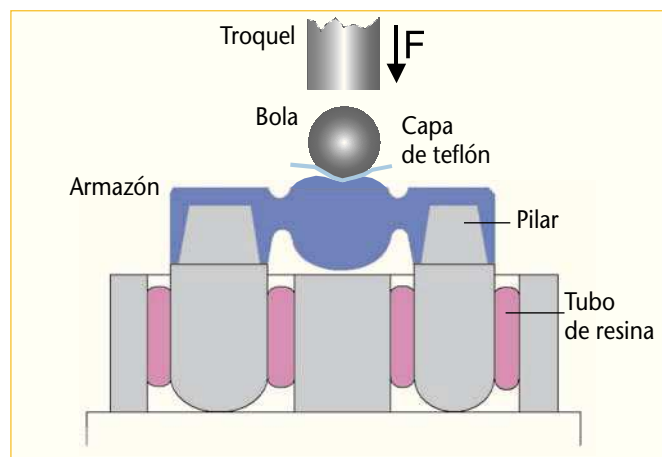
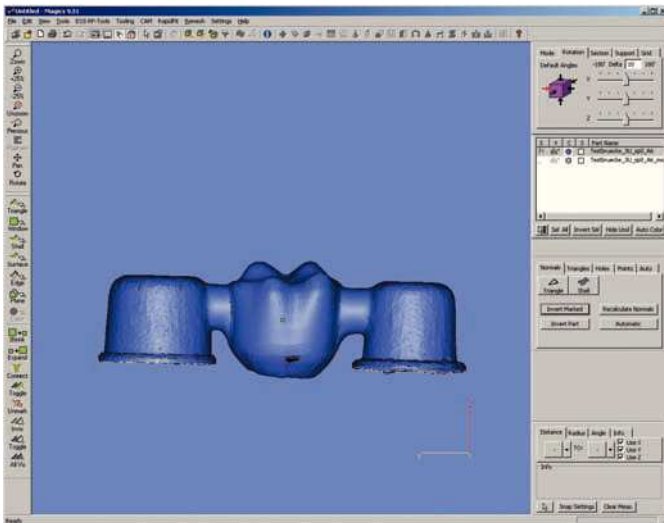
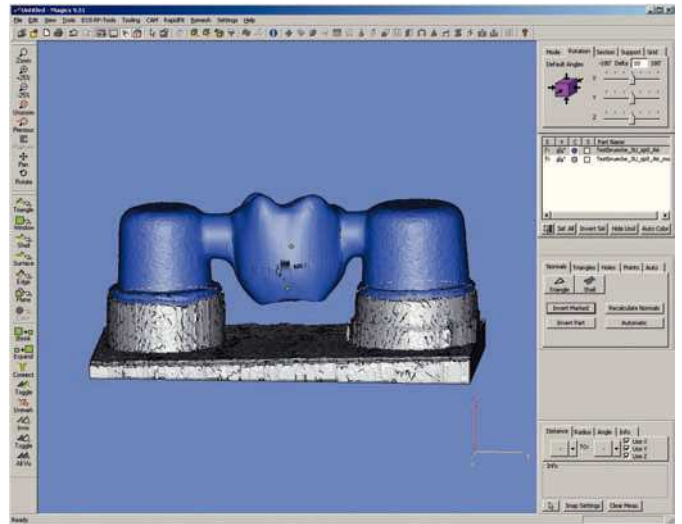
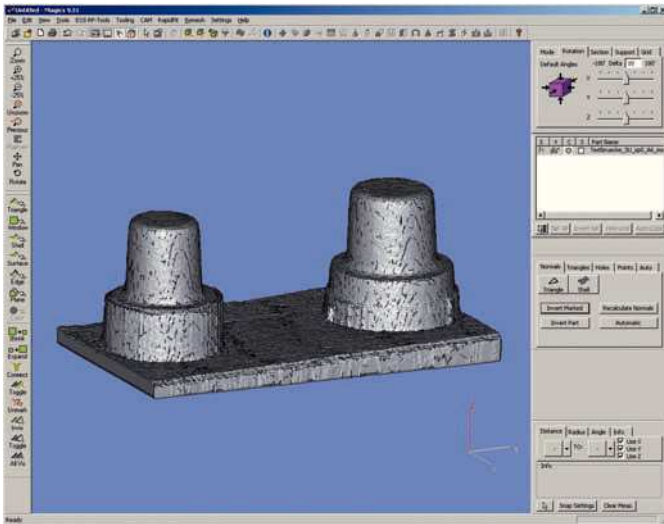


Fig. 2. Dibujo de modelo con muñones.

Para registrar datos comparativos se colaron 18 armazones mediante el proceso de colado de cera en aleación de CoCr Wirobond C (BEGO, Bremen). Las composiciones de las dos aleaciones se indican en la tabla 1, los datos técnicos se resumen en la tabla 2. inCoris NP se diferencia de Wirobond C ante todo por el añadido de Mn.

Para la fabricación de los armazones se utilizó un modelo de acero con muñones preparados del diente 5 y 7 (fig. 2). Los muñones de este modelo son de simetría rotacional y tienen en lo alto del hombro un diámetro de 7 mm (diente 5) y 8 mm (diente 7). El



Figs. 3a a 3c. La construcción del armazón, **a** modelo de muñones; **b** armazón sobre el modelo de muñones; **c** armazón retirado del modelo de muñones.

Fig. 4. Un armazón sinterizado por láser.



hombro tiene una anchura de 1 mm. El ángulo del cono es de  $6^\circ$ , la altura del muñón de 5 mm. Los muñones están colocados con sus raíces en un bloque de aluminio, de modo que los ejes de rotación de ambos es de 16,5 mm. El alojamiento en el bloque se realiza con un retén de goma para simular la movilidad propia de los dientes naturales en el periodoncio<sup>4</sup>.

Para la fabricación de armazones mediante sinterizado láser se escanea el modelo de acero (inEos, Sirona). En este escáner se construye el armazón (software Cerec inLab versión 2.8, Sirona) (figs. 3a a 3c). La sección de los elementos de unión es ovalada y tiene una superficie de  $9 \text{ mm}^2$ . La figura 4 muestra la fabricación de un armazón mediante un proceso de sinterizado láser.

Para la fabricación de pruebas de colado con impresiones 3D (InVision HR, 3D Systems, Darmstadt) se crearon 18 modelos maestros idénticos en resina calcinable y se colaron en una aleación de CoCr (Wirobond C, BEGO). La resina utilizada Visijet M100 (3D Systems) se incinera por completo a aproximadamente  $600^\circ\text{C}$ .

# CIENCIA

## SINTERIZADO LÁSER

Se realizó el proceso de colado en barra siguiendo los pasos y las condiciones que se describen a continuación. Para unir los modelos de resina con pernos se emplearon hitos de colado de diámetro de 2 mm. El revestido se llevó a cabo sin cilindro para muflas (Rapid-Ringless-System, BEGO) empleando revestimiento fosfatado (Bellavest SH, Begosol HE, BEGO). La proporción de mezcla se estipuló de la siguiente manera: 160 g de Bellavest SH/32 ml Begosol HE/8 ml agua destilada. El revestimiento se mezcló al vacío durante 1 min. Después de 30 min el cilindro de colado se metió en un horno precalentado a 900 °C (Bifatherm, BIFA, Ramat Gan, Israel) y se calentó a 950 °C. La temperatura final se mantuvo durante 45 min mientras se precalentaba el crisol. Para realizar el colado se metió el crisol en la centrifuga (Fornax 35, BEGO) y se fundió el metal. En cuanto los bordes de las aleaciones empezaron a redondearse se introdujo el cilindro y se inició el colado. Después del proceso de centrifugado se dejó enfriar el cilindro hasta alcanzar la temperatura ambiente. El desmuflado se realizó como es habitual en la práctica dental, los objetos colados se arenaron con corindón (blanco) de 110  $\mu\text{m}$ . La separación de los hitos de colado y el pulido de los puntos de separación se realizaron con fresas de metal duro de tallado cruzado.

Tres armazones de cada grupo se recubrió con resina (SpeciFix, Struers, Dinamarca), se cortaron paralelos a los ejes pilares (Accutom 50, Struers), las superficies de corte se afilaron y los tres se pulieron con un grano de hasta 3  $\mu\text{m}$  (Abramin, Struers). Las superficies se examinaron a continuación una vez pulidas y decapadas con un microscopio óptico y se registró la estructura (Polyvar Met Reichert-Jung, Leica Microsystems, Wetzlar).

A continuación se examinó la carga máxima de flexión en los restantes 15 puentes. Se posicionó el modelo de muñones con el puente sobre la máquina de comprobación universal (Z010, Zwick, Ulm), se colocó una bola de acero con un diámetro de 12,5 mm sobre el púntico con una velocidad de avance de 1 mm/min hasta romper el puente o hasta la declinación de la fuerza (fig. 5). Entre la bola de acero y el armazón se colocó una membrana de teflón para una mejor distribución de las fuerzas. Se registró la fuerza máxima conseguida.

En los resultados, realizados con el test t (SPSS 12 para Windows 12.0, SPSS Inc., Chicago, EE. UU.) se comprobaron las diferencias estadísticas significativas ( $p < 0,05$ ).

La valoración con microscopía óptica dio claros resultados diversos de estructura entre ambos tipos de armazón. Las pruebas de colado aparecen en el microscopio óptico macizas y compactas y, excepto por algunos rechupes, sin estructura reconocible (fig. 6). Sin embargo, las pruebas con inCoris NP en el púntico, es decir, en la zona de mayor volumen, muestran una diferencia de densidad entre los bordes y el núcleo de la prueba (fig. 7). En el interior del púntico aparece la estructura revuelta con finas trabéculas orientadas verticalmente hacia la superficie de oclusión. En el borde se aprecia una capa en la que el material está sinterizado. Esta capa compacta que envuelve el cuerpo

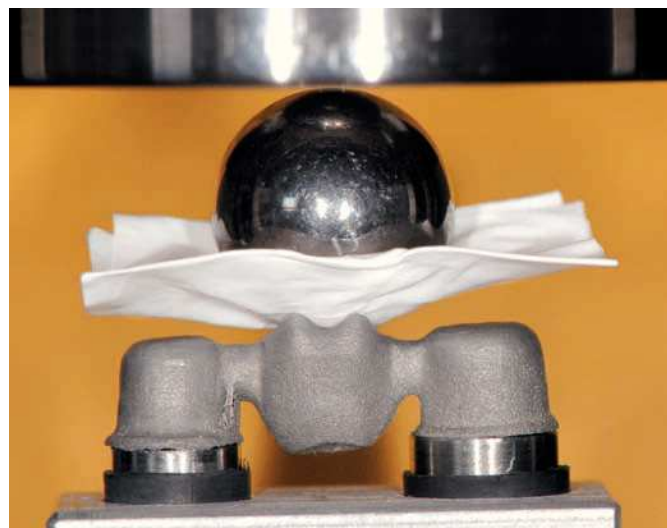


Fig. 5. Un puente inCoris NP en el aparato de pruebas.

### Resultados

como una funda siempre tiene un espesor de al menos 550  $\mu\text{m}$  (fig. 8). En la sección metalográfica decapada de las pruebas de colado se aprecia la típica estructura dendrítica conocida en las aleaciones de CoCr (fig. 9). En comparación, en las estructuras de la prueba sinterizada se aprecian claramente rastros de fusión, motivo de la estructura nubosa (fig. 10). Las fuerzas máximas obtenidas en ambos tipos de armazón fueron de una media de  $4.700,1 \pm 434,7$  N para las piezas de prueba fabricadas con el proceso de sinterizado láser y de  $4.849,9 \pm 1.150,8$  N para los puentes colados de manera convencional. Las diferencias no resultaron estadísticamente significativas. Los armazones colados se han curvado considerablemente durante la carga, sólo dos se rompieron en un elemento de unión. Las pruebas de sinterizado láser se rompieron en un elemento de unión (fig. 11). En el diagrama de caja (fig. 12) se indican los valores medios y la clasificación de los valores de medición. Los valores medianos fueron muy similares, 4.737,5 N para inCoris NP y 4.751,5 N para Wirobond C.

En el grupo de los armazones sinterizados por láser en la zona inferior de resistencia se encontraron dos valores extremos (sin círculos en la representación) siendo, sin embargo, la misma zona en la que las piezas de prueba del grupo de los armazones colados quedan claramente por debajo. Es llamativa la extrema poca dispersión de los valores medios en las piezas de prueba inCoris NP.

**Discusión** La estructura de los armazones colados muestra la imagen esperada de una estructura típica dendrítica de pequeñas porosidades. Por el contrario, la estructura fabricada por sinterizado láser difiere de dicha imagen. Las partículas se pueden reconocer porque se han curado por la fusión. Entre las partículas de dentro del armazón hay grandes vacíos, lo que significa que el armazón no está sinterizado. Sin embargo, en la superficie, el material muestra una funda compacta. A través de la estructura interior porosa se reducen las tensiones térmicas producidas inevitablemente en el sinterizado. El núcleo poroso sella la funda compacta y no está en contacto con la saliva, de modo que se contrarresta el riesgo de una corrosión localizada y se garantiza una buena protección.

Debido a reflexiones teóricas hay que excluir que la resistencia a la flexión de toda la construcción se vea afectada de manera decisiva por la dispersa estructura interior de los armazones sinterizados por láser. En un sencillo modelo teórico la merma de la resistencia frente a una pieza maciza se puede estimar a través de la oposición de los momentos de inercia de la superficie. Sólo la sección transversal más pequeña de la reconstrucción es crítica en cuanto a la carga de rotura, es decir, la zona del elemento de unión. Aquí se aprecia por las metalografías que la zona maciza sinterizada es mayor que la mitad del diámetro. Si consideramos la sección transversal del elemento de unión como un tubo cuyo espesor es el 50% del radio, el momento de inercia de la superficie es de todas formas todavía de aproximadamente el 94% del momento de inercia de la superficie de una barra sólida con el mismo diámetro. Esta delicada reducción de la resistencia a la flexión por el núcleo poroso se puede descuidar con las altas cargas de rotura medidas en el presente examen. El mismo principio de construcción sobre ahorro de material se encuentra en la naturaleza: en el hueso largo, por ejemplo, la blanda y esponjosa médula ósea con pocas trabéculas (hueso esponjoso) está rodeada por una funda exterior (hueso compacto).

# CIENCIA

## SINTERIZADO LÁSER

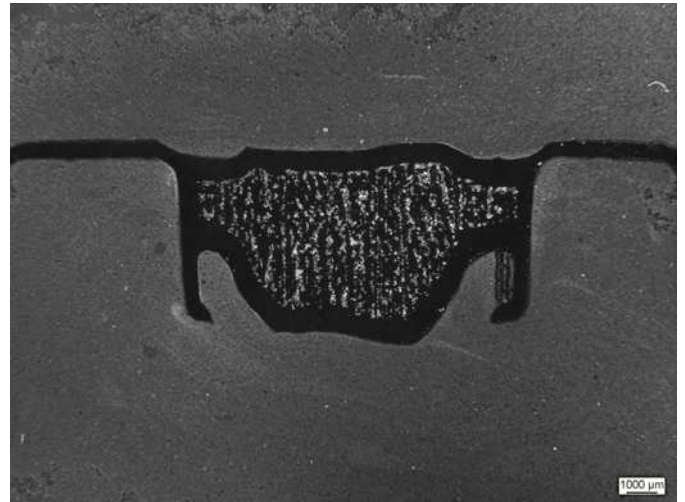
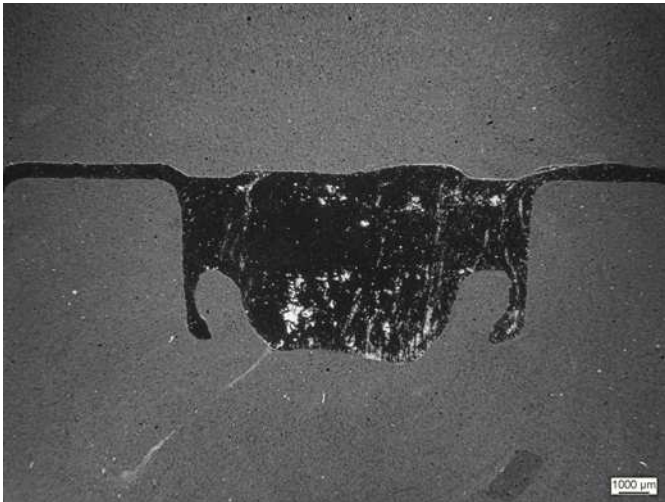


Fig. 6. Una muestra metalográfica transversal del pónico de un armazón colado. Algunas porosidades (zonas claras) se imponen a la masa compacta del pónico.

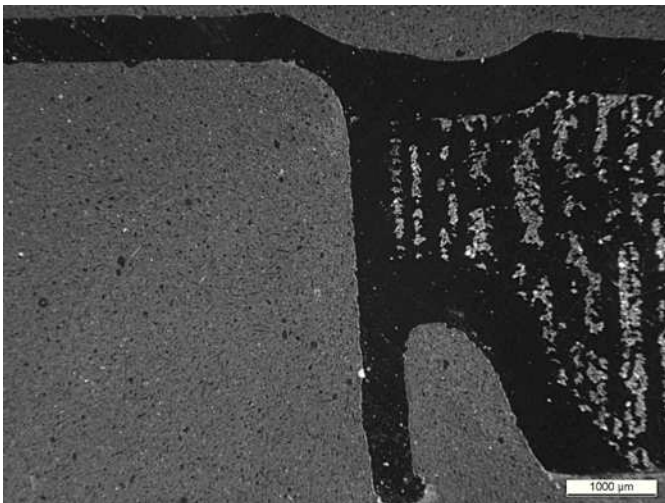


Fig. 7. Muestra metalográfica a través del pónico de un armazón inCoris NP. La maciza funda exterior sinterizada y la estructura trabecular del núcleo del pónico se aprecian claramente.



Fig. 9. La estructura dendrítica de una prueba colada.

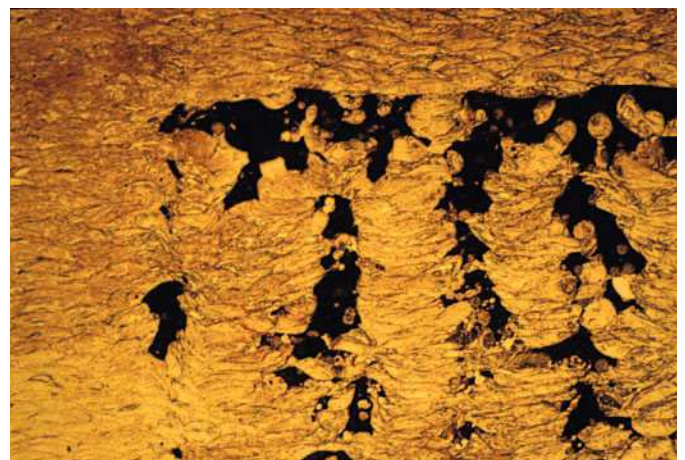


Fig. 10. Estructura de una prueba en inCoris NP. Se aprecian claramente los rastros de fundido de las partículas. En el borde superior e inferior el material no se ha sinterizado, en el resto se muestra la estructura trabecular apreciable en la figura 8.



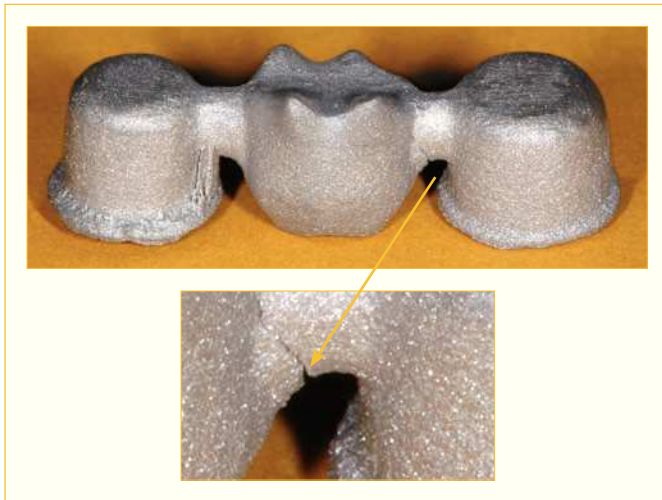


Fig. 11. Armazón inCoris NP después de la medición, fractura en el elemento de unión distal (flecha).

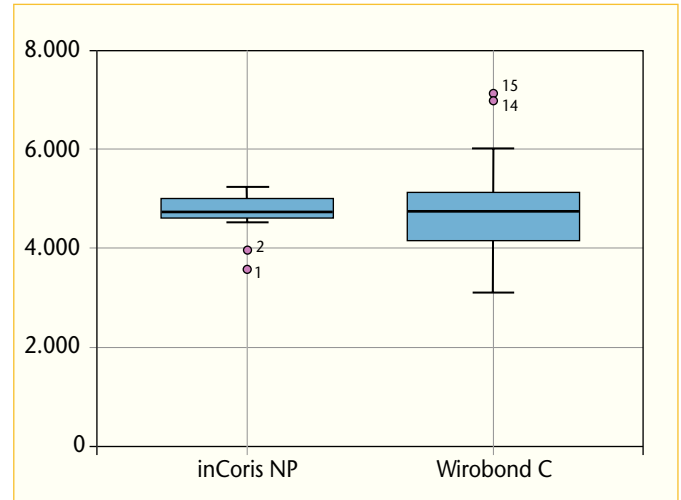


Fig. 12. Diagrama de caja de las cargas de rotura de los armazones de tres piezas.

Las fuerzas masticatorias en la zona molar se registran con un valor medio de 400 N<sup>6</sup>, llegándose a medir también cargas en torno a 1.000 N<sup>3</sup>. Las fuerzas máximas medidas durante el intento de rotura estuvieron doce veces por encima de la media frente a las fuerzas masticatorias promedio con el valor aproximadamente de 4,5. Los armazones fabricados con el proceso de sinterizado láser ofrecen seguridad suficiente en el uso clínico, incluso cuando en este examen sólo se ha utilizado la carga estática y según la experiencia en cargas dinámicas se debe tener en cuenta una reducción de la resistencia del 50%.

La evidente poca dispersión de los valores de medición en los armazones sinterizados por láser se puede atribuir a la producción estandarizada y a la calidad constante de las piezas. El resultado ilustra las ventajas de la elaboración industrial frente a la manual. El espesor de la compacta capa exterior es suficiente para poder realizar pequeñas correcciones de pulido, sin llegar al núcleo poroso. Sin embargo, en la zona de los elementos de unión, especialmente en su base, se debería renunciar en lo posible a realizar correcciones de pulido, puesto que ésta es la parte más débil de la construcción y todas las piezas de prueba se rompen por los elementos de unión.

**Conclusiones** La resistencia de los armazones de inCoris NP sinterizados por láser, con las mismas dimensiones, alcanza la de armazones colados en CoCr y está muy por encima de los valores clínicos necesarios.

**Agradecimientos** Los autores agradecen al Sr. Dr. D. Wolf, Estación de restauraciones computerizadas (Prof. Dr. W. Mörmann) del Departamento de Medicina Preventiva, Periodontología y Cariología, Centro de Odontología, Estomatología y Cirugía Máxilofacial de la Universidad de Zúrich, por el escaneo del modelo de ensayo y la construcción del armazón del puente; a la empresa Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, por facilitar las piezas de estudio y a Fomento de la Medicina Computerizada de Zúrich por asistir en la investigación.

1. Augthun M, Lichtenstein M, Kammerer G. Untersuchungen zur allergenen Potenz von Palladium-Legierungen. Dtsch Zahnärztl Z 1990;45:480-482.
2. Augthun M. Klinische Nachuntersuchungen zu palladium- und hochgoldhaltigem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 1996;51:402-405.
3. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. Int J Prosthodont 2004;17:469-75.
4. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Zuverlässigkeit und Festigkeit vollkeramischen Zahnersatzes hergestellt im DCM-Verfahren. Int J Computer Dent 2001;4:89-106.
5. Geis-Gerstorfer J, Sauer KH, Passler K. Ion release from Ni-Cr-Mo and Co-Cr-Mo casting alloys. Int J Prosthodont 1991;4:152-158.
6. Helkimo E, Carlson GE, Helkimo M. Bite force and state dentition. Acta Odont Scand 1976;35:297-303.
7. Kappert HF. Pro und Kontra Palladium – das spezielle Problem der PdCu-Legierungen. Phillip J 1993;10:411-413.
8. Pfeiffer H, Schwickerath H. Vergleich der Löslichkeit von NEM- und Palladiumlegierungen. Dtsch Zahnärztl Z 1995;50:136-140.
9. Reitemeier B, Hänsel K, Kastner CH, Walter MH. Metal-ceramic failure in noble metal crowns: 7-year results of a prospective clinical trial in private practices. Int J Prosthodont 2006;19:397-399.
10. Riquier R. Frästechnik versus Lasersintern. Quintessenz Zahntech 2006;32:534-546.
11. Rudolph M, Setz J. Ein CAD/CAM-System mit aufbauender Lasertechnologie. Quintessenz Zahntech 2007;33:582-587.
12. Strietzel R. Herstellung von metallischen Gerüsten mit Hilfe des BEGO Manufacturing Verfahrens. Quintessenz Zahntech 2004;30:406-417.

## Bibliografía

PD Dr. med. dent. Dr. rer. nat. Jens Fischer, Dipl.-Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, Albert Trottmann (ZT), Prof. Dr. med. dent. Christoph H. F. Hämmerle.  
Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich, Plattenstrasse 11, 8032 Zürich, Suiza.

## Correspondencia