

## [Resumen]

El uso de procesos CAD/CAM para fabricar coronas y puentes de cerámica dental puede considerarse hoy como el estado de la técnica, sobre todo porque las coronas y puentes cerámicos no se pueden construir por pirometalurgia. Por el contrario, parece diferente en el caso de materiales dentales metálicos. El presente artículo pretende confrontar la significación del procesamiento de materiales dentales metálicos en la era CAD/CAM con la técnica convencional de colado.

## [Palabras clave]

Aleaciones dentales sin metales preciosos. Aleaciones con metales preciosos. Proceso de colado fino. Dióxido de zirconio. CAD/CAM.

(Quintessenz Zahntech.  
2006;32(9):1012-9)



## ¿Adiós al colado? Materiales dentales sin metales preciosos en la era CAD/CAM

Jürgen Lindigkeit

### Introducción

Las aleaciones dentales se procesan en general en el laboratorio protésico con ayuda del proceso de colado fino para crear incrustaciones (*inlays*), coronas, puentes, armazones para prótesis, etc. La técnica de colado dental se ha perfeccionado cada vez más a lo largo de los años: hoy día contamos con un gran número de aleaciones dentales con y sin metales preciosos que se procesan con dispositivos adecuados de fundido y de colado y con materiales auxiliares adaptados como ceras y acrílicos para modelar, masas de recubrimiento, etc., para conseguir una prótesis dental adecuada, precisa y de calidad.

En los últimos años, el uso de la llamada técnica CAD/CAM para fabricar piezas dentales como coronas y puentes ha aumentado considerablemente en la elaboración de trabajos individuales para pacientes en el laboratorio dental, especialmente en conjunción con el dióxido de zirconio como material para la creación de armazones.

Una pieza cruda de esta cerámica dental se pule o se fresa como es sabido según las entradas de datos correspondientes al escaneo de la situación dental y la construcción con un programa CAD sobre un sistema de procesamiento en varios ejes para elaborar una restauración dental. El uso de procesos CAD/CAM para fabricar coronas y puentes de cerámica dental puede considerarse hoy como el estado de la técnica, sobre todo

# INVESTIGACIÓN CERÁMICA

porque las coronas y puentes cerámicos no se pueden construir por pirometalurgia como se ha descrito anteriormente.

Por el contrario, parece diferente en el caso de materiales dentales metálicos. El presente artículo pretende confrontar la significación del procesamiento de materiales dentales metálicos en la era CAD/CAM con la técnica convencional de colado.

Los proveedores de sistemas CAD/CAM dentales están deseando poder ofrecer tantos materiales distintos como sea posible para la fabricación de armazones, además de la máxima precisión. Si pensamos en los principios de esta técnica, todo empezó con el titanio. El material se consideró difícil de colar y la técnica de fresado prometió un procesamiento mecánico evitando el proceso de colado. Actualmente, el colado del titanio ha madurado y compite en técnica y en precio con el procesamiento mediante técnica de fresado. Así mismo, tras el establecimiento con éxito del titanio como material protésico, la presión de innovación ha virado hacia un nuevo material, la cerámica de óxido de zirconio, que desafía en gran medida a procesamientos de otro tipo. Por motivos económicos, una máquina debe cargarse hasta la máxima capacidad para amortizarla. Así es como se explica la creciente oferta de nuevos materiales para armazones. Además del rectificado del óxido de zirconio sinterizado a la máxima densidad y comprimido isostáticamente a alta temperatura (de ahí la denominación HIP, *hot-isostatic pressing*, y no HIPP), también se ofrece el procesamiento de la pieza blanca mediante el fresado del óxido de zirconio parcialmente sinterizado (lamentablemente hay que decir que algunos «expertos» no son aparentemente conscientes de las diferencias entre el fresado y el pulido, entre el procesamiento de la pieza en blanco y el procesamiento de la pieza en verde, o entre el zirconio metálico y el dióxido de zirconio cerámico). Incluso en cuanto a materiales para armazones metálicos aumenta la diversidad de ofertas. Además del titanio, de momento también se ofrece el fresado de metales preciosos, aunque categóricamente no se manifieste como una contribución al aumento de la rentabilidad.

El siguiente paso consiste en registrar otras aleaciones sin metales preciosos, sobre todo cromo-cobalto (CrCo). Desafortunadamente, los datos específicos del material –que los fabricantes de los materiales de colado dental normalmente ponen a disposición ampliamente y de acuerdo con las normas– son difíciles de encontrar en la región CAD/CAM. Por tanto, hay que cuestionarse si un procesamiento orientado a los materiales es posible absolutamente siempre.

En principio, la fabricación asistida por ordenador de prótesis es naturalmente independiente del material utilizado posteriormente en el tratamiento protésico, en tanto en cuanto concierne a la elaboración virtual de modelos y a la construcción de prótesis mediante CAD. Generalmente, las dimensiones específicas del material pueden y deben considerarse en la instrucción CAD, por ejemplo mediante cortes transversales opcionales y específicos del conector y grosor mínimos de pared o en la región cerámica considerando una contracción causada por el sinterizado. El grado de diferenciación posible es muy distinto de acuerdo con la especificidad del sistema.

En consecuencia, las informaciones específicas de los materiales para la elaboración asistida por ordenador de armazones con éxito es prácticamente una condición sine qua non. Así mismo, por motivos de protección del trabajo y del paciente, es necesaria una declaración precisa de la composición, la cual es habitual en el caso de materiales de

*¿Hasta qué punto es necesario conocer bien el material con la tecnología CAD/CAM?*

colado. Mientras se ofrezca un óxido de zirconio 100% puro (y eso es lo que se cree), se aplique  $ZrO_2$  en lugar de  $ZrO_2$  y mientras un fabricante de comida para bebés (no, no ALETE, sino la otra, HIPP) se identifique con la compresión isostática a alta temperatura, nos quedará una gran cantidad de conocimientos sobre el material en este sector innovador por adquirir.

## Materiales de colado y materiales para modelar

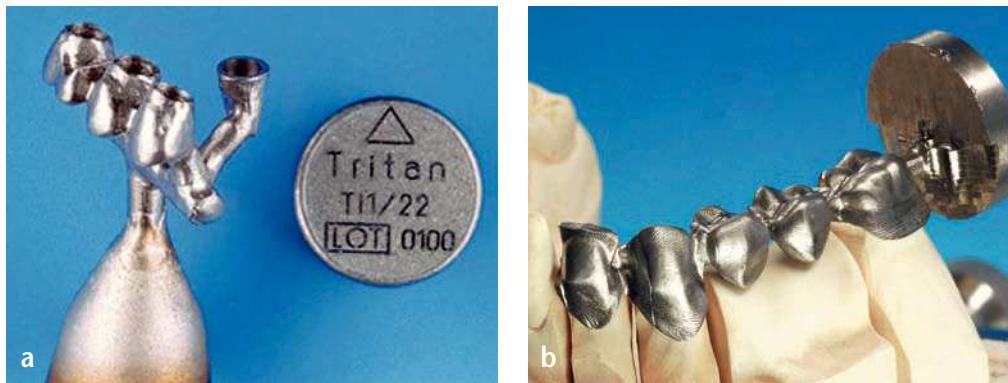
No sólo en cuanto a la técnica, sino también la medicina se ha enseñado durante mucho tiempo a diferenciar los materiales para la conformación del colado (materiales de colado) y, por el otro, para la conformación sin forma (materiales de modelar). La base de ambos procesos radica en la tendencia a conseguir que el componente se aproxime en la medida de lo posible al contorno final para mantener al mínimo los gastos adicionales de procesamiento originados por procesos erosivos como el torneo, el fresado o el pulido. Los retoques de un componente pueden mantenerse relativamente bajos puesto que puede conseguirse la aproximación al contorno final. En la técnica médica, un material para modelar se transforma en una cadera artificial mediante forjado. La prótesis forjada compite con la prótesis colada de la articulación de la cadera. Los sistemas para la elaboración individual de prótesis definitivas con recursos ilimitados han dejado de ser económicos y no han prevalecido.

Naturalmente, además de la biocompatibilidad y la biofuncionalidad siempre necesarias para el material de forjado y de colado, un material de colado exige unos requisitos distintos de los de un material de forjado. El material de colado debe ser muy líquido en estado fundido, debe tener una buena capacidad de llenado de los moldes y debe solidificarse sin poros ni cavidades y con una granulación fina. En un material de forjado, un requisito importante radica en que cuente con una buena capacidad de moldeo, lo cual presupone normalmente un alto grado de pureza del material<sup>1</sup>.

En la técnica médica, se lo considera según unos requisitos normativos diferenciados en aleaciones de forjado y de colado, que por ejemplo se reflejan en la serie de normas DIN ISO 5832<sup>2</sup> (materiales para implantes quirúrgicos).

Así mismo, el proceso de colado dental, por ejemplo de una corona o un puente, genera una estructura metalúrgica y las correspondientes propiedades mecánicas que responden al estado del llamado colado fino. Las estructuras de colado adecuadas pueden ser de grano grueso y presentar fallos de colado más o menos típicos como cavidades, porosidades, segregaciones y heterogeneidades que no sólo pueden conllevar unas propiedades mecánicas peores en comparación con las estructuras de grano fino, sino que también pueden suponer una tendencia a la corrosión y, en consecuencia, una compatibilidad reducida. Afortunadamente, la experiencia protésica y odontológica suelen demostrar que estos aspectos no se dan en materiales de colado de alta calidad como aleaciones con alto contenido de oro, aleaciones de CrCo y titanio puro. La Sociedad Alemana de Odontología, Estomatología y Ortodoncia (DGZMK, por sus siglas en alemán) menciona explícitamente en sus recomendaciones sobre aleaciones dentales<sup>3</sup> la resistencia a la corrosión de las aleaciones con alto contenido de oro, del titanio puro y de las aleaciones de CrCo, que en comparación es elevada. Adicionalmente, hay que destacar que la condición para ello es un procesamiento profesional en el laboratorio, independientemente de si se trata de un colado dental o de una fabricación mediante un proceso mecánico.

# INVESTIGACIÓN CERÁMICA



Figs. 1a y 1b. Titanio puro para el colado de titanio (Tritan, Ti 1, Dentaurum) y para el fresado (titonio puro de grado 2, Dentaurum/Cynovad).

En el ejemplo del titanio puro deben revelarse consecuentemente las diferencias entre el material de colado y el material para modelar.

Tanto para el colado protésico del titanio como para el fresado de un armazón se utiliza como material de partida un material modelable, normalmente como material en placas o en barras (fig. 1). El titanio puro está disponible como grado 1 a 4 con distintas resistencias. En el procesamiento de fresado, las propiedades de fijación se mantienen intactas; en el colado con titanio aumenta el límite de elasticidad y la resistencia a la tracción. El titanio puro de grado 1 colado presenta un límite de elasticidad de 460 MPa (Tritan, Ti Grad 1, Dentaurum, Ispringen, Alemania) y, por tanto, es apto para la realización de armazones más grandes con la técnica de colado, de acuerdo con una aleación de colado de metales preciosos de tipo 4. Por el contrario, el titanio puro de grado 1 fresado presenta una resistencia demasiado reducida para un puente de varias piezas o para altos niveles de carga (fig. 2). Las figuras 3a y 3b muestran que el titanio muy fresado no es igual que el titanio fresado. Las fundas fresadas se fabricaron con dos sistemas distintos. El titanio puro utilizado en cada ocasión varía notablemente en el ta-

## Ejemplo: titanio

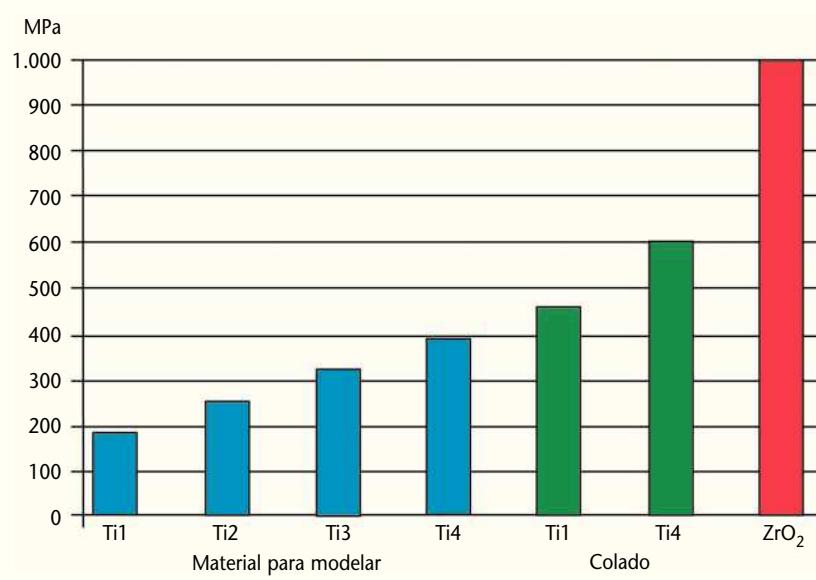
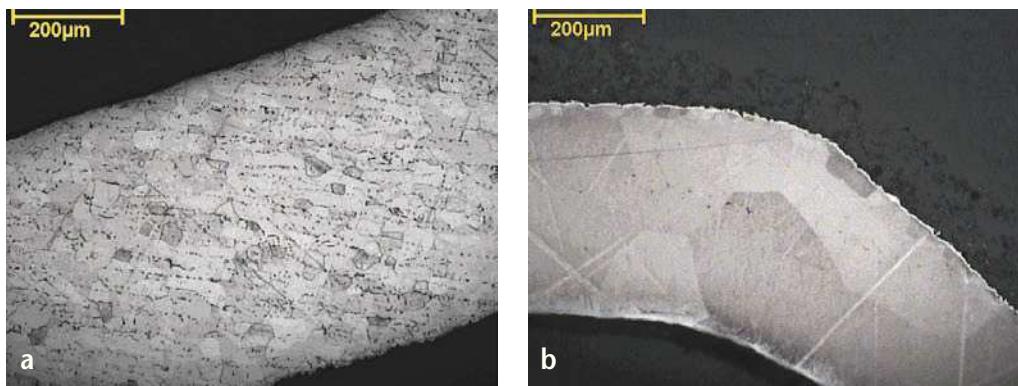


Fig. 2. Resistencia del titanio puro (en comparación con el ZrO<sub>2</sub>).



Figs. 3a y 3b. Funda fresada de titanio puro, distintos sistemas; a: tamaño de grano de aproximadamente 50 µm, dureza de 208 HV 0,1, textura laminar claramente visible; b: tamaño de grano de aprox. 200 µm, dureza de 173 HV 0,1, no hay textura visible.

maño de grano y la dureza. Si además tampoco se fresa ningún molde dental anatómicamente reducido o, a causa del sistema, apenas se pueden realizar sino que sólo puede tratarse de una funda de grosor constante en la medida de lo posible (que también puede ser demasiado reducido; fig. 3b), se preprograman los problemas potenciales.

El usuario debería procurar una declaración clara de la calidad del titanio utilizado y unos datos reproducibles para las propiedades de fijación. En el fresado del titanio también se atiende a las reglas conocidas por el procesamiento técnico<sup>4</sup>.

#### Ejemplo: cromo-cobalto

El titanio puro es realmente el material sin metales preciosos óptimo para el procesamiento mediante fresado en las prótesis dentales. Por otro lado, las aleaciones coladas de cromo-cobalto no sólo convencen desde hace 70 años como aleaciones de colado sobre el modelo clínicamente probadas, sino que también desde hace casi 25 años se usan como material sin metales preciosos en la región de las coronas y puentes. Por tanto, el argumento sugiere extrapolar este grupo de materiales a la técnica CAD/CAM. No obstante, se plantea la cuestión de la elección del material correcto.

En las aleaciones coladas de CrCo, los materiales modernos como Ramanium® star (Dentaurum) hoy presentan una dureza sorprendentemente reducida de 280 HV 10 para el sistema CrCo. En una pieza cruda de CrCo para un sistema de fresado CAD/CAM se midieron en una parte valores de dureza de 350 a 400 HV 10 y en la parte posterior valores de 550 a 600 HV 10. No hay que dejar de mencionar que el proveedor del sistema no mantiene en secreto un tiempo de procesamiento un 57% más largo y una reducción del 50% de la duración de la herramienta en comparación con el titanio para este material. Una explicación posible se halla en la consideración de la microestructura de este material (figs. 4a y 4b): sorprendentemente, esta pieza cruda CAD/CAM presenta una estructura de colado gruesa con una granulación muy grande, visible a simple vista. Una estructura de colado gruesa de este tipo apenas se consigue en el colado fino dental. De hecho, a partir de la composición, se trata de una conocida aleación de colado de CrCo que en la hoja de datos de seguridad del proveedor se caracteriza de la siguiente manera (resultados analíticos propios entre paréntesis): 60 a 66% de cobalto (64,1%); 0 a 6,0% de wolframio (6,3%); 20 a 32% de cromo (20,3%); 0,5 a 2,0% de silicio (0,7%); 5 a 6% de molibdeno (6,3%); 0 a 0,5% de carbono (0,03%); 0 a 1,0% de niobio (0,8%); 0,5 a 1,0% de manganeso (0,5%); 0 a 0,5% de boro (0,002%); 0 a 0,2% de nitrógeno (0,05%). Además, se halló un 0,5% de hierro y un 0,03% de níquel.

# INVESTIGACIÓN CERÁMICA

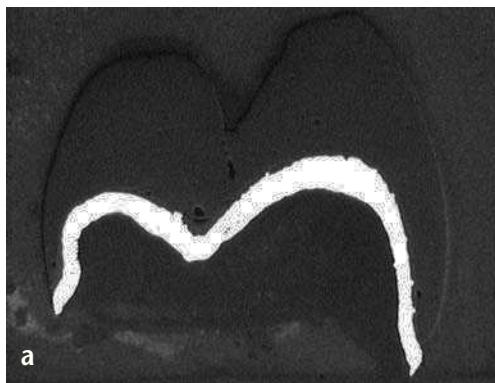


a

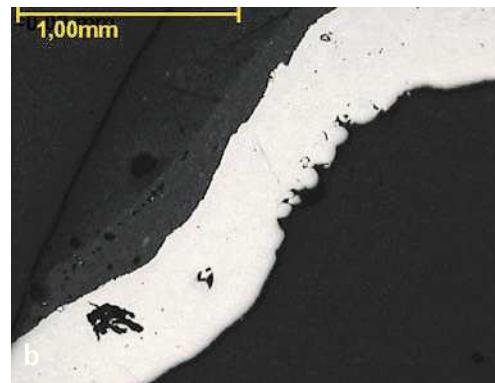


b 1 2 3 4

Figs. 4a y 4b. Pieza cruda de CrCo para el fresado; a: vista general; b: estructura de colado de grano grueso.



a



b

Figs. 5a y 5b. Fusión selectiva por láser de una aleación de CrCo; a: imagen macroscópica; b: vista detallada de a.

De ahí resulta evidente que incluso el intervalo de fluctuación no es suficiente para especificar la composición actual. A partir de la descripción de otro proveedor de sistemas, el lector puede deducir que aquí se trata de una «solución valiosa en la región de los metales preciosos a base de cromo-cobalto» y, con la estructura homogénea y óptima, se garantiza una calidad constante de la aleación y el procesamiento.

En el caso del titanio cabría dudar seguramente de la significación de utilizar un bloque colado grueso como pieza cruda para el fresado, ya que hay disponible una opción adecuada de medición y de material en el modelado.

El proceso de prototipo rápido propuesto como alternativa para el procesamiento CAD/CAM de aleaciones de CrCo consiste en la fusión selectiva con láser de una aleación de CrCo en forma de polvo y no nos lleva a ninguna solución adecuada: finalmente aquí también hay una estructura de colado que resulta de la fusión de la aleación en polvo con un rayo láser (figs. 5a y 5b). Por tanto, se plantea la cuestión de si se han descubierto todas las posibilidades de procesamiento del CrCo sin técnica de colado y no hay alternativas a la estructura de CrCo. El fresado sobre una estructura colada gruesa no tiene sentido, ya que luego se puede quedar igual en el proceso de colado probado.

De forma análoga a la cerámica, también se deben fijar moldes metálicos en una máquina-herramienta para procesarla con varios ejes, es decir, normalmente para fresarla. Las dimensiones de los moldes dependen del tipo de máquina y del planteamiento del problema. Tal como se ha mencionado, no tiene sentido fabricar estos moldes metálicos en el proceso de colado, ya que normalmente, debido a sus mayores dimensiones

## Perspectivas

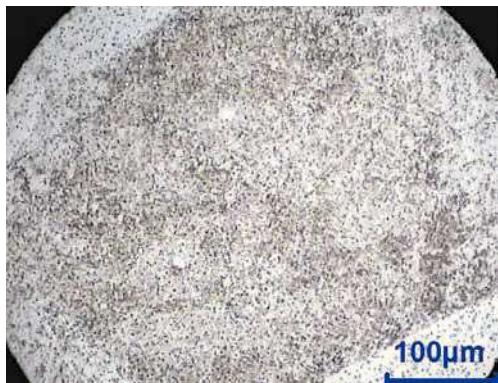


Fig. 6. Estructura de un hilo de soldadura de CrCo de 0,5 mm (Dentaurum).

**Tabla 1.** Aleación dental de CrCo remanium® star: comparación de las propiedades en el colado fino protésico y después del proceso de Dentaurum

Composición química (% en masa):

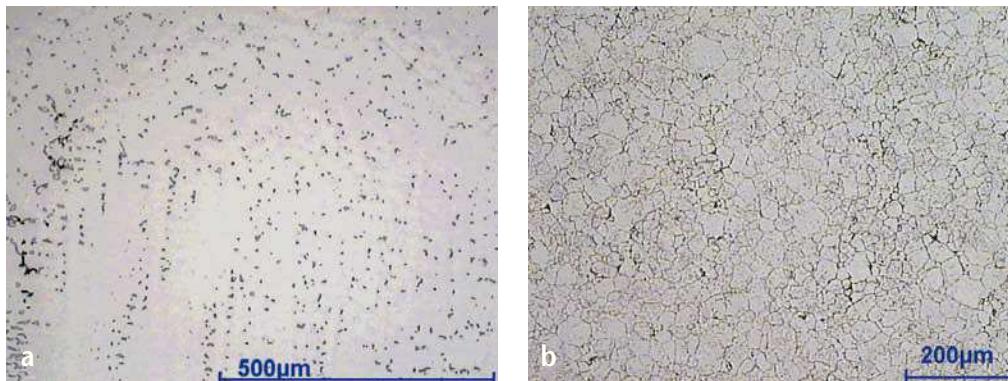
Co: 60,5%, Cr: 28%, W: 9%, Si: 1,5%, Mn: < 1%, N: < 1%, Nb: < 1%

	Colado protésico	Proceso de Dentaurum
Límite de elasticidad $R_{p,0,2}$ :	620 MPa	630 MPa
Resistencia a la tracción $R_m$ :	845 MPa	1.100 MPa
Dureza HV 10:	280	325
Alargamiento a la rotura $A_s$ :	10,2%	32%
Grosor:	8,6 g/cm <sup>3</sup>	8,6 g/cm <sup>3</sup>

o a la masa, son de grano grueso y en la aplicación del proceso de colado fino no se fabrica con un grano tan fino como los objetos de colado más pequeños, próximos al contorno definitivo y colados en un proceso protésico. En especial, en las aleaciones dentales de CrCo y NiCr sin metales preciosos, la estructura colada dendrítica típica de estas aleaciones hace que las propiedades mecánicas de una pieza dental elaborada a partir de un molde de este tipo sean, en comparación, peores que en un colado protésico directo. Con un modelado –compresión, forjado y laminado– se puede transformar la estructura gruesa primaria en una microestructura de grano fino con una mejor de las propiedades mecánicas, tal como muestra, por ejemplo, la estructura de un alambre de soldadura de CrCo fabricado por laminado y trefilado (fig. 6). El proceso de fabricación requiere mucho tiempo, esfuerzo y dinero. Se añade que el procesamiento técnico uniforme no es posible en todas las aleaciones dentales usadas comúnmente en el laboratorio dental, puesto que la modelabilidad depende en gran medida de la composición química y los elementos de la aleación pueden tener una gran influencia con una pequeña proporción y pequeñas impurezas. Por ejemplo, en las aleaciones para modelar implantes ortopédicos se añaden partes considerables de níquel para aumentar la modelabilidad de las aleaciones de CrCo, aunque el efecto alergénico de este elemento es conocido. La empresa Dentaurum ha desarrollado un proceso para la fabricación de moldes (p. ej., piezas crudas fresadas) a partir de aleaciones dentales, a través del cual las propiedades mecánicas especialmente opuestas a la fabricación de estas piezas mejoran considerablemente.

De este modo, los moldes fabricados tienen una estructura fina y presentan propiedades mecánicas mejoradas en comparación con la estructura de un colado fino dental, tal como ilustra la tabla 1.

La estructura de las aleaciones así fabricadas se caracteriza por una composición química igual que la de una estructura dendrítica en el estado de colado (fig. 7a), incluso con unas dimensiones grandes o una masa grande debido a una estructura globular fina (fig. 7b). Las ventajas de la estructura globular fina no son solamente la mejora de las propiedades mecánicas sino también la mejora de las propiedades tecnológicas especiales deseadas para la fabricación de piezas dentales: los gastos necesarios para el fresado de la pieza dental se reducen gracias a la mecanizabilidad y la corrección finalmente necesaria mejora con el protésico dental con la máxima ductilidad.



Figs. 7a y 7b. La aleación dental de CrCo Remanium® star; comparación de la estructura en un colado fino protésico (a) y tras el proceso de Dentaurum (b).

Es especialmente importante que pueden emplearse casi todas las aleaciones dentales que se pueden emplear en el laboratorio protésico para el proceso de colado, de modo que se puede confiar en la biocompatibilidad y en la experiencia clínica de las aleaciones dentales probadas. También se pueden fabricar cantidades relativamente pequeñas de aleación con un gasto financiero razonable.

¿Adiós al colado? La respuesta es «sí» en relación con los casos en los que el colado no tiene ningún sentido o prácticamente no lo tiene, por ejemplo en el colado de piezas crudas para la técnica de fresado. Un «no» tiene sentido en los casos en los que no hay alternativas mejores o de la misma calidad, ya sea desde el punto de vista técnico o económico.

Muy a menudo, los trabajos protésicos no se limitan a una corona o un puente pequeño. La versatilidad de la técnica de colado dental se manifiesta especialmente en tratamientos complejos, como por ejemplo en la prótesis combinada. En este caso, los materiales para armazones no metálicos no constituyen una alternativa y las aleaciones con metales preciosos, como por ejemplo las aleaciones de oro-platino, presentan desventajas debido a sus propiedades físicas. En cambio, con aleaciones resistentes sin metales preciosos se pueden tener en cuenta requisitos estéticos sin unos costes excesivos.

1. Bensmann G, Lindigkeit J. Verbesserung dernickelfreien Cobalt-Chrom-Molybdän-Endoprothesen durch Schmieden. Tech Mitt 1985, Band 43, Krupp-Forschung-Berichte.
2. DIN Deutsches Institut für Normung, Berlin, DIN ISO 5832, Werkstoffe für chirurgische Implantate, Teil 1 bis 12.
3. DGZMK: Metalle im Mund, DGZMK.de 1999;9:11-12.
4. <http://www.deutschetitan.de/ger/profi/kb3.html>.

## Conclusión

## Bibliografía

Jürgen Lindigkeit.  
Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, Turnstrasse 31, 75228 Ispringen, Alemania.  
Correo electrónico: juergen.lindigkeit@dentaurum.de

## Correspondencia