



Cerámicas sin metal: composición, propiedades, aplicación, valoración

Ralf Janda

Las restauraciones de cerámica sin metal pueden fabricarse a partir de diferentes cerámicas vítreas y cerámicas convencionales que tienen una resistencia claramente superior a la de las cerámicas de recubrimiento. Entre estas cerámicas se distinguen los siguientes grupos principales:

- Cerámica vítrea de óxido de silicio (también conocida como cerámica vítrea de dióxido de silicio, cerámica vítrea de silicato o cerámica vítrea de feldespato).
- Cerámica de óxido de aluminio, que puede modificarse con el óxido de zirconio o en una fase vítrea.
- Cerámica de óxido de zirconio (también denominada cerámica de dióxido de zirconio) en forma de policristales tetragonales de óxido de zirconio estabilizados con óxido de itrio.

Estos «materiales de base» pueden modificarse y procesarse de distintas maneras. Naturalmente existen otras cerámicas que también son resistentes y aptas para la aplicación técnica, pero que sin embargo no son adecuadas en odontología por su color. En un artículo anterior ya se habló de los principales procesos de tratamiento posibles de las cerámicas que son adecuadas para la aplicación dental. Aunque la diferencia entre el vidrio, la cerámica vítrea y la cerámica ya se explicó con detalle, se recuerda brevemente que esto es de

[Resumen]

Se puede partir de la idea de que para todas las indicaciones se dispone de cerámicas y procesos de elaboración adecuados. Para las restauraciones con grandes exigencias estéticas en la región frontal se dispone de una gran variedad de cerámicas de silicato o feldespato indicadas para carillas, inlays y coronas que se pueden procesar con la técnica de estratificación individual utilizando la barbotina o la compresión. Empress 2 y Optec OPC permiten también la fabricación de puentes de tres piezas para la región frontal así como la fabricación de onlays y coronas para la región lateral. Para todos los puentes de más de tres piezas de la región frontal y todos los puentes de la región lateral se debe utilizar una cerámica con policristales tetragonales de óxido de zirconio estabilizados con óxido de itrio. Estos tratamientos se fabrican con modernos procesos basados en la tecnología CAD/CAM y tienen una calidad muy buena.

Palabras clave

Vidrios. Cerámicas vítreas. Propiedades. CAD/CAM.

(Quintessenz Zahntech. 2007;33(1):46-60)

Introducción

importancia crucial tanto para la indicación y procesamiento como para su aplicación (por ejemplo, la técnica de adhesión). Las cerámicas vítreas son materiales que se fabrican mediante una cristalización controlada de vidrios de determinadas composiciones. Se distinguen por su estructura uniforme, finamente cristalina y sin poros, que conserva como componentes estructurales una proporción de fase vítrea, además de una fase cristalina³². Las cerámicas vítreas dentales son principalmente de origen silicatado, o sea, su componente principal es el dióxido de silicio (SiO_2). En contraposición a las cerámicas vítreas, las cerámicas tienen una estructura cristalina totalmente uniforme, es decir, los elementos (átomos, iones o moléculas) están agrupados en general en redes cristalinas definidas³⁰. A partir de las diferencias en la composición química y la estructura surgen no sólo propiedades físicas y químicas diferentes (resistencia, dureza, solubilidad), sino también diferencias en la transparencia y el color. De esta forma, las cerámicas vítreas de silicato son generalmente transparentes y por ello se pueden colorear estéticamente bien. Por contra, las cerámicas de óxido de aluminio y las cerámicas de óxido de zirconio son mayoritariamente de color blanco opaco y por este motivo no están indicadas para las reconstrucciones altamente estéticas, a menos que se recubran con cerámicas de recubrimiento. Puesto que en la ciencia de materiales odontológicos se utiliza el concepto *cerámica* como sinónimo de *vidrio* y *cerámica vítrea*, a partir de ahora sólo se hablará de cerámicas.

Composición y propiedades

Las tablas 1 y 2 subdividen las cerámicas sin metal según los puntos de vista que corresponden a los intereses del odontólogo y el protésico. La tabla 2 muestra dos otras subdivisiones más concretas. De esta forma, en una tabla se ordenan los materiales según su composición para diferentes ámbitos de indicación y en la otra se asignan posibilidades individuales de procesamiento a cada material. La tabla 3 muestra ejemplos de productos para cada una de las indicaciones, procesos y tipos de cerámica. En la tabla 2 ya se observa que la cerámica de óxido de zirconio, especialmente en forma de policristales tetragonales de óxido de zirconio estabilizados con óxido de itrio, es adecuada para todas las indicaciones que deben soportar las cargas más elevadas. Con los procesos adecuados se pueden fabricar puentes de hasta 14 piezas (véase la tabla 3). Esto es posible gracias a las propiedades de resistencia extraordinariamente buenas de los policristales tetragonales de óxido de zirconio estabilizados con óxido de itrio (fig. 1). Tal y como ya se explicó en el artículo de fundamentos, estas resistencias extraordinarias se consiguen añadiendo de un 3 a un 5% de Y_2O_3 , que sirve para estabilizar la fase cristalina tetragonal, mecánicamente muy resistente (fig. 2). Esta fase absorbe la energía originada por el efecto de grandes tensiones mientras pasa por la fase cristalina monoclinica, en la que casi se produce un cierre de las grietas por su gran necesidad de espacio. Se evita así la formación de grietas posterior o la propagación de éstas (fig. 3). La fuerza de resistencia de un material contra la propagación de grietas y la aparición de roturas frágiles se denomina resistencia a la rotura. La figura 4 muestra la re-

Tabla 1. Métodos de procesamiento de las cerámicas vítreas y las cerámicas convencionales

Proceso	Procesamiento	Cerámica vítrea	Cerámica
Fisión	Colado	X	–
	Compresión	X	–
Sinterización	Modelado libre	X	X
	Compresión	X	–
Mecanización	Fresado/pulido	X	X

Tabla 2. Ámbitos de indicación y características de procesamiento individuales de las cerámicas sin metal dentales

Ámbito de aplicación	SiO ₂	MgAl ₂ O ₄ espinela	Al ₂ O ₃	Al ₂ O ₃ modificado con vidrio	Al ₂ O ₃ infiltrado con gas	Al ₂ O ₃ reforzado con ZrO ₂ e infiltrado con gas	ZrO ₂
Carilla	X	–	–	–	–	–	–
Inlay	X	X	X	–	–	–	–
Corona/onlay	X	X	X	X	X	X	X
3-puente de tres piezas, anterior	X	–	X	X	X	X	X
> 3-puente de tres piezas, anterior	–	–	X	–	X	X	X
3-puente de tres piezas, posterior	–	–	–	–	–	X	X
> 3-puente de tres piezas, posterior	–	–	–	–	–	–	X
Características individuales							
Barbotina/polvo	X	X	X	X	X	X	–
Compresión	X	–	–	–	–	–	–
Colado	X	–	–	–	–	–	–
Fresado/pulido	X	–	X	X	X	X	X
Electroforesis (experimental)	–	–	–	–	–	–	X

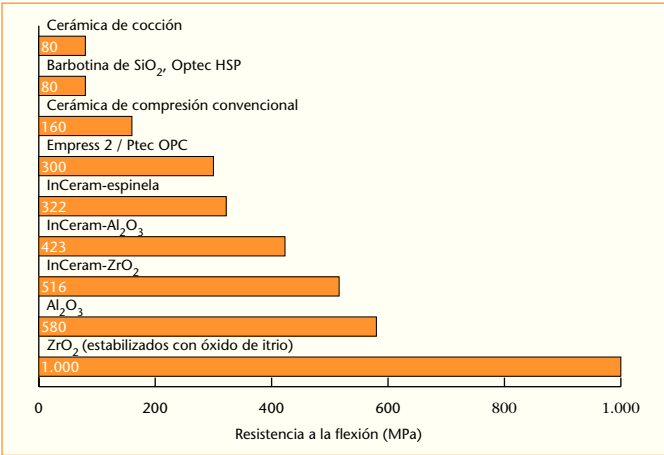


Fig. 1. El alto valor de resistencia a la flexión de la cerámica con policristales tetragonales de óxido de zirconio estabilizados con óxido de itrio sólo se consigue con material comprimido isostáticamente en caliente.

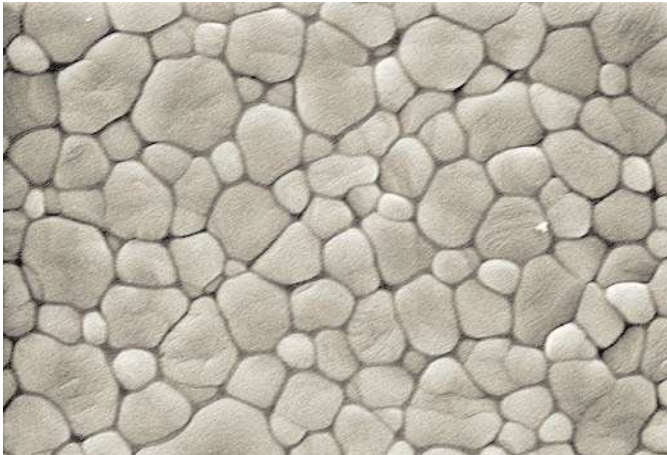


Fig. 2. Imagen con microscopio electrónico de barrido de la estructura cristalina del óxido de zirconio tetragonal.

sistencia a la rotura de toda una serie de materiales distintos¹⁹ y pone claramente de manifiesto que los policristales tetragonales de óxido de zirconio (PTZ) estabilizados con óxido de itrio están muy por detrás de los metales en cuanto a resistencia, pero son superiores a las sustancias duras del diente y al resto de materiales de sustitución. Falta mencionar que sólo la cerámica con PTZ estabilizados con óxido de itrio comprimida isostáticamente en caliente puede alcanzar las resistencias más elevadas (este material de fabricación especial se denomina también óxido de zirconio comprimido isostáticamente en caliente, HIP = hot isostatically pressing), puesto que aquí se reduce el volumen de poros al mínimo.

Tabla 3. Ejemplos de sistemas de cerámica sin metal y procesos de elaboración así como sus posibles ámbitos de indicación

Producto	Carilla	Inlay	Corona	Puente de 3 piezas, anterior	Puente de más de 3 piezas, anterior	Puente de 3 piezas, posterior	Puente de más de 3 piezas, posterior	Proceso	Material
Cera-Quick Press Cergo Carrara Press Imagine h.e. press	X	X	X	–	–	–	–	Compresión	SiO ₂
Optec HPC	X	X	X	X	–	–	–	Barbotina	SiO ₂
Dicor (importancia histórica)	X	X	X	–	–	–	–	Colado	SiO ₂
InCeram-espinela	X	X	X	–	–	–	–	Barbotina	MgAl ₂ O ₄ espinela
Empress 2 Optec OPC	X	X	X	X	–	–	–	Compresión	SiO ₂
InCeram-Alumina		X	X	X	X	–	–	Barbotina	Al ₂ O ₃ infiltrado con vidrio
InCeram-Zirconia	–	X	X	X	X	X	–	Barbotina	Al ₂ O ₃ , reforzado con ZrO ₂ , infiltrado con vidrio
EDC	–	–	X	X	–	X	–	Electroforesis	Al ₂ O ₃ , polvo de ZrO ₂
Celay	–	–	X	X	–	Con superficie de masticación	–	Copiadora- fresadora	SiO ₂ In-Ceram-Alumina In-Ceram-Zirconia (ambos sinterizados porosamente) Al ₂ O ₃ /ZrO ₂ (ambos sinterizados a la máxima densidad)
Cicero/Synthoceram	–	–	X	X	–	Con superficie de masticación	–	CAD/CAM Polvo	Al ₂ O ₃ modificado con vidrio
Procera	–	X	X	X	–	X	–	CAD/CAM Polvo	Al ₂ O ₃ (denso)
Cercon			X	X	X	X	X	CAD/CAM	ZrO ₂ (sinterizado porosamente)
Cerec	X	X	X	X	X	Con superficie de masticación	X	CAD/CAM	SiO ₂ , In-Ceram-Alumina (poroso) In-Ceram-Zirconia (poroso) Al ₂ O ₃ /ZrO ₂ (denso)
LAVA	–	–	X	X	X	X	X	CAD/CAM	ZrO ₂ (sinterizado porosamente)
DECIM	X	X	X	X	–	Con superficie de masticación	–	CAD/CAM	SiO ₂ ZrO ₂ (sinterizado a la máxima densidad)
DCS Precident	X	X	X	X	X	Con superficie de masticación	Hasta 14 piezas, superficie de masticación	CAD/CAM	SiO ₂ , In-Ceram-Alumina (poroso) In-Ceram-Zirconia X (poroso) Al ₂ O ₃ /ZrO ₂ (denso)
diGident	X	X	X	X	X	Con superficie de masticación	Hasta 14 piezas, superficie de masticación	CAD/CAM	SiO ₂ , In-Ceram-Alumina (poroso)

(denso) = se elabora material sinterizado a la máxima densidad

(poroso) = se elabora material poroso, sólo sinterizado (cuerpos verdes), que tras realizar la conformación se sinteriza a la máxima densidad

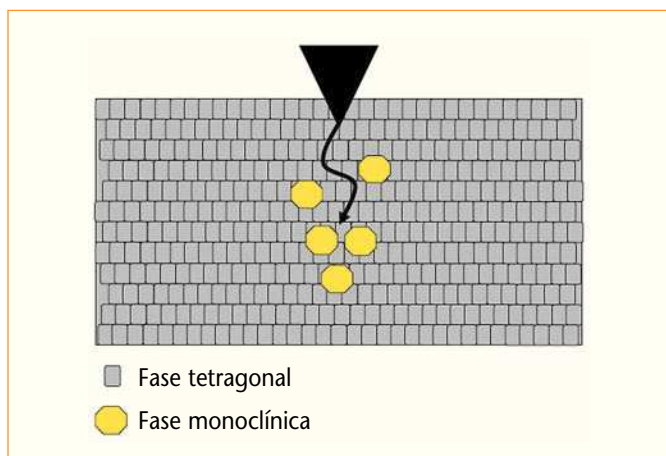


Fig. 3. Descenso del trazado de la grieta en una cerámica con polícrystalos tetragonales de óxido de zirconio estabilizados con óxido de itrio: transformación de la fase cristalina tetragonal de una cerámica con PTZ estabilizados con óxido de itrio a la fase cristalina monoclinica con formación de microgrietas por la expansión de volumen. La formación de grietas se detiene y se absorbe la energía.

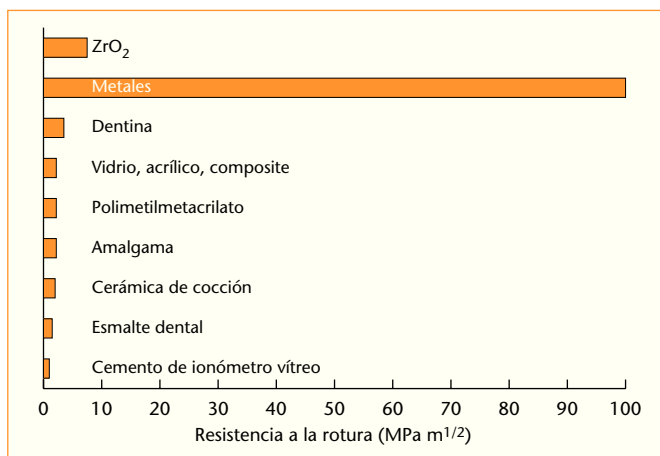


Fig. 4. Resistencias a la rotura de diferentes materiales según Kap-pert³.

La tabla 2 también muestra que no todas las cerámicas son adecuadas para cada indicación, sino que debe hacerse una selección. Igualmente, cada cerámica no puede procesarse con los mismos procesos de fabricación, como se deduce a partir de la tabla 3. Así pues, en conjunto, la situación parece poco clara, especialmente también por el gran número de técnicas de procesamiento posibles. Con la tabla 4 se intentó crear una clasificación simplificada y clara de las cerámicas según los requisitos de indicación dejando a un lado el proceso de fabricación, puesto que éste es más bien secundario. Además, son suficientes dos o tres procesos diferentes para usar todos los ámbitos de indicación con la cerámica correcta. La tabla 4 clasifica los ámbitos de indicación según la resistencia del tipo de material. Esta subdivisión podría haberse simplificado aún más, puesto que se reduce a las cerámicas de SiO₂ a partir de una resistencia a la flexión de aproximadamente 280 MPa y a los PTZ estabilizados con óxido de itrio. Para realizar trabajos de una gran estética en la región frontal, en todas las indicaciones, en primer lugar hay que exigir la resistencia más alta, y en segundo lugar, escoger el tipo de cerámica, que luego se recubre de forma estética.

En la aplicación se debe distinguir entre la fabricación de la restauración y el proceso de colocación.

Aplicación

Tal y como muestran las tablas 1 y 2, existen múltiples opciones de fabricación diferentes para crear restauraciones cerámicas sin metal a partir de los diferentes materiales que hay disponibles. Principalmente se pueden diferenciar tres procesos, que son:

Fabricación

- El modelado libre de una barbotina en un modelo ignífugo.
- La compresión en un molde hueco.
- Los diferentes procesos CAD/CAM.

Tabla 4. Ámbitos de indicación posibles dependiendo de la resistencia de la cerámica. Los valores de resistencia representan sólo valores de referencia, puesto que los datos recogidos en la literatura varían en cierta medida bastante. PTZ: policristales tetragonales de óxido de zirconio

Cerámica con resistencia a la flexión [MPa]	Carilla	Inlay	Corona anterior	Corona posterior	Corona, armazón	Puente de 3 piezas, anterior	Puente de más de 3 piezas anterior	Puente de más de 3 piezas, posterior
SiO ₂ hasta 80 MPa ¹	X	X	X	–	–	–	–	–
SiO ₂ a partir de 160 MPa ¹	X	X	X	–	–	X	–	–
SiO ₂ a partir de 280 MPa ¹	X	X	X	X	X	X	–	–
Al ₂ O ₃ a partir de 400 MPa ²	–	– Estética ³	– Estética ³	– Estética ³	X	X Armazón ⁴	X Armazón ⁴	–
PTZ estabilizados con óxido de itrio a partir de 800 MPa 2)	–	– Estética ³	– Estética ³	– Estética ³	X	X Armazón ⁴	X Armazón ⁴	X Armazón ⁴

¹Técnica de adhesión necesaria
²Fijación convencional
³Estética no óptima en esta indicación
⁴Indicado sólo para armazones

Aquí sólo se hablará brevemente de los aspectos principales y más característicos de los requisitos técnicos para el laboratorio. A causa de la gran cantidad de opciones y del hecho de que los productos y los sistemas van cambiando en muy poco tiempo, no se puede hacer ningún esquema detallado, esto debe quedar reservado para la literatura especializada o las publicaciones de las empresas correspondientes. El proceso de colado ya no se explica puesto que sólo tenía sentido en relación con el producto Dicor (Dentsply International y Corning Glass Works) y sólo tiene importancia histórica^{7,34,42}.

Modelado libre de una barbotina en un modelo ignífugo. El modelado libre del polvo cerámico mezclado con agua o con un líquido especial de modelado, la llamada barbotina, es el método de procesamiento más antiguo para fabricar restauraciones dentales de cerámica sin metal^{10,19}. En este caso se modela directamente una cerámica compacta coloreada de alto contenido en leucita (por ejemplo, Optec HPC) en un modelo ignífugo adecuado. Anteriormente, era habitual cocer primero una funda con una cerámica trabajada con la barbotina que contenía óxido de aluminio (aproximadamente un 40%), que después se recubría con una cerámica del color del diente (HiCeram, Vitadur N). Este proceso, sin embargo, ya no se utiliza actualmente. Se utilizan nuevos procesos para fabricar armazones de gran resistencia a partir de barbotinas de cerámica de óxido de zirconio (InCeram-Alumina) o barbotinas de óxido de aluminio reforzadas con óxido de zirconio (InCeram-Zirkon) que en una primera fase se sinterizan y en una segunda fase se infiltran con un vidrio especial. A continuación se realiza el recubrimiento estético con una cerámica de recubrimiento adaptada por dilatación térmica^{11,19,41}. En este punto cabe mencionar que siempre que se recubre una masa central especial con una cerámica de recubrimiento estética, las dilataciones térmicas de ambas masas deben coincidir evidentemente de forma óptima para que no se produzcan fisuras o desprendimientos. Para la precisión de ajuste de coronas y puentes que se modelan con barbotina es muy importante la calidad de la masa ignífuga. En lo que respecta a ésta hay que tener en cuenta que:

- La reacción de fraguado se realice sin cambios de volumen.
- No se produzca ninguna contracción de sinterización durante el proceso de cocción.
- El gradiente de dilatación térmica sea adecuado al de la cerámica que se debe cocer.

En cerámicas de silicato que tienen un gran porcentaje de vidrio, esta correspondencia debe alcanzar el intervalo de transformación del vidrio, y en las cerámicas «puras», la temperatura de sinterización.

Por otra parte, la cerámica también debe adaptarse a la masa ignífuga. Debe poderse ajustar bien al modelo y en el caso de una cerámica de silicato (cerámica vítrea) su intervalo de transformación debe estar claramente por debajo de la cristalización del cuarzo (575 °C). Por último cabe decir que el proceso de modelado con barbotina requiere mucho tiempo y una experiencia considerable.

Proceso de compresión. Seguramente la forma más antigua y simple del proceso de compresión proviene del protésico Dröge^{10,11}. Se trata de una técnica de compresión sencilla con cubetas en la que se realiza el modelado en cera en un modelo ignífugo. El contramolde también se realiza en la masa ignífuga y a continuación se retira la cera. La barbotina cerámica se echa en el espacio hueco, se calienta hasta alcanzar la temperatura de sinterización y seguidamente se comprime. Con un esfuerzo suficientemente grande naturalmente también es posible trabajar en capas. Sin embargo, este procedimiento es muy complicado, propenso a fallos y se obtienen resultados que no se adaptan suficientemente bien. Por este motivo, los trabajos de más envergadura no se realizan con este procedimiento. Actualmente se han impuesto los procesos de compresión en los que se utilizan piezas brutas cerámicas que se funden a una temperatura lo suficientemente alta y a continuación se comprimen al vacío en un molde hueco (fig. 5). Los objetos obtenidos pueden recubrirse de forma estética o colorearse con tintes cerámicos. Para ello existen productos como por ejemplo Optec OPC o Empress 2. El último proceso es el que se ha utilizado más ampliamente hasta ahora. Optec OPC es una cerámica vítrea con un alto contenido en leucita, necesaria para obtener resis-

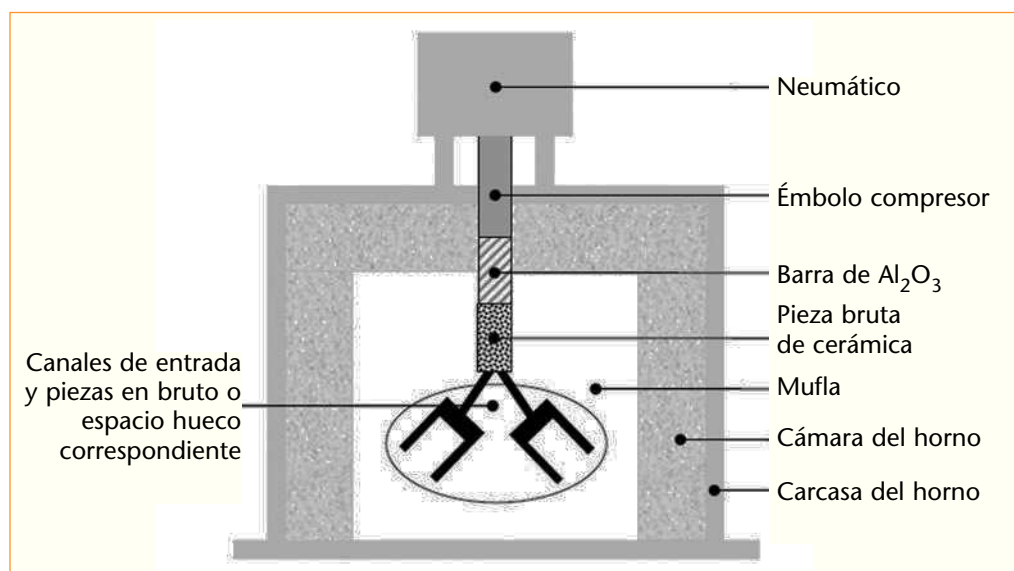


Fig. 5. Representación esquemática del proceso de compresión Empress.

tencias elevadas. Por consiguiente, su coeficiente de dilatación es elevado ($\alpha \approx 17 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$). Empress 2, una cerámica vítrea reforzada con disilicato de litio, por contra, tiene un coeficiente de dilatación bastante bajo ($\alpha \approx 10,7 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$). Para recubrir ambas cerámicas vítreas deben emplearse cerámicas adaptadas especiales en lo que respecta al coeficiente de dilatación. Las precisiones de ajuste conseguidas con Empress 2 se valoran como muy buenas^{4,5,9,16,19,40,46}.

Proceso CAD/CAM. En el proceso CAD/CAM el sistema Cerec es especialmente interesante para la práctica odontológica, puesto que puede emplearse al lado de la silla. Sin embargo, hay una versión especial para el trabajo en el laboratorio protésico. No se va a profundizar en los requisitos técnicos de laboratorio, sólo se mencionarán algunos aspectos especialmente importantes. Para el resto de indicaciones, como puentes grandes en la región frontal o tratamientos en la región lateral, sólo es necesaria una cerámica, la que contiene PTZ estabilizados con óxido de itrio, que se recubre estéticamente después del procesamiento para un armazón. Para la cerámica de óxido de zirconio, cuyo coeficiente de dilatación es muy bajo, deben emplearse también cerámicas de recubrimiento especiales. Sin embargo, para fabricar armazones de dióxido de zirconio no se pueden emplear los procesos habituales: aquí empieza la aplicación de los sistemas CAD/CAM. Rudolph et al³¹ hacen un repaso general muy bueno de cada uno de los procesos CAD/CAM, así como de su capacidad productiva. Todos los procesos CAD/CAM tienen la característica común de que los datos obtenidos de la impresión se procesan en un software especial con el que es posible diseñar posteriormente en el PC la construcción del armazón o la configuración de restauraciones acabadas, incluyendo las superficies de masticación. A continuación, el software envía órdenes a una fresadora o pulidora que generalmente tiene tres ejes y crea la restauración a partir de una pieza bruta grande. La determinación de los datos de impresión puede realizarse de diversas formas. Es posible tomar primero la impresión de forma convencional, utilizando un material de impresión en la cavidad bucal, y a continuación, como se suele hacer, elaborar un modelo en yeso. Sin embargo, a partir de aquí, la evolución de algunos procesos difiere. En unos, el protésico modela con cera la construcción habitual del armazón en el modelo de yeso y a continuación éste se mide con un escáner de 3D. En otros, el modelo de yeso se coloca directamente en el escáner y la construcción del armazón se realiza mediante el software. Con el sistema Cerec el registro de datos no sólo se puede realizar en el laboratorio con el escaneado ya descrito del modelo de yeso, sino que también es posible realizar el registro de datos directamente al lado de la silla con una cámara intraoral en 3D para carillas, inlays, onlays y coronas. Esta última posibilidad naturalmente es de gran interés para el odontólogo. Si se emplean piezas brutas hechas a partir de cerámicas de óxido de aluminio o de zirconio para el proceso de fresado o pulido, éstas pueden utilizarse para algunos procesos en estado sinterizado y comprimido isostáticamente a la máxima densidad, para otros sólo en estado poroso (lo que se conoce como cuerpos verdes). La elección de la forma depende del correspondiente procedimiento (véase la tabla 3, material «denso» o «poroso»). Por un lado, las piezas brutas porosas tienen la ventaja de que se pueden trabajar más rápidamente y desgastan poco las herramientas para pulir; por otro lado, deben sinterizarse a la máxima densidad durante un proceso de cocción re-

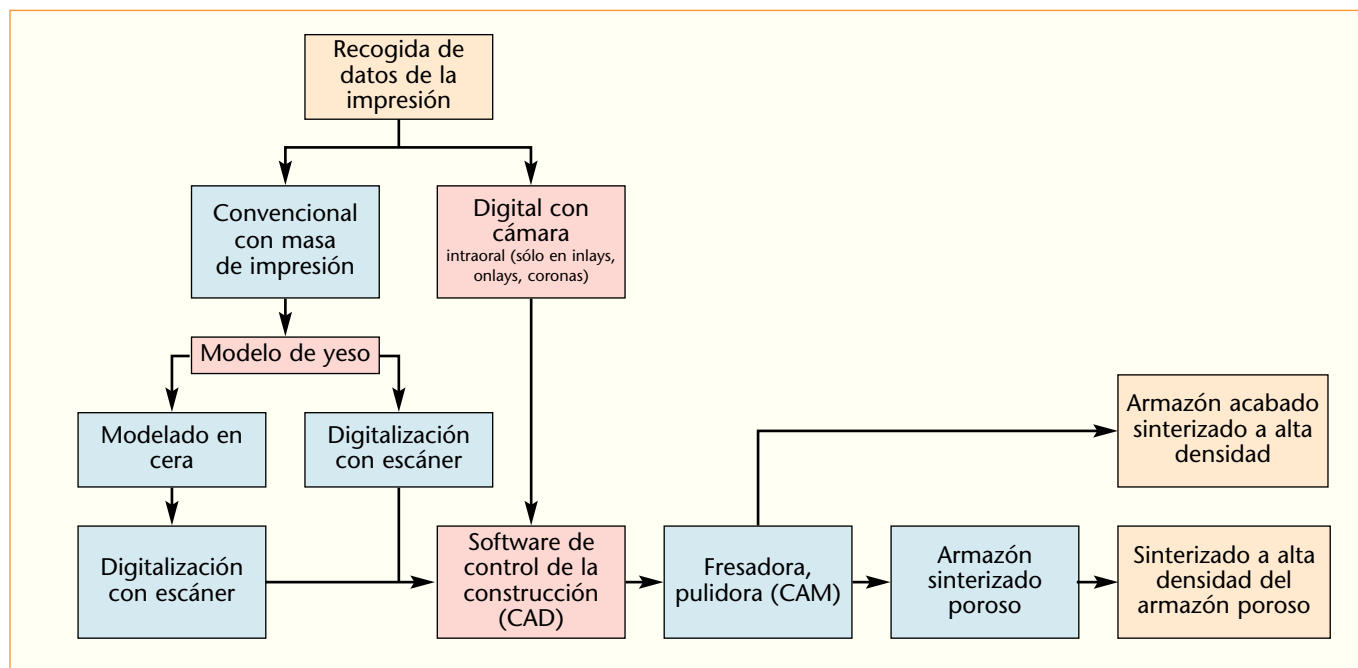


Fig. 6. Proceso de elaboración esquemático de diferentes sistemas CAD/CAM.

lativamente largo después del proceso de elaboración mecánico. En este proceso de sinterización tiene lugar una contracción de hasta un 20%. Por este motivo es necesario que el software calcule al alza las bases para datos a partir de la impresión, para medir exactamente este valor de contracción. Existen piezas brutas ya coloreadas, de forma que la cerámica de recubrimiento no debe cubrir un armazón completamente blanco, sino que puede aplicarse sobre un fondo de color parecido a los dientes. Las cerámicas de óxido de zirconio porosas y sinterizadas a la máxima densidad en una siguiente fase no presentan diferencias significativas en su resistencia inicial y su resistencia a la fatiga respecto a las cerámicas procesadas en estado sinterizado a la máxima densidad⁸. La figura 6 muestra esquemáticamente los diferentes pasos de fabricación, de forma que se puede tener una visión de conjunto rápidamente.

En este artículo no se explicarán los otros procesos presentados en la tabla 3 puesto que se han descrito ampliamente en la literatura^{1,8,12-15,17,19,20,22-27,33,36-39,43-45}. Por otra parte el número de sistemas de cerámica sin metal es tan grande que no se puede presentar por completo, especialmente a causa de los nuevos desarrollos en curso.

Con los nuevos sistemas de cerámica sin metal y su gran éxito es natural que también haya adquirido importancia la cuestión del método de fijación adecuado. En lo que respecta a las cerámicas de silicato (cerámicas SiO₂) la técnica de adhesión resultó absolutamente necesaria para conseguir buenos resultados clínicos²⁸⁻³⁰ (fig. 7). Aquí no se explicarán los posibles mecanismos de adhesión en el esmalte dental y la dentina así como los sistemas que les corresponden. En cierta medida estos mecanismos son suficientemente conocidos o están documentados en otras publicaciones^{28,29}. Sin embargo, la fijación a las cerámicas debe tratarse un poco más detalladamente.

Fijación

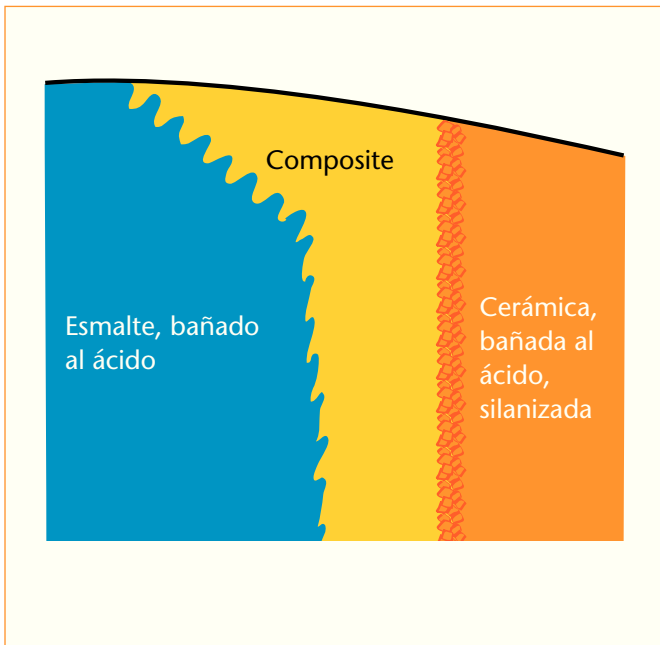


Fig. 7. Representación esquemática de la técnica de adhesión según Roulet et al.⁴².

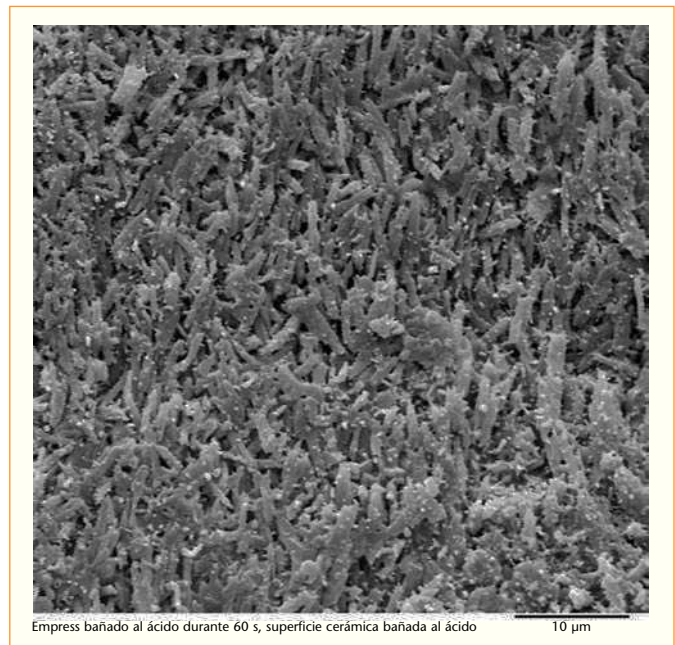
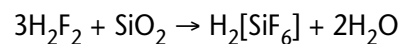


Fig. 8. Imagen de Empress 2 con microscopio electrónico de barrido, bañado al ácido durante 60 s con ácido fluorhídrico al 5%.

Normalmente, la superficie que se va a fijar en las cerámicas de silicato (también denominadas cerámicas de feldespato) se somete a un baño al ácido que contiene aproximadamente entre un 5-10% de ácido fluorhídrico, con lo que se obtiene una superficie claramente rugosa (fig. 8). Esta rugosidad surge a causa de la descomposición parcial de la red de SiO_2 después de la ecuación de la reacción:



A continuación la superficie se trata con la aplicación de silanos previstos para ello. En este sentido, por una parte, se impermeabiliza la superficie cerámica, lo que conduce a una humidificación óptima gracias al composite de fijación; por otra parte, sin embar-

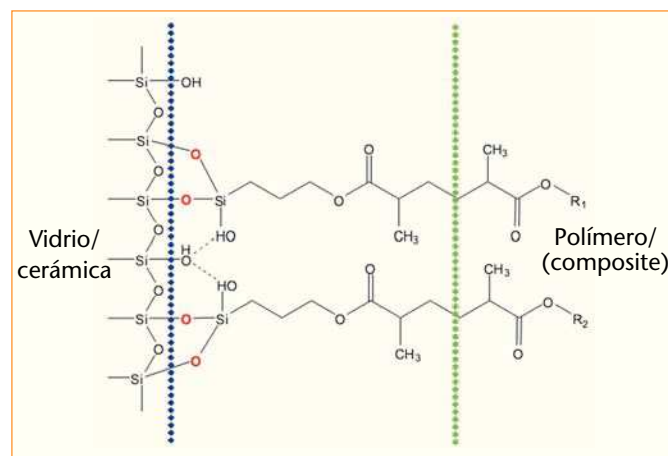


Fig. 9. Unión entre la cerámica y el composite de fijación mediante puentes de silano: enlace de los átomos, enlace de los puentes de hidrógeno.

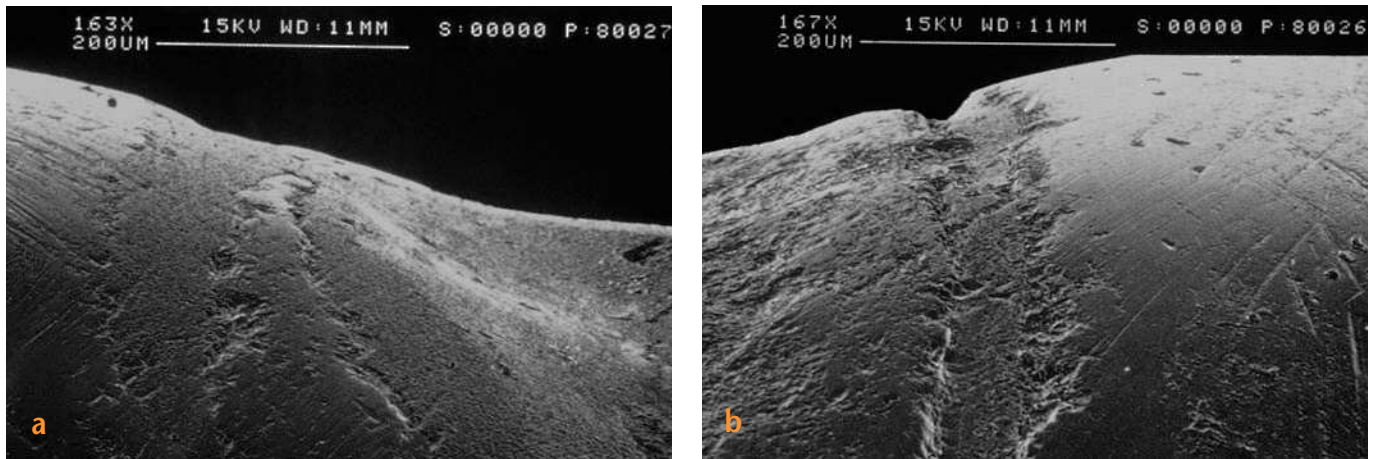


Fig. 10. Inlays fijados con composite. Inmediatamente después de la polimerización se cepillaron los bordes con un cepillo dental y acetona para retirar el material no polimerizado. a) El composite se cubrió con gel de glicerina antes de la polimerización. La polimerización fue completa hasta la superficie. b) Composite polimerizado en el que ha entrado aire. Se puede observar un claro desgaste de las entalladuras del composite (Roulet et al²).

go, el silano también se puede polimerizar con el composite sobre grupos de metacrilato existentes, con lo que se consigue una unión fija a la cerámica (fig. 9). Llegados a este punto cabe remarcar que está contraindicado fijar cerámicas de silicato con cementos, sólo deben utilizarse composites de fijación, que pueden subdividirse en los cuatro siguientes grupos:

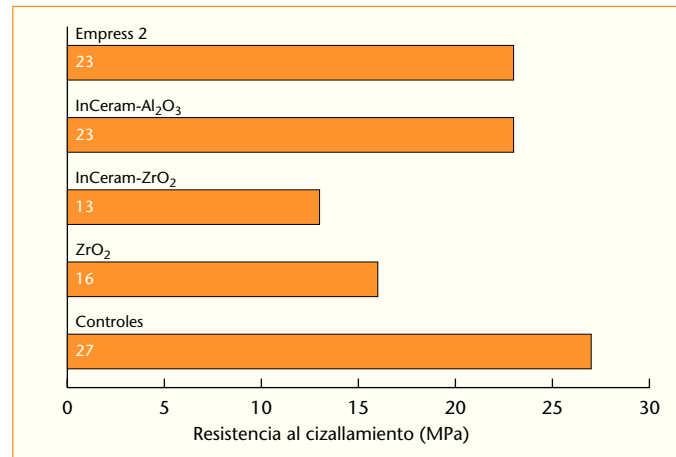
- fotopolimerizables
- autopolimerizables
- polimerizados dualmente
- polimerizados dualmente para la técnica de aplicación con ultrasonidos

Se han impuesto los materiales con polimerización dual porque, a diferencia de los fotopolimerizables, aseguran un mejor fraguado en regiones profundas y de mal acceso con luz. Sin embargo, especialmente para la fijación de inlays, se recomiendan también los materiales de polimerización dual, que son mucho más viscosos y se fijan mediante la técnica con ultrasonidos³⁰. Frente a los productos de viscosidad normal, estos materiales presentan una serie de ventajas:

- reducción del riesgo de rotura, puesto que se colocan sin impacto de fuerza
- coeficiente más alto de relleno, que equivale a una mejor resistencia a la abrasión
- consistencia fija que evita derrames
- eliminación del material sobrante antes de la polimerización
- penetración óptima de las muestras de grabado microrretentivas de esmalte y cerámica a través del efecto de los ultrasonidos

Igualmente, en la técnica con inlays hay que tener en cuenta que, antes de la polimerización, la entalladura del composite de fijación se debe cubrir con un gel protector transparente que no deje penetrar el aire. Así se evita la formación de la capa de inhi-

Fig. 11. Resistencia al cizallamiento medida después de 5.000 cambios de temperatura en agua entre +5 y 55 °C. La probeta cerámica pulida con papel de lija de 800 areniscas silíceas/pirolización con PyrosilPen 5 s cm⁻²/Silan SurAlink/Heliobond/Variolink II. Controles: Empress 2 pulido con papel de lija de 800 areniscas silíceas/H₂F₂ al 5% durante 60 s, Silan Monobond S/Heliobond/Variolink II (Monobond S, Heliobond, Variolink II: Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).



bición que aparece durante la polimerización, con lo que se evita también un desgaste precoz de la entalladura de fijación y con ello los puntos de retención no deseados³⁰ (fig. 10).

La técnica de adhesión mediante grabado al ácido fluorhídrico, tal y como se ha descrito anteriormente en las cerámicas de silicato, no se puede aplicar en cerámicas de óxido de aluminio o de zirconio. El motivo radica exclusivamente en que estos materiales son extraordinariamente estables al ácido y no son atacados por el ácido fluorhídrico, puesto que justamente no tienen SiO₂. Aunque primero esto era un inconveniente, se descubrió la ventaja de que se podían cementar cerámicas con óxido de aluminio y de zirconio de forma tradicional, con cementos de fosfato de cinc, por ejemplo, lo que es totalmente lícito por su resistencia mucho más elevada^{19,30}. En las coronas, la adaptabilidad resultó ser tan buena que sólo aparecen grietas muy pequeñas en el cemento y el desgaste es de importancia clínica más bien secundaria. Sin embargo sería deseable que en la técnica de adhesión se pudiera utilizar también las cerámicas de gran resistencia, más que nada para asegurar una mayor estabilidad de la entalladura del composite de fijación en los inlays. Existen una serie de procesos de tratamiento de superficies¹⁸ que están ampliamente investigados y acreditados, como por ejemplo:

- Rocatec (3M ESPE, Seefeld, Alemania)
- Panavia F (Kuraray, Frankfurt del Meno, Alemania)
- Cojet (3M ESPE, Seefeld, Alemania)
- PyrosilPen (SurA Instruments, Jena, Alemania)

Especialmente los tres últimos procedimientos son interesantes para el odontólogo puesto que se pueden utilizar al lado de la silla. El proceso con PyrosilPen, que ya hemos contrastado ampliamente desde hace algunos años, es relativamente desconocido¹⁸. Este método se basa en un recubrimiento pirolítico de la superficie cerámica, que sólo dura aproximadamente 5 s por cm², con una silanización final. Con este proceso se pueden fabricar uniones fijas entre la cerámica y el composite de fijación (fig. 11). En otro momento explicaremos los diferentes procesos de unión.

Tabla 5. Valoración clínica de las cerámicas sin metal⁹

Sistema	Material	Evaluación	Corona anterior	Corona posterior	Indicacion inlay, onlay, carillas	Puente anterior	Puente posterior
Metallkeramik		Observación [a] Supervivencia [%] Fracaso [%pa]	–	–	–	5 96	10 87 1
Verschiedene	SiO ₂	Observación [a] Supervivencia [%] Fracaso [%pa]	–	–	10 90 –	–	–
Empress 1	SiO ₂	Observación [a] Supervivencia [%] Fracaso [%pa]	5-7 85-94,8 1-2,3		10 90 –		
Empress 2	SiO ₂	Observación [a] Supervivencia [%] Fracaso [%pa]	–	–	10 90 –	2 95,1 –	2 86,3 –
Cerec	SiO ₂	Observación [a] Supervivencia [%] Fracaso [%pa]	–	–	9 95,5 0,5	–	–
InCeram Alumina		Observación[a] Supervivencia [%] Fracaso [%pa]	–	–	–	3-6 90,9 –	
CAD/CAM y Cerec 3	ZrO ₂	Observación [a] Supervivencia [%] Fracaso [%pa]	–	–	–	4 100 (armazón)* 0	

[a] = años, [%] = tasa de supervivencia en %, [%pa] = tasa de fracaso anual.
*desprendimientos sólo con recubrimiento del 0-4,6%.

Las modernas cerámicas sin metal y sus procesos de elaboración alcanzan resultados muy buenos en las investigaciones *in vitro* de sus propiedades de resistencia, estética y adaptabilidad. Actualmente se pone en duda su comportamiento en la práctica clínica. Debe remarcarse que además de la técnica de adhesión, que en las cerámicas de silicato es una condición indispensable, la preparación correcta de todas las cerámicas sin metal es decisiva para obtener resultados clínicos satisfactorios. Kern²² remarca que todas las transiciones de las paredes de preparación deben redondearse hasta la base de las cavidades. También hace más observaciones importantes sobre la preparación de inlays, coronas frontales y laterales, así como pilares para puentes. Como borde para las coronas se recomiendan las gargantas o las capas con soportes redondeados. Para cada opción recomendamos consultar la literatura²². Por último hay que decir que con las cerámicas con óxido de zirconio es posible crear armazones más complejos que con las cerámicas de silicato, por su mayor resistencia. La tabla 5 muestra una visión general a modo de resumen de las comprobaciones clínicas de diferentes sistemas y tipos de cerámica. La región frontal con puentes de hasta tres piezas no presenta problemas y puede tratarse con cerámicas de silicato de forma duradera y estética. Para regiones donde existen cargas elevadas, como en el caso de puentes de más de tres piezas en la región frontal y en toda la región lateral, el uso de cerámica con óxido de zirconio predomina inequívocamente. Aunque se habla poco del desprendimiento de las cerámicas

Valoración

de recubrimiento, se puede deducir que esta problemática también se solucionará en un futuro próximo. A pesar de que son poco apreciados, los estudios controlados clínicamente a largo plazo son recomendables también para la cerámica de óxido de zirconio. Sin embargo, se puede decir que, por las extraordinarias propiedades mecánicas y la elevada resistencia de los PTZ estabilizados con óxido de itrio, con una gran probabilidad no se alcanzará el valor crítico de fatiga de material en la vida útil de todas las cerámicas, que tendría como consecuencia un fallo¹¹. Naturalmente también hay que tener en cuenta que puede ser necesario volver a retirar una restauración de óxido de zirconio o reparar una corona. También en estos casos los fabricantes ofrecen actualmente instrumentos rotatorios especiales que se adaptan a la gran dureza de este material. En el ámbito de las cerámicas vítreas para odontología, desde el punto de vista clínico y la ciencia de los materiales la calidad es muy elevada y cabe esperar que este tipo de material se imponga aún con más fuerza en el futuro.

Bibliografía

1. Baltzer A, Vanik KJ. Die Belastbarkeit von Vita In-Ceram. Quintessenz Zahntech 2003;29:1318-1342.
2. Blatz BM. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. Quintessence Int 2002;33:415.
3. Brauner J. Dissertation: Klinische Bewertung von Kronen und Brücken aus Lithium-Disilikat-Glas-keramik. Medizinische Fakultät der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen, 2003.
4. Brix O, Mayer H, Stryczek K. Vollkeramische Restaurationen mit Empress 2. Quintessenz Zahntech 1999;25:1206.
5. Brix O, Edelhoff D. Eine tragfähige Beziehung – Erste Erfahrungen mit einem neuen Schichtmaterial für IPS Empress 2. Quintessenz Zahntech 2002;28:1218.
6. Dröge GGJ. Die Keramikanpreßtechnik nach Dröge. Quintessenz Zahntech 1991;17:805.
7. Egger B. Dicor-Plus-E-Keramikmassen – eine modifizierte Schichttechnik. Quintessenz Zahntech 1994;20:945.
8. Erdelt K, Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Gernet W. Die Biegefestigkeit von weißkörpergefrästem Zirkoniumdioxid. Quintessenz Zahntech 2004;30:942.
9. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. Quintessence Int 2002;33:503.
10. Gehre G i K HF, Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Kapitel: Keramische Werkstoffe. Heidelberg: Hüthig Verlag, 1996.
11. Geis-Gerstorf J, Fässler P. Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkonoxid-TZP und InCeram. Dtsch Zahnärztl Z 1999;54:692.
12. Hajto J, Schenk H. Optische Eigenschaften von Verblendkeramiken auf Kronengerüsten aus Zirkoniumdioxid. Quintessenz Zahntech 2006;32:466.
13. Harisis D. Ästhetische Zahnrestauration mit Vollkeramikronen. Quintessenz Zahntech 2002;28:1360.
14. Harisis D, Pelekanos S. Die ästhetische Vollkeramik-Maryland-Brücke. Quintessenz Zahntech 2003;29:448.
15. Hegenbarth EA. Ästhetik, Wissenschaft und Ergonomie einer neuen Keramikgeneration. Quintessenz Zahntech 2004;30:1010.
16. Höland W. Pressbare Glaskeramiken: IPS Empress® und IPS Empress®2. Quintessenz Zahntech 2000;26:723.
17. Hopp M, Strietzel FP, Krueger H, Sommerfeld D, Freudenreich F, Lange K-P. Verschraubte Implantatsuprakonstruktionen aus Vollkeramik – eine Pilotstudie. Quintessenz Zahntech 1997;23:1329.
18. Janda R, Roulet JF, Wulf M, Tiller HJ. A new adhesive technology for all-ceramics. Dent Mater 2003;19:567.

19. Kappert H F. Vollkeramik – Werkstoffkunde – Zahntechnik – klinische Erfahrung. Berlin: Quintessenz Verlags GmbH, 1998.
20. Kern M. Computergestützte Kronen- und Brückentechnik mit neuen Perspektiven. Quintessenz Zahntech 2004;30:966.
21. Kern, M.: Keramik-Spezialisten zogen Bilanz. Quintessenz Zahntech 2004;30:1147.
22. Kern M. Vollkeramik auf einen Blick. Quintessenz Zahntech 2006;32:514.
23. Kurbad A, Reichel K, Basler F. CAD/CAM-gefertigte Vollkeramikprimärkronen. Quintessenz Zahntech 2003;29:74.
24. Löhr T. Lust auf Vollkeramik – Vollkeramische Restaurationen aus evopress. Quintessenz Zahntech 2003;29:944.
25. Lubberich AC, Vergoosen E, Rademacher B, Walkenbach K. Drei Vollkeramiksysteme im Vergleich – aktueller Stand. Quintessenz Zahntech 1995;21:783.
26. Mörmann H, Bindl A, Lüthy H, Rathke A. Der Einfluß von Präparation und Befestigungsmethode auf computergefertigte Vollkeramikronen. Quintessenz Zahntech 1999;25:649.
27. Riquier R, Geneletti E, Hundhammer M, Mehling K. Universal ist nicht universell. Quintessenz Zahntech 2004;30:958.
28. Roulet JF, Herder S. Seitenzahnversorgung mit adhäsiv befestigten Keramikinlays – Grundlagen, Herstellung und klinisches Vorgehen. Berlin: Quintessenz Verlag, 1989.
29. Roulet JF, Degrange D. Adhesion – The Silent Revolution in Dentistry. Berlin: Quintessenz Verlag, 2000.
30. Roulet J-F, Janda R. Keramiksysteme der Zukunft. Quintessenz Zahntech 2004;30:986.
31. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RC. CAD/CAM – Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik. Dtsch Zahnärztl Z 2003;58:559.
32. Salmang H, Scholze H. Keramik, Teil 2: Allgemeine Grundlagen und wichtige Eigenschaften. 6. Auflage. Heidelberg: Springer Verlag, 1983.
33. Schäfer A, Lauer K. Bruchfestigkeitsuntersuchungen an Vollkeramikbrücken mit unterschiedlichen In-Ceram-Gerüstkonstruktionen. Quintessenz Zahntech 1996;22:1123.
34. Scherrer SS, De Rijk WG, Wiskott HW, Belser UC. Incidence of fractures and lifetime predictions of all-ceramic crown systems using censored data. Am J Dent 2001;14:72.
35. Schmidseider A. Die Preßtechnik nach Dröge – Neues aus dem Labor. Quintessenz Zahntech 1992;18:875.
36. Schünemann J. Vollkeramik im Wandel der Zeit – Teil 1. Quintessenz Zahntech 1999;25:530.
37. Schünemann J. Vollkeramik im Wandel der Zeit – Teil 2. Quintessenz Zahntech 1999;25:640.
38. Schweiger J, Beuer F, Eichberger M. Ein neues Vollkeramiksystem. Quintessenz Zahntech 2006;31:486.
39. Seitz J, Scharl V. Die Doppelkronentechnik aus Vollkeramik und NE-Metall. Quintessenz Zahntech 2000;26:1253.
40. Sorensen JA. Das System IPS Empress 2 – Möglichkeiten und Grenzen. Quintessenz Zahntech 2000;26:240.
41. Stephan M, Nickel K G. Zum Haftmechanismus beim Verblenden von Dentalkeramik: InCeram Alumina und Vitadur. Quintessenz Zahntech 1998;24:147.
42. Tsibidis, O., Vryonis, B.: Dicor-Facetten. Quintessenz Zahntech 1989;15:159.
43. Völkl L. Cercon® – Das CAM-Vollkeramik-System von Degussa Dental. Quintessenz Zahntech 2001;27:1004.
44. Wetzler M. Erste praktische Erfahrungen mit de Vita In-Ceram Zirconia Vollkeramik – ein Patientenfall, klinisch und technisch dargestellt. Quintessenz Zahntech 1999;25:398.
45. Zel J v d. CICERO® – integrale Dienstleistung in Vollkeramik. Quintessenz Zahntech 2001;27:1010.
46. Zeuner U. Viel Keramik und eine Prise Metall – Totalsanierung mit IPS Empress 2 und IPS d.Sign. Quintessenz Zahntech 2002;28:332.

Prof. Dr. Ralf Janda.

Heinrich-Heine-Universität, Westdeutsche Kieferklinik, Poliklinik für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde, Moorenstr. 5, 40225 Düsseldorf, Alemania.

Correo electrónico: rjanda1108@aol.com

Correspondencia