

## [Resumen]

La elevada resistencia a la rotura del dióxido de zirconio constituye el motivo para su fiabilidad como material de estructura para la prótesis dental de una y varias piezas bajo carga intensa. Pese a la elevada opacidad del material, pueden emplearse con éxito estructuras de dióxido de zirconio para la reposición con coronas en la zona de los dientes anteriores, incluso cuando se desea un efecto translúcido intenso. Mediante la combinación de la técnica CAD/CAM con una técnica de reconstrucción adecuada y unos materiales de recubrimiento apropiados es posible obtener para estas restauraciones materiales cerámicos altamente resistentes con un excelente resultado estético.



## Palabras clave

Dióxido de zirconio. CAD/CAM. Estética. Fotoconductividad. Cerámica de recubrimiento. Técnica de reconstrucción.

(Quintessenz Zahntech. 2009; 35(11):1394-406)

## Coronas de dientes anteriores con estructura de dióxido de zirconio Lava y un recubrimiento de IPS e.max Ceram

**Renan Belli, Jackeline Coutinho Guimarães, Wilmar Porfírio y Luiz Narciso Baratieri**

### Introducción

Los avances actuales en el ámbito del diseño y la elaboración asistidos por ordenador (CAD/CAM) han conducido también a cambios en la confección de las prótesis dentales indirectas. Para los pasos críticos para el éxito que hasta ahora se ejecutaban manualmente, actualmente se emplean elementos de software y hardware altamente especializados. De esta transición a los procesos asistidos por ordenador se beneficia también el trabajo del odontólogo y del protésico dental, cuya productividad se ve incrementada por la confección estandarizada, facilitando al mismo tiempo un control de calidad más eficiente<sup>3</sup>. Una de las principales ventajas de la técnica de fresado CAD/CAM reside en la posibilidad de confeccionar distintos tipos de prótesis dental –incluidas estructuras para coronas individuales y puentes de gran envergadura, así como pilares de implante– en material cerámico de dióxido de zirconio altamente resistente. La elevada resistencia a la rotura del dióxido de zirconio<sup>5,9</sup> en comparación con la cerámica vítrea convencional y las cerámicas de infiltración con vidrio con elevado contenido en óxido de aluminio es

responsable de su mayor fiabilidad como material de estructura para la prótesis dental de una y varias piezas bajo carga intensa<sup>5</sup>. La elevada tenacidad a la rotura, dureza y metaestabilidad del dióxido de zirconio impiden la propagación rápida de las fisuras y garantizan una elevada resistencia a la fatiga bajo carga cíclica en entornos tanto secos como húmedos<sup>11</sup>, lo cual constituye un requisito para una suficiente resistencia mecánica y longevidad de la prótesis dental. Las repercusiones positivas de las propiedades mecánicas del dióxido de zirconio en relación con la técnica de fresado CAD/CAM ya han sido investigadas en estudios clínicos a corto y medio plazo muy prometedores<sup>10,12,15,16</sup>, los cuales llegaron a la conclusión de que este material proporciona resultados clínicamente aceptables y fiables.

Las fracturas de restauraciones de cerámica sin metal recubiertas con estructura de dióxido de zirconio son infrecuentes. En cambio, a menudo se observan desconchamientos o desprendimientos de la cerámica de recubrimiento quebradiza, menos resistente<sup>5</sup>. En un material de estructura tan resistente como el dióxido de zirconio, las tensiones tienden a concentrarse en las zonas más débiles de la restauración recubierta, es decir, ya sea en el propio recubrimiento, ya en la transición entre el recubrimiento y la estructura<sup>2</sup>. Algunos sistemas cerámicos trabajan con un liner especial, que por un lado debe mejorar la unión entre el recubrimiento y la estructura y por otra parte debe enmascarar la estructura. Sin embargo, el uso de este liner no parece incrementar significativamente la resistencia de la unión entre el recubrimiento y la estructura. En cambio, sí pudo demostrarse que mediante el chorreado de la superficie de dióxido de zirconio con óxido de aluminio es perfectamente posible obtener una unión más firme<sup>1,2</sup>, sin merma de la resistencia a la flexión<sup>4,17</sup>.

Si se utiliza un material de estructura tan altamente resistente, ello influye también en las especificaciones para la preparación del diente. En la zona de los dientes posteriores, el grosor de pared recomendado de la estructura de la corona es de 0,5 mm, a fin de prevenir la sobrecarga y la fatiga<sup>5,13</sup>. Para una estructura de dióxido de zirconio con un grosor de 0,3 mm se midió una resistencia de 455 a 730 N<sup>13</sup>, entre tres y cuatro veces superior al promedio de las fuerzas oclusales en la zona de los dientes anteriores<sup>6</sup>. En consecuencia, para los dientes anteriores podrían estar indicadas estructuras de corona con un grosor de 0,3 mm, sin que exista un mayor peligro de deformación, en combinación con un estilo de preparación conservador en términos generales, de este modo en algunos casos incluso podrían evitarse tratamientos endodónticos.

El sistema de cerámica sin metal Lava (3M ESPE, Seefeld, Alemania) confecciona estructuras de dióxido de zirconio para coronas y puentes en la zona de los dientes anteriores y posteriores mediante un procedimiento controlado por CAD/CAM. El sistema consta de un escáner óptico sin contacto (Lava Scan) y una aplicación de software (Lava CAD), mediante la cual se analizan los datos y se diseña la estructura. El modelo seguetado se coloca en el escáner, donde es explorado desde hasta 28 direcciones distintas con haces de luz blanca. Los sensores ópticos registran la luz reflejada, almacenan automáticamente los datos y muestran el resultado en la pantalla como imagen en 3D. En este modelo 3D virtual se muestran también automáticamente los límites de la preparación. Las adaptaciones de la forma y la incorporación de pónicos, conectores y espigas de sujeción tienen lugar dentro del propio software. Los datos se almacenan en una base de datos. Es posible programar el software de tal manera que puedan fresarse automáticamente varias estructuras sucesivamente.

El sistema de cerámica sin metal Lava



Fig. 1. Piezas en bruto de dióxido de zirconio Lava Ceram.



Fig. 2. Las fresadoras CAM Lava Form.

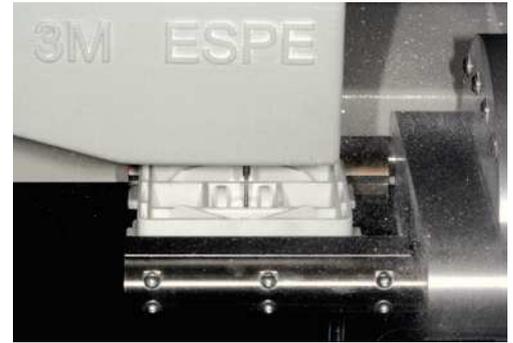


Fig. 3. Pieza en bruto de dióxido de zirconio durante el proceso de fresado.

Los datos se complementan en la fresadora (Lava Form), en cuya cámara se mecanizan piezas en bruto de dióxido de zirconio presinterizadas (Lava Frame) mediante fresas bastas y finas (figs. 1 a 3).<sup>\*</sup> Estas piezas en bruto de dióxido de zirconio están disponibles en diferentes formas y tamaño para prótesis dentales de una y varias piezas. Tras el fresado, se separa la estructura terminada de su soporte mediante un disco diamantado, y se pulen los salientes de las espigas de sujeción y las eventuales irregularidades de la superficie. Dado que las piezas en bruto de dióxido de zirconio Lava-Frame son cuerpos en verde, tras el fresado es preciso sinterizar las estructuras a fin de alcanzar su forma y adaptación definitivas y sus propiedades mecánicas. Antes de la sinterización en el horno de sinterización (Lava Therm, 3M ESPE), pueden colorearse las estructuras terminadas mediante solución colorante (Lava Frame Shade), la cual está disponible en siete colores distintos (FS1 a FS7) conforme a los colores del anillo de colores Vita-Classic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania). La sinterización dura aproximadamente 11 h, y durante la misma se alcanza una temperatura de 1.500 °C. Durante la sinterización, el dióxido de zirconio se contrae aproximadamente un 25% y alcanza una densidad superior al 99%<sup>5</sup>, así como una resistencia a la flexión de más de 1.100 MPa<sup>11</sup>. Naturalmente, la contracción es tenida en cuenta automáticamente por el software ya durante el diseño, de modo que el ajuste marginal resultante de las estructuras sinterizadas se corresponde con el de las estructuras metálicas convencionales<sup>14</sup> (fisura marginal promedio de 80 µm).

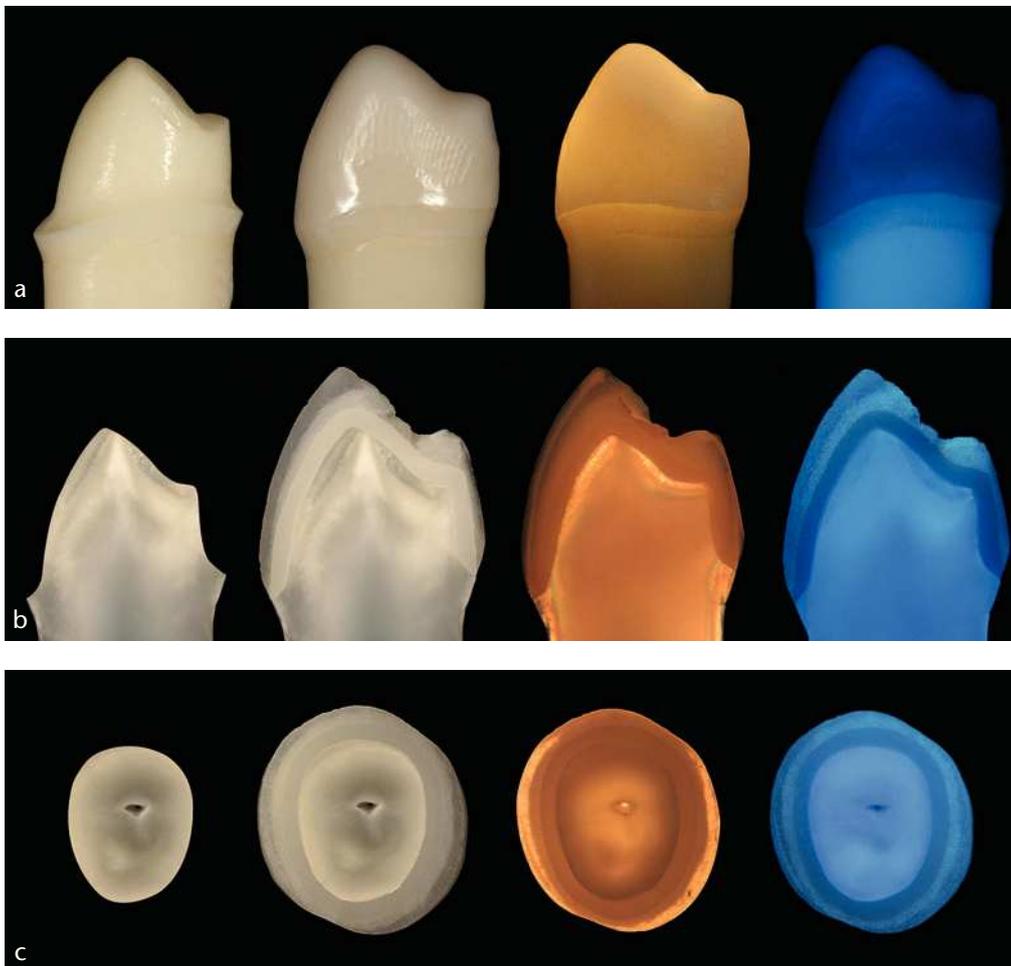
### Translucidez de las estructuras de dióxido de zirconio

*\*Nota de la redacción:* Con motivo de la IDS 2009, la firma 3M ESPE ha lanzado la nueva fresadora Lava CNC500 y el nuevo horno de sinterización Lava Furnace 200. Los productos Lava Form y Lava Therm mencionados y representados gráficamente ya no están disponibles.

Durante años, las coronas con estructuras de dióxido de zirconio estuvieron consideradas como demasiado opacas para su uso en la zona de los dientes anteriores. Los nuevos materiales de estructura de dióxido de zirconio CAD/CAM presentan en cambio una translucidez relativamente elevada<sup>7,8,18</sup> y con ello convierten a este material en una alternativa viable en zonas en las que se otorga prioridad a una buena estética (figs. 4a a 4c). La cerámica vítrea todavía conduce la luz mejor que la cerámica de dióxido de zirconio, pero la opacidad relativa del dióxido de zirconio se revela ventajosa cuando el fondo es más oscuro y no puede enmascarse sin más utilizando materiales fuertemente translúcidos. Las figuras 5a a 5c ilustran la conducción de la luz y la falta de fluorescencia del dióxido de zirconio. Además, debido a su tono cromático blanco, las estructuras de dióxido de zirconio son a menudo prácticas para la restauración de dientes especialmente claros<sup>18</sup>.



Figs. 4a a 4c. **a** La estructura de dióxido de zirconio con un grosor de pared de 4 mm presenta, bajo la incidencia directa de la luz, un aspecto decididamente opaco; **b** la misma estructura al trasluz, la luz atraviesa la estructura de dióxido de zirconio; **c** la misma estructura de dióxido de zirconio al trasluz tras el recubrimiento con e.max Ceram.



Figs. 5a a 5c. **a** De izquierda a derecha: una preparación de corona completa en un premolar inferior, una estructura de dióxido de zirconio de 4 mm de grosor adaptada bajo la incidencia directa de la luz y la misma estructura al trasluz y bajo luz ultravioleta. Bajo la luz directa, la estructura aparece opaca, mientras que al trasluz aparece tan translúcida como la dentina natural. Bajo la luz ultravioleta se pone de manifiesto la falta de fluorescencia del dióxido de zirconio. **b** Sección longitudinal del mismo diente. De izquierda a derecha: molar preparado, diente con estructura de dióxido de zirconio, recubierto con la cerámica vítrea e.max Ceram y bajo la incidencia directa de la luz, al trasluz y bajo luz ultravioleta. Cerámica de recubrimiento, estructura de dióxido de zirconio, el esmalte y la dentina presentan distintos grados de fotoconductividad y una fluorescencia. **c** Sección transversal a través de una corona de premolar consistente en una estructura de dióxido de zirconio y un recubrimiento de la cerámica vítrea e.max Ceram. De izquierda a derecha: el diente preparado, diente y restauración bajo la incidencia directa de la luz, al trasluz y bajo luz ultravioleta. En función del material, las distintas capas se presentan con diferentes propiedades ópticas.

No obstante, para evitar el aspecto intensamente blanco de las estructuras de dióxido de zirconio y hacer innecesarias unas capas de recubrimiento demasiado gruesas, pueden aplicarse sobre el color de sustrato deseado materiales de dióxido de zirconio modernos con soluciones colorantes especiales. Esto resulta especialmente ventajoso en caso de márgenes con recorrido supragingival, en los cuales la aparición de una línea

marginal blanca resultaría antiestética, pero también en caso de márgenes de recorrido subgingival, puesto que éstos podrían quedar expuestos más adelante debido a una recesión gingival.

Con los materiales de estructura de dióxido de zirconio altamente resistentes actuales es posible reducir aún más los grosores de pared y establecer unos límites de preparación mínimamente invasivos sin claudicaciones en cuanto a la integridad estructural<sup>13</sup>. Naturalmente, unos grosores de pared tan reducidos (0,3 mm) amplían el ámbito de indicación del dióxido de zirconio.

## La cerámica de recubrimiento IPS e.max Ceram

IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), el material de recubrimiento cerámico de la familia de productos e.max ceramic, puede utilizarse para el recubrimiento tanto de cerámica vítrea como de cerámica de dióxido de zirconio. La fase cristalina de este material cerámico vítreo consta de nanocristales y microcristales de fluorapatita, cuyo tamaño puede variar entre 300 nm de longitud y 100 nm de diámetro hasta 5 µmm de longitud y 300 nm de diámetro. Dependiendo del tono cromático deseado se utilizan distintas concentraciones y tamaños de cristales de apatita, a fin de alcanzar mediante dispersión de la luz unos efectos ópticos como los que se dan en el diente natural (opalescencia, claridad, translucidez).

## Descripción del caso

Una paciente de 32 años con incisivos superiores restaurados de forma estéticamente insatisfactoria deseaba una restauración más estética (figs. 6 a 11). La paciente percibía como especialmente antiestético el triángulo negro entre los incisivos centrales y las papilas poco marcadas del tejido blando. Los incisivos centrales y laterales habían sido tratados endodónticamente, lo cual había afectado extremadamente a las coronas clínicas. Se planificó restaurar los dientes afectados con cuatro coronas individuales de cerámica sin metal, a fin de restablecer la forma, el volumen, el plano incisal, la posición anteroposterior y el color de los dientes anteriores.

Se cementaron espigas de fibra de vidrio translúcidas en los conductos radiculares, se rellenaron las cavidades pulpares y el incisivo lateral izquierdo fue objeto de reconstrucción con composite. Para el modelado en cera se elaboró un modelo diagnóstico y se corrigieron la forma, la posición, el volumen y la longitud de los dientes en el modelo de cera. Sobre la base de este modelado en cera se confeccionó una llave de silicona que sirvió como referencia para la preparación del diente y para la confección de la restauración provisional. Se tomó la impresión de las preparaciones de partida, se creó un modelo seguetado y se procedió a un nuevo modelado en cera, habiéndose confeccionado las coronas de cera en la técnica de estratificación con cera de color dental (figs. 12a a 12c). Estas coronas de cera presentaban una configuración proximal mejorada y ya tenían el color deseado, de modo que la prueba de cera en boca de la paciente ofreció ya una buena ayuda para la toma de decisiones y al mismo tiempo posibilitó, gracias al uso de una segunda llave de silicona, una preparación mejorada (figs. 13a a 13c).

Utilizando llaves de silicona segmentadas vertical y horizontalmente, durante la preparación se llevó a cabo un recorte del tejido duro de 1,5 mm por labial, 1 mm por palatino y 2,3 mm por incisal, dado que el grosor de pared previsto de la estructura era de 0,3 mm (figs. 14 hasta 17d). El margen cervical de la preparación se desplazó 0,5 mm hacia el interior del surco, y se pulió la zona preparada utilizando fresas diamantadas y puntas pu-



Fig. 6. La situación inicial: los incisivos superiores están restaurados de forma estéticamente insatisfactoria.



Fig. 7. Toma de detalle de los incisivos centrales superiores.



Figs. 8 a 11. La paciente percibía como especialmente antiestético el triángulo negro y las papilas insuficientes.



Figs. 12a a 12c. A partir de coronas de cera de color dental sobre el modelo seguetado, la paciente pudo formarse una idea del resultado del tratamiento a espera, y además pudo confeccionarse una segunda llave de silicona.



Figs. 13a a 13c. La llave de silicona basada en el encerado. Se aprecia claramente la distancia desde la superficie vestibular de los dientes hasta la superficie vestibular del encerado. Si se tiene en cuenta esta discrepancia anteroposterior durante la preparación, no es necesario eliminar tanta sustancia para obtener un grosor de corona suficiente.



Figs. 14 a 16. La preparación de los dientes.



Figs. 17a a 17d. La llave de silicona colocada tras la preparación de los dientes. Se reduce en 1,5 mm por vestibular y en 2,3 mm por incisal.



Fig. 18. Utilizando un diamante extrafino se procede al acabado de la preparación.



Fig. 19. A fin de facilitar la toma de impresión, se pulieron las superficies dentales preparadas.



Fig. 20. Los márgenes de la preparación se adentran 0,5 mm en el surco por medio de una fresa especial.



Fig. 21. Mediante una sonda periodontal se comprueba que la anchura biológica y el recorrido del margen sean correctos.



Fig. 22. Los dientes preparados.

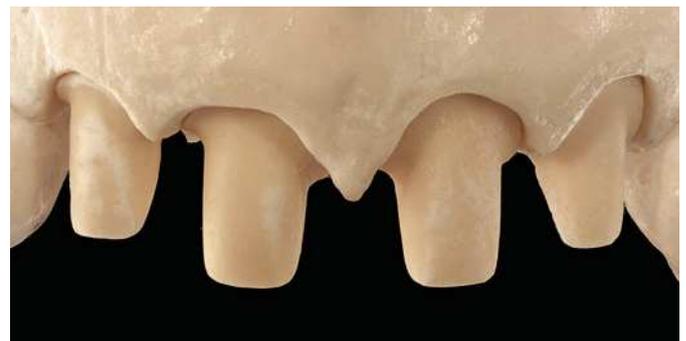


Fig. 23. El modelo de yeso antes de la segmentación.



Fig. 24. Las estructuras de dióxido de zirconio tras el fresado y la sinterización.



Figs. 25a y 25b. Las estructuras de dióxido de zirconio **a** bajo la incidencia directa de la luz y **b** al trasluz.



Fig. 26. La prueba en boca de las estructuras de dióxido de zirconio.



Fig. 27. La llave de silicona muestra cuánto espacio está disponible para la restauración.



Fig. 28. Una toma de impresión abierta para la transferencia exacta de la morfología del tejido blando al modelo maestro y los modelos de trabajo.

lidoras de goma extrafinas, a fin de obtener un modelo de trabajo especialmente liso tras la toma de impresión (figs. 18 a 22). El remodelado de la papila se llevó a cabo durante el periodo de uso de la prótesis provisional, mediante el añadido múltiple de resina. La toma de impresión definitiva se llevó a cabo en la técnica de doble hilo (n.º 000 y n.º 00, Ultrapak, Ultradent, South Jordan, Utah, EE. UU.) en polivinilsiloxano (Virtual, Ivoclar Vivadent). Se confeccionaron dos modelos maestros: en uno de los modelos maestros se segmentó la prótesis dental y se confeccionaron los muñones serrados, los cuales a continuación fueron escaneados individualmente mediante el Lava Scan sin contacto. Se fijaron los modelos de muñón y se escanearon desde siete posiciones distintas dispuestas en un cuarto de círculo, a partir de lo cual el programa Lava-CAD generó una representación virtual en 3D. El programa calculó también el espacio libre necesario para el cemento (ajuste del juego) y el grosor de las paredes de la estructura. Los cuatro diseños de estructura fueron dispuestos por el software de tal manera que cupieran en una única pieza en bruto de dióxido de zirconio, y se dispusieron las espigas de sujeción en las superficies labial y palatina de todas las estructuras. A continuación se transfirieron estos datos a la fresadora, donde el cuerpo en verde de dióxido de zirconio fue fresado en las dimensiones calculadas por el programa. Tras el fresado, se separaron las estructuras de la pieza en bruto mediante la turbina, se pulieron los salientes de las espigas de sujeción y se repasaron las superficies de las estructuras. A continuación se introdujeron las estructuras durante un minuto en un recipiente con solución colorante Lava-Frame FS2, acto seguido se secaron con un pañuelo de papel y se sinterizaron durante la noche durante 11 h en el horno Lava-Therm (figs. 23 a 25b).

Fig. 29. Tras el chorreado con óxido de aluminio se aplica una capa de e.max Ceram Deep Dentin A2 sobre la estructura y se cuece.

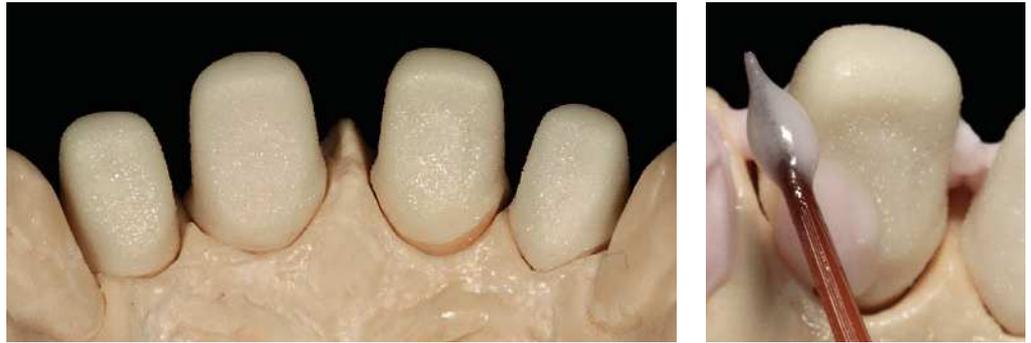


Fig. 30. Estratificación de Dentin A2 en la zona cervical.

Fig. 31. Estratificación de Dentin A1 en los tercios medio e incisal.

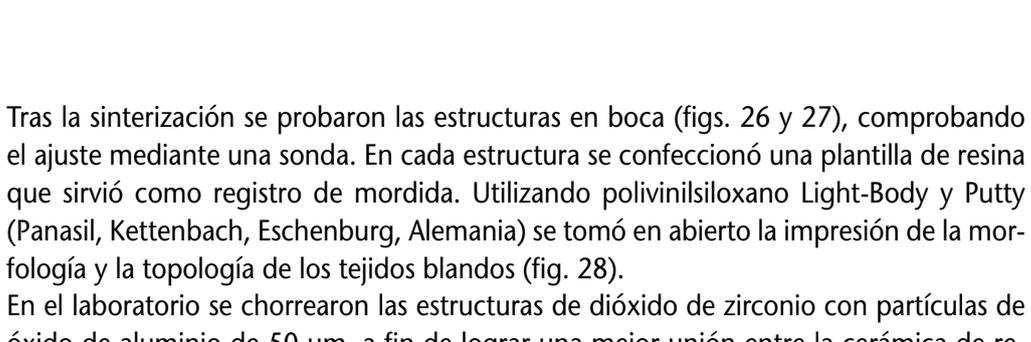


Fig. 32. El núcleo de dentina antes de la cocción.

Fig. 33. Tras la construcción de la dentina se procede a la cocción de las estructuras.

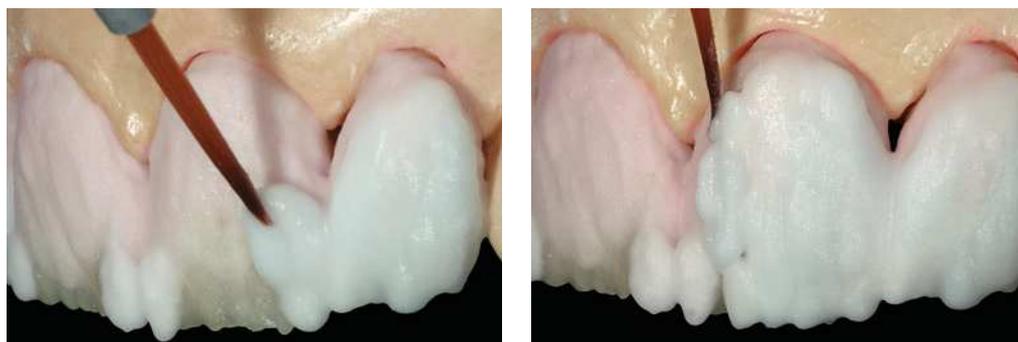


Fig. 34. La construcción de la mayor parte de la masa de esmalte. Por proximal se utiliza Opal Effect y Transpa Blue en los bordes incisales.



Tras la sinterización se probaron las estructuras en boca (figs. 26 y 27), comprobando el ajuste mediante una sonda. En cada estructura se confeccionó una plantilla de resina que sirvió como registro de mordida. Utilizando polivinilsiloxano Light-Body y Putty (Panasil, Kettenbach, Eschenburg, Alemania) se tomó en abierto la impresión de la morfología y la topología de los tejidos blandos (fig. 28).

En el laboratorio se chorrearon las estructuras de dióxido de zirconio con partículas de óxido de aluminio de 50  $\mu\text{m}$ , a fin de lograr una mejor unión entre la cerámica de recubrimiento y la estructura de dióxido de zirconio<sup>1</sup>. A continuación se aplicó en primer lugar una fina capa de e.max Ceram Deep Dentin (color A2) sobre toda la superficie de la estructura y se coció durante 13 min (fig. 29). A continuación se construyó la dentina con las siguientes masas: e.max Ceram A2, A1, BL1, Transpa Blue, Transpa Incisal T11, Opal Effect 1, Transpa Incisal T12, así como Impulse Mamelon MM Light y MM Yellow-Orange (figs. 30 a 32). Tras la construcción de la dentina se cocieron de nuevo las estructuras durante unos 13 min a 403 hasta 750 °C (fig. 33). Para la construcción del



Figs. 35 y 36. La construcción de la capa exterior de esmalte. Por vestibular se aplican alternadamente Transpa T11, T12 y T Neutral.



Figs. 37 y 38. Las coronas terminadas antes de la cocción.

Fig. 39. Antes de la cocción final se procede todavía a una ligera caracterización.



Figs. 40 a 46. Las coronas de cerámica sin metal acabadas con una estructura de dióxido de zirconio Lava e IPS e.max Ceram como material de recubrimiento.

Figs. 47 y 48. La prueba en boca de las coronas. Se integran bien y armoniosamente en el tejido blando.



Figs. 49 y 50. La cementación definitiva de las coronas mediante cemento de composite universal.



Fig. 51. Tras la fotopolimerización puede eliminarse fácilmente el cemento sobrante.

esmalte se utilizaron: e.max Ceram Dentin A1 y BL1, a continuación Opal Effect, Transpa Blue, Transpa Incisal T11 y T12, Transpa T Neutral y finalmente Incisal Edge (figs. 34 a 36). A continuación se tomaron las coronas del modelo de trabajo a fin de repasar las superficies de contacto, y acto seguido se cocieron de nuevo durante unos 13 min (figs. 37 y 38). Tras la cocción del esmalte se procedió a una corrección con e.max Ceram Impulse Cervical Transpa y una cocción de corrección de unos 7 minutos. La cocción final se realizó con e.max Ceram Glaze FLUO y duró 40 s a 730 °C. La estructura fina de la superficie se obtuvo utilizando las fresas y los pulidores pertinentes (fig. 39). Las coronas terminadas se muestran en las figuras 40 hasta 46.

Antes de la cementación se comprobó nuevamente el ajuste (figs. 47 y 48) y se chorrearon las superficies interiores de las coronas durante 10 s desde una distancia de 5 cm con óxido de aluminio de 50 µm y a continuación se limpiaron en alcohol en baño de ultrasonidos durante 10 min. La preparación de los dientes se limpió utilizando piedra pómez. No tuvo lugar ningún tratamiento ulterior de las superficies de dentina. Los márgenes cerámicos palatinos fueron sometidos a grabado ácido durante 15 s con ácido fosfórico al 37%, aclarados y secados mediante chorro de aire. Utilizando un cemento de composite universal de fraguado dual autoadhesivo (RelyX Unicem, 3M ESPE) se cementaron finalmente las coronas (figs. 49 a 51). El resultado definitivo del tratamiento se muestra en las figuras 52 a 56.

**Conclusión** Pese a la elevada opacidad del material, pueden emplearse con éxito estructuras de dióxido de zirconio para la reposición con coronas en la zona de los dientes anteriores, incluso cuando se desea un efecto translúcido intenso. Mediante la combinación de la técnica CAD/CAM con una técnica de reconstrucción adecuada y unos materiales de recubrimiento apropiados es posible obtener para estas restauraciones materiales cerámicos altamente resistentes con un excelente resultado estético.



Figs. 52 a 56. El resultado final tras una semana in situ.

- Bibliografía**
1. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core-veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005;21:984-991.
  2. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core-veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006;22:857-863.
  3. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Fabricação automatizada de restaurações dentárias. In: Baratieri LN (Hrsg.). *Soluções Clínicas: Fundamentos e Técnicas*. Florianópolis: Ponto, 2008:473-487.
  4. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification technique on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006;34:195-206.
  5. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24:299-307.
  6. Ferrario VF, Sforza C, Serrano G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite force in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004;31:18-22.
  7. Gamborena I, Blatz MB. A clinical guide to predictable esthetics with zirconium oxide ceramic restorations. *Quintessence Dent Technol* 2006;29:11-23.
  8. Gamborena I, Blatz MB. Comprehensive esthetic and functional rehabilitation with a CAD/CAM all-ceramic system. *Quintessence Dent Technol* 2007;30:21-31.
  9. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008;24:299-307.
  10. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont* 2008;21:223-227.
  11. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater* 2007;23:1018-1029.
  12. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006;96: 237-244.
  13. Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of finish line preparation and layer thickness of the failure load and fractography of ZrO<sub>2</sub> copings. *J Prosthet Dent* 2008;99:369-376.
  14. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM Systems. *Eur J Oral Sci* 2005;113:174-179.
  15. Sailer I, Fehér A, Filser F, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37:685-693.
  16. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial denture designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32:180-187.
  17. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater* 2008;24:633-638.
  18. Yoshida A. All-ceramic restorations: Material selection and opacity control for esthetically superior results. *Quintessence Dent Technol* 2007;30:87-100.

**Correspondencia** Dr. Renan Belli, D.D.S., M.S.  
Rua João de Deus Machado 73 apto 201, Trindade, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil.  
Correo electrónico: renanbelli@yahoo.com.br

Jackeline Coutinho Guimarães, D.D.S., M.S.  
Abteilung für operative Zahnmedizin.  
Bundesuniversität von Santa Catarina, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil.

Wilmar Porfírio, M.D.T.  
Zahntechniker.  
DentArt Laboratory, Goiânia, Goiás, Brasil.

Luiz Narciso Baratieri, D.D.S., M.S., Ph.D.  
Abteilung für operative Zahnmedizin.  
Bundesuniversität von Santa Catarina, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil.