Porcelanas dentales de alta resistencia para restauraciones de recubrimiento total: Una revisión bibliográfica. Parte I

Pablo Díaz-Romeral Bautista[a]/ Enrique López Soto[b]/Francisco Malumbres Viscarret[c]/Luis Javier Gil Villagrá[d]

Resumen: La gran diversidad de materiales cerámicos restauradores utilizados en odontología ha aumentado las posibilidades de tratamiento mediante restauraciones de porcelana sin metal. La composición de cada tipo de porcelanas, así como la tecnología de laboratorio que se emplea en la elaboración de las restauraciones totalmente cerámicas, deben ser conocidas por los clínicos para sacar un máximo rendimiento a los materiales cerámicos, en especial en lo que a sistemáticas de trabajo, necesidades estéticas y de resistencia se refiere. ***Objetivo:*** El objetivo del presente trabajo es revisar la bibliografía existente acerca de los materiales cerámicos en nuestro entorno para poder entender su comportamiento óptico y mecánico, así como la sistemática de trabajo en el laboratorio, parámetros que determinan la elección del material y la sistemática clínica de trabajo. ***Materiales y métodos:*** Revisión de la bibliografía desde 1998 hasta la actualidad, utilizando para su búsqueda Medline, así como una revisión de libros de texto y artículos clásicos en el campo de la prostodoncia fija y los materiales dentales. ***Conclusiones:*** Las características propias de cada material deben entenderse desde el conocimiento de su composición química y de la tecnología de laboratorio. Las porcelanas dentales son unos materiales de restauración excelentes para muchos de los casos en que está comprometida la estética; sin embargo, son necesarios más estudios clínicos a largo plazo que demuestren su eficacia en el tiempo.

Palabras clave: Alúmina, circonio, coronas de cerámica puentes de cerámica, porcelanas dentales

Introducción

Las porcelanas constituyen, junto a los acrílicos, las resinas compuestas y los metales, uno de los principales grupos de materiales restauradores en la odontología actual[1]. Su uso es cada vez más común, sobre todo cuando está comprometida la estética, de ahí el interés de su comprensión por parte de los profesionales de la Odontología y de la Estomatología, y muy especialmente de aquellos que se dedican a la Odontología Restauradora y a la Prótesis Estomatológica.

Las porcelanas son unos materiales con un comportamiento mecánico específico y por ello son muy utilizadas en la industria, concretamente son muy resistentes a la compresión. Por contra, las porcelanas son muy poco resistentes a la flexión y se fracturan sin sufrir una deformación elástica previa[2]. Esta resistencia a la flexión está tratándose de mejorar con la aparición de nuevos materiales en Odontología que podemos denominar genéricamente porcelanas dentales de alta resistencia.

En la actualidad existen diversos sistemas de porcelana dental de alta resistencia. El propósito de la primera parte de este trabajo de revisión de la literatura es analizar la composición, tecnología de laboratorio y principales características (mecánicas, ópticas y de ajuste) de los materiales cerámicos clásicos y su evolución hasta los sistemas actuales más importantes en nuestro medio. Para ello se ha realizado una revisión de la bibliografía desde 1998 hasta la actualidad, utilizando para su búsqueda Medline, así como una revisión de los libros de texto y artículos clásicos más pertinentes en el campo de la Prostodoncia Fija y los materiales dentales. Las palabras clave utilizadas para la búsqueda han sido: *dental ceramics, all-ceramic crowns, all-ceramic partial dentares, zirconium* y *alumina.*

Porcelanas dentales: conceptos y consideraciones terminológicas

Las porcelanas son elementos compuestos[3-5] formados por dos fases diferentes. La fase vítrea, que es una matriz que forma la parte principal del compuesto que aglutina y

[a]*Profesor Ayudante de Prótesis. Universidad Europea de Madrid. Profesor del Máster Oficial en Prótesis Estomatológica e Implantoprótesis. Universidad Europea de Madrid.*
[b]*Profesor Encargado de Prótesis. Universidad Europea de Madrid. Director del Máster Oficial en Prótesis Estomatológica e Implantoprótesis. Universidad Europea de Madrid.*
[c]*Profesor Ayudante de Prótesis. Universidad Europea de Madrid. Profesor del Máster Oficial en Prótesis Estomatológica e Implantoprótesis. Universidad Europea de Madrid.*
[d]*Profesor Ayudante de Prótesis. Universidad Europea de Madrid. Profesor del Máster Oficial en Prótesis Estomatológica e Implantoprótesis. Universidad Europea de Madrid.*

Correspondencia: *Pablo Díaz-Romeral Bautista, Departamento de Odontología. Facultad de Ciencias de la Salud. Universidad Europea de Madrid. 28670 Villaviciosa de Odón. Madrid. E-mail: diaz.romeral@telefonica.net*

que engloba otros componentes; esta matriz está compuesta de diferentes sustancias y su estructura es amorfa, esto es, con una disposición espacial aleatoria y sin orden que se denomina fase vítrea y cuyas propiedades son similares al vidrio común. La fase cristalina, que es un relleno que mejora las propiedades mecánicas y ópticas al conjunto; en este caso, el relleno consta de diferentes elementos con una disposición cristalina con sus átomos bien ordenados geométrica y espacialmente, y por esa razón a esta fase se la denomina fase cristalina o relleno.

Los cristales que se incorporan en la porcelana tienen un comportamiento óptico específico, diferente de la fase vítrea, donde son englobados, haciendo que dicho vidrio pierda la transparencia que le caracteriza, derivando en translucidez u opacidad según el tipo de cristales y su porcentaje dentro de la fase vítrea.

Las imperfecciones o defectos en la porcelana actúan concentrando tensiones a ese nivel y creando unas fisuras que van propagándose lentamente de tal forma que todas las tensiones se concentran y amplifican en la punta de la grieta. Su propagación se ve potenciada por la presencia de humedad, ya que tanto el agua como la saliva descomponen en la fase vítrea[6]. Los cristales de relleno actúan como limitadores de la propagación de fisuras, aumentando así la resistencia de la porcelana.

Cerámica: Material inorgánico de naturaleza mineral no metálico, que es modelado y luego solidificado mediante altas temperaturas[4,7,8]. Según el Diccionario de la Real Academia Española, se define como loza (barro fino, cocido y barnizado) fina, transparente, clara y lustrosa (fig. 1).

Porcelana: Cerámica de la más alta calidad, procedente de materiales muy concretos y de alta calidad y cuyas propiedades ópticas y mecánicas se ven optimizadas por poseer una menor porosidad[4]. En su estructura final se encuentran fases amorfas (vidrio) y fases cristalinas (cristales de refuerzo) (véase fig. 1).

Sinterización: Proceso por el cual las partículas sometidas a presión y temperaturas altas, pero menores que las de fusión completa, quedan unidas superficialmente. No hay fusión total de las partículas, sino que quedan parcialmente unidas y englobadas en una matriz. El resultado es un material poroso en mayor o menor medida[4].

Fig. 1 Muestra de distintos tipos de cerámica y de una porcelana.

Ceramización o cristalización: Es un proceso térmico por el cual una sustancia vítrea (sustancia con estructura amorfa) ve modificada su estructura parcialmente, formándose cristales en su interior[4]. Este proceso está acompañado de una contracción y provoca cambios en las propiedades ópticas del material.

Vidrio: Sustancia dura de estructura atómica amorfa o desordenada espacialmente (sus átomos se disponen en el espacio con ángulos y distancias desorganizados) que suele ser transparente o translúcido según su composición y el tratamiento de superficie que se le dé[4,5]. El vidrio es el material empleado para confeccionar, por ejemplo, los vasos o los cristales de las ventanas, pero debe tenerse en cuenta que hablar de vidrio no es sinónimo de hablar de cristal, puesto que puede llevarnos a confusión. Como idea podemos hablar de vidrio como el material común de los cristales comunes y podemos hablar de cristales como las sustancias de relleno de las porcelanas que tienen unas características atómicas de orden y geometría espacial.

Vitrocerámica: Material a base de vidrio que es «colado» mediante procedimiento de la cera perdida y que posteriormente sufre una conversión térmica (ceramización) por la que precipitan y crecen núcleos cristalinos en su interior. Las propiedades de la vitrocerámica, como las de cualquier porcelana, variarán en función del tipo y porcentaje de cristales que se formen[4,5,9].

Porcelanas dentales: clasificación

Las porcelanas dentales pueden clasificarse según distintos parámetros:

Según la temperatura de procesado

La temperatura de procesado hace referencia a la temperatura necesaria para cocer la porcelana hasta su endurecimiento (sinterización). Como norma general, a menor temperatura de procesado menor será la influencia en la aparición de microgrietas o fallos en la masa de la cerámica por su menor contracción al enfriar (menor coeficiente de expansión térmico). No obstante, se debe tener en cuenta que las propiedades mecánicas se logran mejorar cuanto mayor es la temperatura de cocción si eliminamos los defectos de procesado de las restauraciones realizadas.

La clasificación de las porcelanas, según la temperatura de procesado, es la siguiente[4,8,9,10,11]:

- Porcelanas de alta temperatura de sinterización (>1300 °C): Se utilizan para la confección de dientes artificiales de porcelana, como son los que se pueden emplear en una prótesis removible, total o parcial.

  Tienen grandes ventajas mecánicas y ópticas, es decir, gran resistencia y translucidez por su fabricación a nivel industrial. Su contracción es muy elevada y por eso no sirven para hacer prótesis a medida, salvo aquellos sistemas de CAD/CAM que estiman adecuadamente la contracción tras la sinterización de la porcelana, y también se emplean para hacer dientes artificiales, donde la contracción no afecta a la prótesis a medida.

- Porcelanas de temperatura de sinterización media (1050 °C-1300 °C): Se utilizan para la realización de cofias de la mayoría de los sistemas de confección de coronas totalmente cerámicas.
- Porcelanas de temperatura de sinterización baja (850 °C-1050 °C): Se emplean como porcelanas de recubrimiento de cofias de materiales más resistentes, ya sean metálicas o cerámicas, dado que tienen que ser sinterizadas a una temperatura que sea menor que la del núcleo para no deformarlo en su cocción posterior.

  Las porcelanas de media y baja temperatura de sinterización sufren menos contracción al enfriar y, por eso, menos aparición de grietas y menos porosidad superficial.

  Las porcelanas abarcadas en este grupo, ante cocciones repetitivas, sufren deformación, y eso limita su uso, pero son casi tan resistentes como las de alto punto de fusión y presentan una solubilidad y translucidez adecuadas.
- Porcelanas de muy baja temperatura de sinterización (<850 °C): Se usan para coronas de metal-porcelana de titanio o para retoques y glaseado.

  Las porcelanas que se procesan a temperaturas muy bajas se han diseñado para sufrir una menor contracción (que se traducirá en mayor resistencia por menor aparición de grietas), para el uso de técnicas metal-porcelana sobre estructuras de titanio y para glaseado sin deformación de las capas subyacentes.

***Según composición*[7,11]**

- Feldespato:
  - Clásicas y tradicionales: Para restauraciones de porcelana fundida sobre metal.
  - Reforzadas o de alta resistencia: Empress, con cristales de leucita; Empress 2 y e.max, con cristales de disilicato de litio.
- Aluminosas:
  - Clásicas. *Jacket* de porcelana aluminosa (Mc Lean).
  - Reforzadas o de alta resistencia (Procera, In-Ceram).
- Vitrocerámicas (Dicor).
- Sistemas basados en circonio (LAVA, Everest, Cercon).

***Según la técnica de procesado en el laboratorio*[4,7,11]**

- Sobre muñón refractario.
  - In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- Inyección o colado.
  - Dicor (Dentsply/De Trey, Dreieich).
  - IPS Empress, Empress 2 y e.max (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).
- CAD/CAM. Diseño y fabricación asistidos por ordenador.
  - Cerec 3 (Sirona, Bensheim).
  - Procera (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden).
  - LAVA (3M-ESPE, St. Paul, Minnesota, USA).
  - Everest (Kavo).
  - Cercon (Dentsply Ceramco, Burlington, NJ, USA).
  - Y-Z (Vita).
  - DCS-Precident DC-Zirkon (Dentsply Austenal, Cork, Pa, USA).

Según la carga cristalina

Probablemente la clasificación más adecuada en la actualidad para la comprensión y el manejo de las porcelanas dentales es la que hace referencia al porcentaje de composición de las dos fases que componen las porcelanas, la fase vítrea y la fase cristalina, puesto que cada una de ellas tiene una química y un comportamiento óptico y mecánico diferente, que afectan al conjunto de propiedades del material cerámico.

La fase vítrea actúa como una matriz aglutinante que mantiene unido al conjunto y aporta una gran translucidez a la porcelana. La fase cristalina o relleno consta de unos cristales que mejoran las propiedades mecánicas[12] y que afectan al comportamiento óptico de la porcelana, su influencia depende del tipo de cristales que aparezcan y el porcentaje en que lo hagan.

Las cerámicas de alta estética son predominantemente vítreas y las estructuras cerámicas de alta resistencia son predominantemente cristalinas. La evolución de las porcelanas ha conllevado un aumento de la fase cristalina para mejorar las propiedades mecánicas y controlar las propiedades ópticas (opalescencia, color y opacidad)[5].

- Porcelanas predominantemente vítreas: Porcelanas de alta estética, con un comportamiento óptico similar a la dentina y al esmalte. Se trata de las porcelanas feldespáticas convencionales que se emplean para la confección de carillas de porcelana o para recubrimiento de prótesis ceramometálicas.
- Vidrios rellenos de partículas: Una mayor carga del relleno de cristales caracteriza a este grupo de porcelanas. El tipo de relleno es sustancial en el comportamiento del material. Como ejemplos se pueden nombrar las porcelanas tipo Empress y Empress 2 o las porcelanas In-Ceram.
- Cerámicas policristalinas: Porcelanas carentes de fase vítrea, sus partículas están densa y regularmente compactadas en el proceso de sinterización. Generalmente llevan un procesado por sistemas CAD/CAM y suelen estar basadas en cristales de circonia, si bien también pueden ser policristalinas a base de alúmina. Tienden a ser más opacas y más resistentes. Suelen contraer el 15%-20% del volumen cuando son sinterizadas completamente. Ejemplos representativos podrían ser, por ejemplo, Procera o Lava.

Porcelanas dentales de uso actual

Porcelanas feldespáticas convencionales o clásicas

Este tipo de porcelana se lleva empleando desde los comienzos de la odontología, pero las aplicaciones algo serias comenzaron en la década de los sesenta. Su primera utilización para coronas de recubrimiento total la llevó a cargo Land en 1886[3,7,13,14]. Llevan, por tanto, bastante tiempo en aplicación dental y siguen siendo de las más usadas dentro de la odontología de nuestros días por sus excelentes características estéticas.

Las porcelanas feldespáticas no han sido superadas hoy en día en cuanto a estética, si bien su principal defecto es la falta de resistencia, la cual se ha minimizado mediante el cementado con técnicas adhesivas. Puesto que la belleza que alcanzan es máxima, son el material de elección como material de recubrimiento de estructuras metálicas o núcleos cerámicos más resistentes y como material de confección de carillas de porcelana.

La resistencia a la flexión de las porcelanas feldespáticas es de 50-75 MPa[8,9,10].

La composición de las porcelanas feldespáticas clásicas procede de tres compuestos derivados del silicio, que son:

- **Feldespato (K_2O-Al_2O_3-$6SiO_2$):** Su proporción es del 75%-85% y forma la fase amorfa o matriz que aglutina a la fase cristalina. Al no tener ningún orden geométrico de sus átomos, su estructura es desordenada. El feldespato, a alta temperatura, estabiliza la porcelana y mantiene la forma, aumentando la viscosidad (control de fluidez en el procesado), es decir, se ablanda y fluye formando la matriz de la porcelana, cuando se enfría lo hace en forma vítrea aportando translucidez (por sí solo sería transparente)[4,7-10,13,14].
- **Sílice o cuarzo (SiO_2)**: Aparece en una proporción de, aproximadamente, el 15%, formando la fase cristalina de la porcelana; esto quiere decir que sus átomos están ordenados de forma geométrica, ordenada, repetitiva y estable. Sus partículas bien ordenadas no se funden totalmente a la temperatura de sinterización de la porcelana y se mantienen intactas formando el relleno[4,7-10,13,14]. Sólo es atacable por el ácido flouorhídrico (es muy estable y resistente).

  Su función es la de aportar adecuadas propiedades físicas a la porcelana, como dureza, resistencia (ya que las grietas al progesar llegan a contactar con los cristales de relleno que evitan que la grieta continúe progresando), estabilidad durante la sinterización y control de translucidez (la refracción es distinta según el tipo y cantidad de los cristales de relleno)[8,9].
- **Caolín (silicato de aluminio dihidratado):** Es un componente minoritario, su proporción es muy pequeña (3%-5%) y se tiende a reducir cada vez más, puesto que si supera el 10% de la composición da mucha opacidad. Permite plasticidad y manejo, gracias a que une las partículas de la masa antes de la cocción[4,7,8,10,13,14].

Además, las porcelanas feldespáticas de uso actual incorporan al relleno un pequeño porcentaje (10%) de **alúmina** u **óxido de aluminio (AL_2O_3),** con el fin de aumentar la viscosidad, resistencia y la dureza[9]. La alúmina es el mineral que sigue al diamante en la escala de dureza Mohs[8].

Otro elemento que incorporan las porcelanas feldespáticas clásicas es la **leucita,** que es un elemento derivado del feldespato, pero con menor porcentaje de sílice, y que tiene la propiedad de aumentar la resistencia de la porcelana, la temperatura de fusión y el coeficiente de expansión térmico y disminuir la contracción de sinterización[5]. Se forma en mayor o menor medida según la formulación de la porcelana, la temperatura de sinterización, el tiempo de sinterización y el número de cocciones[3,8,9].

Otros componentes de las porcelanas feldespáticas son[4,9-11]:

- Colorantes: Óxidos metálicos.
- Fundentes: Reducen la temperatura de cocción.
- Opacificadores: Circonio, titanio.
- Elementos para aportar fluorescencia.
- Pigmentos orgánicos: Dan distintos colores a las masas durante el trabajo, pero desaparecen durante la cocción.

Porcelanas aluminosas convencionales o clásicas

La primera aplicación clínica de este tipo de porcelana la llevaron a cabo Mc Lean y Hughes en 1965[4,5,7].

Surgen como una variación de las porcelanas feldespáticas convencionales, pero sustituyendo parte de la fase cristalina (cuarzo) por alúmina, llegando a proporciones del 40%-50%. Si se llega a un 50% de alúmina en la composición doblamos la resistencia de 50-75 MPa hasta 70-150 MPa (llegando a 180 MPa)[3]. Cuando se supera el 50% de alúmina la porcelana se vuelve opaca y requiere un recubrimiento de una porcelana de mayor estética[7,10,11,13,14].

La alúmina diminuye el coeficiente de expansión térmico y aumenta la dureza[7,9,11], la resistencia a la compresión y a la fractura de la porcelana, pero sigue sin servir como porcelana de recubrimiento de las restauraciones sobre metal por su baja estética. Con la alúmina, la fase amorfa aumenta su rigidez y permite un mayor número de cocciones sin que se alteren las características vítreas del feldespato[7].

El manejo de estas porcelanas clásicas, tanto feldespáticas como aluminosas, se lleva a cabo mediante una mezcla de polvos de la porcelana deseada con un líquido vehiculizante que permite modelar la masa obtenida (técnica de *slip-cast*). La pasta se aplica por capas sucesivas mediante un pincel o espátula sobre la cofia de la corona y se vibra y seca para eliminar la mayor parte posible del líquido que forma la masa. Las capas se van cociendo progresivamente con la desaparición del líquido y la contracción subsiguiente a la sinterización de la porcelana. La aplicación de varias capas de distintas porcelanas en cuanto a translucidez y colores permite que la restauración obtenida logre una estética natural.

Porcelanas dentales de alta resistencia

Las porcelanas dentales actuales, de reciente aparición, pretenden mejorar las propiedades mecánicas de las porcelanas clásicas para aumentar sus indicaciones mismas y lograr así una mayor longevidad de las restauraciones en el medio oral.

Los sistemas de porcelana de alta resistencia más utilizados en la actualidad en nuestro entorno profesional son los siguientes:

In-Ceram

El sistema In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) fue desarrollado en 1985 por Sadoun en la Universidad de París y comercializado en 1996 por la casa Vita[10].

Composición química e indicaciones derivadas del tipo de material. Dentro de este sistema se han creado tres variedades distintas:

- In-Ceram Alúmina: Esta porcelana, como su propio nombre indica, posee un alto contenido en alúmina (70%-85%), lo que hace que aumente la resistencia perdiendo translucidez[3,7] por ello estará indicada en dientes anteriores cuando el sustrato sea oscuro o en coronas posteriores. También permite la confección de puentes de tres piezas en sector anterior y posterior dada su resistencia a la flexión, que va de 400-600 MPa[3,6,5,16,12].
- In-Ceram Espinel ($MgAl_2O_4$: aluminato de magnesio). Se trata de una porcelana más translúcida que la anterior, pero un 15%-40% menos resistente a la flexión (su resistencia a la flexión se sitúa en los 250-350 MPa)[6,10,14,18] lo cual supone una indicación adecuada para dientes anteriores que requieran una elevada estética, pero no es lo suficientemente resistente para dientes posteriores[7,15,19].
- In-Ceram Circonia. Con óxido de circonio (circonia) en un 33% y alúmina en un 67% de la fase cristalina, lo cual mejora la dureza y la resistencia a la flexión, alcanzando los 570-630 MPa[7,6,16,17,20,21]. Se trata de un material muy opaco, casi tanto como el metal, pero de color blanco; sus propiedades ópticas lo hacen indicado para enmascarar dientes con alteraciones graves del color y dientes con pernos metálicos en el sector anterior. Por otro lado, sus propiedades mecánicas aportan su indicación para la confección de puentes cerámicos de tres piezas tanto del sector anterior como del posterior[16].

Línea de terminación. La línea de terminación aconsejada es un hombro redondeado de al menos 1 mm.

Tecnología de laboratorio: Esta porcelana se confecciona sobre un muñón de modelo duplicado en un material refractario determinado. Su manejo para hacer la cofia es similar al de la porcelana feldespática en el momento de cargar la masa con un pincel (*slip-cast*). Tras una cocción ene el horno se obtiene una cofia porosa y con un aspecto y consistencia tizoso. Para los nuevos sistemas CAD/CAM se dispone de unos bloques de alúmina presinterizada tallables con los que se obtiene la cofia (el ajuste será similar)[22].

Posteriormente a la obtención del núcleo presintetizado (independientemente de la técnica empleada), se le aplica un vidrio (silicato de aluminio y lantano)[10] que entra en la estructura porosa por un mecanismo de capilaridad, pasando a una nueva cocción para obtener, así, la cofia deseada. Al cocer y endurecer el vidrio queda un núcleo muy compacto y altamente resistente. En las figuras 2 y 3 se muestra la secuencia de confección de cofias para coronas In-Ceram.

El grosor de la cofia debe ser de 0,5 mm, y sobre el núcleo obtenido se aplica una porcelana de recubrimiento con la técnica de capas. Si por la cara palatina no hay espacio suficiente, se puede reducir el recubrimiento de la cofia con porcelana feldespática, ya que la estética no es tan importante.

Tiene baja contracción de sinterización, 0,3 %, lo cual da unos ajustes muy buenos (coronas: 20-40 micras; y puentes: 58 micras)[7,23], aunque puede llegar a ser el doble[22]. El mejor ajuste se logra con la terminación en hombro redondeado[24,25].

Aplicación en puentes dentales: In-Ceram Alúmina fue el primer material en emplearse para la realización de prótesis parciales fijas completamente cerámicas[6]. Para poder hacer puentes de In-Ceram, dará igual el diente a reponer, pero se necesitan las siguientes dimensiones de los conectores[6,26]:

- Ocluso-gingival: 4 mm.
- Vestíbulo-lingual: 3-4 mm.

Cementado: En cuanto al cementado, se desaconseja el uso de cementos de ionómero de vidrio, siendo de elección los cementos de resina[27]. Como esta porcelana no es atacada por el ácido fluorhídrico, antes de cementar una restauración In-Ceram se aconseja arenarla con partículas de 50 mi-

Fig. 2. Técnica de *slip-cast*, cargado de la porcelana sobre los muñones preparados y primera cocción de sinterización.

Fig. 3. Infiltrado con vidrio de las cofias anteriormente obtenidas, sinterización final y prueba de las cofias.

cras de óxido de aluminio para mejorar la retención micromecánica. Si se desea lograr adhesión, se debe cementar con cementos que contengan monómeros fosfato (MDP) como es el Panavia.

Sistema Procera

El sistema Procera (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suiza) de diseño y mecanizado asistido por ordenador (CAD/CAM), fue diseñado por Andersson y Oden en 1993[3].

Composición química: Las cofias pueden ser de:

- Alúmina (Procera All-Ceram): 99,9% de Al_2O_3 altamente sinterizada[3]. En este caso queda una fase cristalina (sin fase vítrea) muy compactada y sinterizada con cristales de unas 4 micras que dan una resistencia a la flexión de la cofia de unos 600 MPa[6,15,16,18,28-31]; dicha resistencia es independiente del grosor de cofia si luego se recubre con porcelana de recubrimiento[28]. Las resistencias de las cofias recubiertas de porcelana son menores que las de los núcleos de la porcelana aluminosa únicamente, si bien no hay gran diferencia de resistencia entre cofias de diferente grosor (0,4-0,6 mm).
- Circonia (Procera All-Zircon): Material de reciente aparición que consta de un óxido de circonio (95%) estabilizado con itrio tetragonal[32].

Línea de terminación: La línea de terminación debe ser un chámfer profundo de 0,8-1,5 mm para permitir un correcto escaneado, ya que el escáner es incapaz de detectar ángulos rectos.

Tecnología de laboratorio: La técnica para cerámica requiere un escaneado en el laboratorio del muñón del modelo de escayola obtenido tras el tallado (fig. 4), dicho modelo no requiere espaciador previo al escaneado, puesto que el procesado deja un espacio de 40 micras para el cemento de forma automática[32]. En el laboratorio se diseña la cofia o la estructura partiendo de la información resultante del escaneado de los muñones del modelo de trabajo. El escáner lee la superficie de la preparación de forma mecánica, de ahí que el tallado tenga unos requerimientos morfológicos específicos para que el escáner tenga acceso a toda la superficie. Una vez realizado el diseño, se envía la información por Internet a Suecia, y allí se confecciona un muñón aumentado en volumen entre un 15%-20% (según el diente sea del sector anterior o del sector posterior); dicho aumento se realiza para compensar la contracción del material en el posterior proceso de sinterización en el horno (la contracción es variable según el volumen de la porcelana)[33].

La parte interna de la cofia logra una gran adaptación gracias al compactado de polvos de alúmina directamente sobre la réplica del muñón. Una máquina fresadora talla la parte externa según el diseño realizado en el ordenador, que va en función del grosor de la cofia a realizar.

Tras el sinterizado (en este caso la alúmina no queda porosa y no se infiltra con vidrio) se comprueba el ajuste en el modelo original y se envía primero al laboratorio de referencia y posteriormente al clínico para su prueba en boca.

Fig. 4 Escaneado del muñón por barrido de la superficie. El muñón gira sobre su eje vertical para que el lector obtenga la información de toda la superficie de la preparación.

Se han realizado múltiples estudios para valorar el ajuste de este sistema, definiéndose un ajuste medio de unas 70 micras[15,31,34,35], si bien es variable en sectores anteriores y posteriores (puede haber discrepancias de 90-145 micras) o si se trata de puentes[36]. En la cara axial el sistema deja un ligero desajuste para que exista un espacio suficiente para el cemento. En ocasiones este espaciado conlleva una menor retención de la restauración acentuada por el mayor ángulo de convergencia de las paredes axiales necesario para el escaneado de los muñones. Una vez aceptado el ajuste de la estructura, se reenvía al laboratorio para que se añada una porcelana de recubrimiento y se termine la corona por la técnica de capas (fig. 5).

Las estructuras se obtienen de una sola pieza tallando un único bloque de circonia presinterizado, que tendrá una contracción de sinterización posterior. Anteriormente la sistemática de confección de puentes de alúmina era distinta, y eso condicionaba su comportamiento mecánico; para un puente de alúmina se mecanizan las partes por separado, es decir, las cofias y el póntico, y se unen por medio de una porcelana aplicada con pincel, como se verá más adelante. Esto provocaba un punto débil en la estructura del puente (fig. 6).

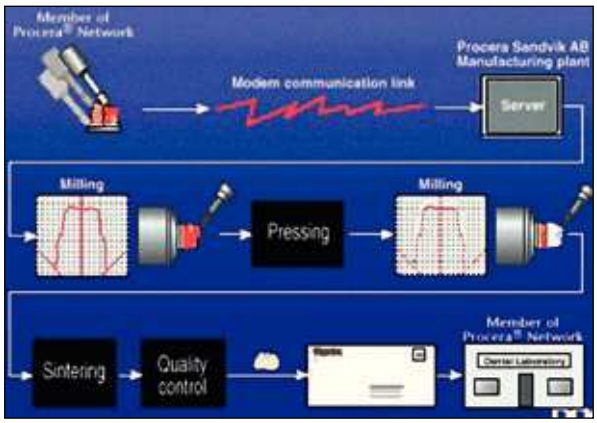

Fig. 5 Clásico esquema de la cadena de trabajo del sistema Procera para la confección de cofias de porcelana.

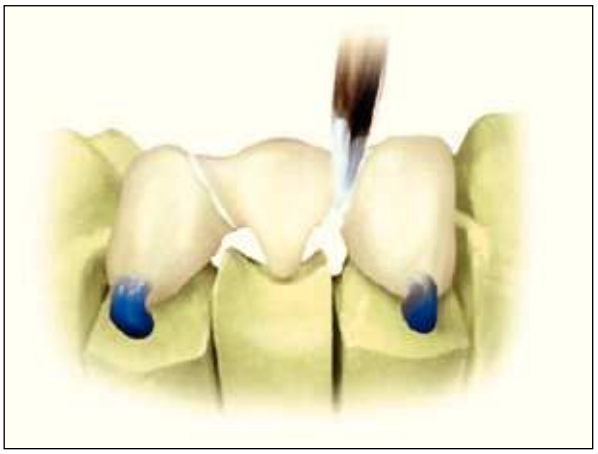

Fig. 6 Imagen de la antigua sistemática de confección de puentes de Procera. Los pónticos se unían a las cofias por la técnica de *slip-cast*.

Indicaciones: El sistema Procera permite la confección de cofias individuales y estructuras de puentes en distintos materiales (alúmina, circonio o titanio). Se pueden confeccionar cofias de alúmina de 0,4 mm de grosor (hasta los premolares) o de 0,6 mm, en dos tonos: blanca o translúcida, para lo cual se requiere una reducción mínima a nivel de la línea de terminación de 0,8-1,5 mm[28,31]; las carillas de Procera tienen grosor de 0,25 mm[32].

Las coronas de Procera son unas de las más avaladas en artículos científicos en los cuales se ha estudiado su evolución *in vivo* a largo plazo. Dichos estudios han confirmado el éxito de las coronas Procera, alcanzando resultados iguales a las coronas metal-porcelana a los 5-10 años[28,37].

Ópticamente oculta colores de sustrato inadecuados y da un brillo natural a la restauración. Su elevada resistencia las hace un buen material para restaurar guías anteriores que necesiten gran resistencia debido a las cargas. También está indicada para la confección de coronas unitarias en el sector posterior.

Aplicación en puentes dentales: La porcelana Procera como material para confeccionar prótesis parciales fijas ha demostrado ser una alternativa terapéutica muy aceptable y alternativa a los puentes de metal-porcelana[38]. En estos casos las dimensiones exigibles a los conectores serán:

- Ocluso-gingival: 4 mm[6,29].
- Vestíbulo-lingual: 3 mm.

Cementado: Al no tener vidrio (completamente alúmina o circonia), las cofias de Procera son muy porosas, y presentan una microrrugosidad de superficie que aporta una retención mecánica suficiente; por eso, antes de cementarlas no requieren grabado, sólo hay que limpiarlas con ácido o alcohol, si bien se pueden chorrear con partículas de óxido de aluminio de 50-110 micras a 2,5 bares[32,39]. El CIV se puede emplear con Procera sin problemas de fractura por la expansión de su fraguado, pero para que haya unión química con el cemento, y evitar así la microfiltración, se requiere un cemento con grupos fosfato (MPD), como el Panavia. Los cementos de resina, por tanto, no sirven para mejorar la resistencia de la porcelana Procera, pero sí para lograr adhesión[28].

Sistema IPS Empress

El sistema IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) fue desarrollado en 1990 por Scharer y Wohlend en la universidad de Zúrich y comercializado por la casa Ivoclar[3,10,14].

Composición química: Es una cerámica feldespática reforzada con distintos cristales de relleno para hacerla más resistente.

- IPS Empress: Cerámica vítrea reforzada con cristales de leucita (40%-50%)[10,38]. La leucita es un componente que aparece en las porcelanas feldespáticas clásicas durante su procesado térmico, pero en baja cantidad, al aumentar el porcentaje de estos cristales se mejoran las propiedades mecánicas de la porcelana sin prescindir de sus grandes cualidades ópticas.

  En oposición a las porcelanas convencionales, que cuantas más cocciones más posibilidades tienen de que se produzcan fracturas, en la porcelana Empress cuantas más cocciones (capas) más resistente se hace la porcelana, puesto que aumenta la formación de cristales de leucita. La resistencia a la flexión es de 130-180 MPa[3,10,15,18,28,30,31].
- IPS Empress 2: El refuerzo de esta porcelana proviene de presentar un 60% de cristales de bisilicato de litio[41]. La porcelana para el núcleo está compuesta principalmente de un 57%-80% de SiO_2 y de un 11%-19% de óxido de litio. Tras el tratamiento térmico, los cristales que aparecen son de bisilicato de litio (0,5-5 micras) y de ortofosfato de litio (0,1-0,3 micras).

  La resistencia a la flexión es de 300-400 MPa[6,7,16,42,43] (de 2 a 3 veces más resistente que Empress)[41]. La dureza de la porcelana de la cofia es el doble de la del esmalte.
- IPS e.max: Nuevo sistema de la casa Ivoclar que consta a su vez de cuatro elementos diferentes (fig. 7):
  - IPS e.max Press: Viene a ser una mejora del sistema Empress 2 con mayor porcentaje de cristales de disilicato de litio, lo cual mejora su resistencia a la flexión hasta los 400 MPa. Su técnica de manejo sigue siendo la inyección bajo presión y se presenta con dos grados de translucidez/opacidad, aumentando así sus indicaciones no sólo a dientes con sustratos claros, sino también a dientes con sustratos oscuros.
  - IPS e.max CAD: Bloques tallables para sistemas CAD/CAM con la misma composición que la anterior a base de disilicato de litio. Se presentan bloques para fresar en Cerec 3 y en sistema Kavo Everest. De esta manera, el material se adapta a otros sistemáticas de laboratorio, como los de fresado por ordenador.
  - IPS e.max ZirCAD: Bloques tallables de una porcelana de óxido de circonio para ser fresado en el sistema Cerec 3, no hay bloques para el sistema Kavo Everest, ya que este cuenta con su propia porcelana basada en circonia.

Fig. 7 Los cuatro elementos constituyentes del sistema e.max.

– IPS e.max ZirPress: Una porcelana en base a fluorapatita que confiere la posibilidad de sobrecolar cofias de circonio como si se tratara de una técnica de porcelana de hombro para coronas de metal-porcelana, es decir, se confeccionan cofias de circonia a las que se les elimina la parte más cercana al margen para luego «sobrecolar» la estructura con otra porcelana mucho más translúcida mediante la técnica de inyección bajo presión (Inyección Press-on). De esta manera, se logra mejorar la estética a nivel cervical, donde la opacidad del circonio se acentúa, pero logrando una mayor resistencia por la cofia de circonio.

Línea de terminación: La línea de terminación aconsejada es un hombro redondeado de al menos 1 mm.

Tecnología de laboratorio (fig. 8): La elaboración de las restauraciones suele ser mediante la técnica de la cera perdida, pero además se puede trabajar con máquinas fresadoras CAD/CAM que tallan bloques de porcelana IPS e.max.

La sustitución de la cera se hace mediante unos bloques de vidrio que se calientan a altas temperaturas, quedando en estado pastoso. La sustancia es entonces introducida en el cilindro de revestimiento por presión gracias a la acción de un pistón que inyecta la masa reblandecida.

Como se trata de una técnica de colado, el ajuste de las coronas Empress es excelente: 30-60 micras[22,23], mejor que el ajuste medio de las coronas de metal-porcelana de 70-90 micras, si bien el ajuste de Empress oscila entre las 50-120 micras. Dicho ajuste es mucho mejor cuando se realiza una línea de terminación en hombro redondeado de 1,3 mm[24,26].

La técnica de inyección aumenta la resistencia, ya que aparecen menos poros y se produce una mejor distribución de los elementos de refuerzo. Se debe recordar que la presencia de microporos e irregularidades en el material son la causa de la aparición de microgrietas que, cuando se propagan, producen la fractura del material. Por este motivo, la técnica es un factor determinante en el éxito a largo plazo de la restauración.

Indicaciones: Con esta porcelana se puede realizar bien una restauración completa de un solo color (que requeriría una caracterización en superficie por medio de tintes y glaseado) o bien se puede confeccionar una cofia sobre la cual se añade porcelana tradicional mediante la técnica de capas. El grosor de la cofia debe ser de 0,8 mm. En caso de preferirse el sistema de glaseado de superficie, se prescinde de la porcelana de recubrimiento.

La posibilidad de realizar una cara palatina en un material de alta resistencia y que se confecciona mediante la cera perdida hacen de Empress un material de elección a la hora de restaurar guías anteriores[15], ya que de la anatomía ideal lograda en el articulador con el encerado se conserva en el paso de cera a porcelana.

Por tratarse de una porcelana con matriz de vidrio y unos cristales que se comportan ópticamente de forma parecida

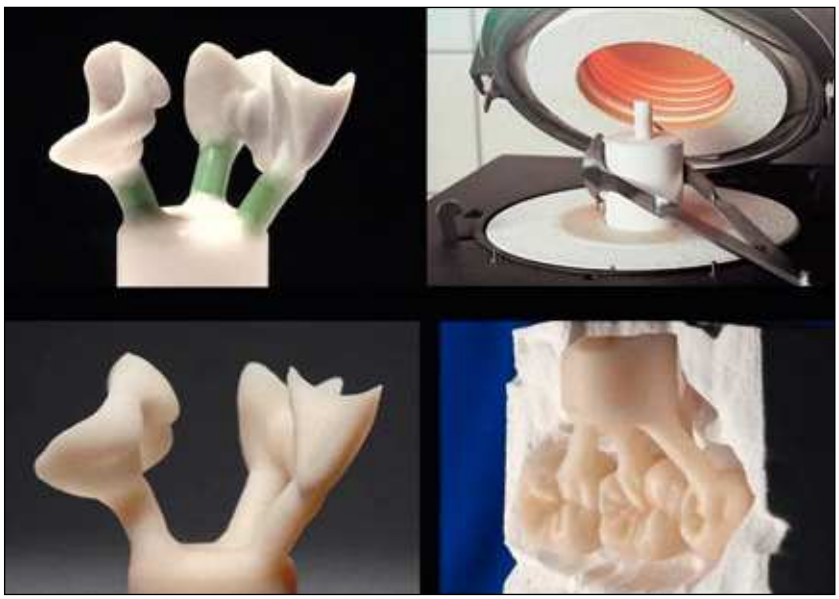

Fig. 8 Secuencia de la tecnología de laboratorio del sistema Empress: Encerado de las cofias, inyección bajo presión en el horno y obtención de las cofias o restauraciones acabadas antes de retirar los bebederos.

a la dentina y al esmalte, su translucidez es muy alta, y eso la coloca a la cabeza de las restauraciones estéticas del sector anterior siempre que el diente a restaurar no sufra una grave alteración del color.

El nuevo sistema IPS e.max, dado su variado número de componentes, aporta una mayor versatilidad, ya que cuenta con elementos más translúcidos para aquellas restauraciones más estéticas, y elementos de alta resistencia que permiten confeccionar incluso puentes en el sector posterior.

Aplicación en la confección de puentes dentales: Con el sistema Empress 2 y e.max press se pueden confeccionar puentes simples de 3 piezas para reponer hasta el segundo premolar, respetando unas longitudes razonables (puentes anteriores para cubrir brechas de 9 mm y posteriores para reponer piezas de no más de 11 mm) y con la consideración de que los conectores deben medir aproximadamente 16 mm^2 (4 × 4mm)[11,26]:

- Ocluso-gingival: 4-5 mm.
- Vestíbulo-lingual: 3-4 mm para el sector anterior y 4-4,5 mm para el posterior[6,44].

Con la presentación de su material a base de circonio (IPS e.max ZirPress) se amplían las posibilidades en el sector posterior (fig. 9).

Cementado: Al tratarse de una porcelana feldespática, su cementado mediante técnica adhesiva es el mismo empleado para las *jacket* clásicas y las carillas de porcelana feldespática. Aunque el tipo de cemento no influye en la discrepancia marginal, debe usarse una técnica de cementado adhesiva para mejorar la resistencia y la longevidad de la restauración[45].

Las restauraciones de circonio requieren materiales y técnicas de adhesión a metales.

Sistema Lava

El sistema Lava (3M-ESPE, St. Paul, Minnesota) se trata de un sistema CAD/CAM de la casa 3M-Espe comercializado en 2004. Se viene empleando en Alemania desde hace aproximadamente 6 años, y en EE. UU. desde hace 5 años[5,44].

Fig. 9 Puente de cuatro piezas de porcelana e.max con núcleo de circonio.

Composición química: Lava consta de dos porcelanas, una para el núcleo, compuesta de Y-TZP Zirconio, cristales de circonio tetragonal estabilizados con itrio (Lava System Frame), y otra feldespática de revestimiento por capas (Lava Ceram). El tamaño del grano es de 0,5 micras.

El circonio posee dos tipos distintos de cristalización, la cristalización en estructura monoclínica, que es como aparece en la naturaleza, y la cristalización en estructura tetragonal metaestable, estabilizada gracias al itrio que, es como se manipula y se presenta de manera comercial. Las microgrietas de la porcelana crecen y evolucionan en presencia de humedad y ante fuerzas de flexión debido a un incremento de la presión en su vértice. Cuando esto sucede en una porcelana de circonia (cristalizada en estructura tetragonal), la presión de la grieta libera la energía suficiente para cambiar la cristalización (que pasa a estructura monoclínica) y la nueva organización de los átomos conlleva un aumento en volumen del 3%-5% a ese nivel; como consecuencia del aumento del tamaño de las paredes de la grieta se frena la propagación de las fisuras. A esta propiedad del material se la denomina transformación de endurecimiento *(transformation toughtening)*[6].

Se trata de un material con una translucidez escasa, debido a que el circonio es casi tan opaco como el metal. Esta cualidad hace que sea indicado para ocultar sustratos de color oscuro, pero si se quiere mejorar la translucidez se puede compensar con un grosor de cofia reducido de 0,5 mm. Para las coronas del sector anterior se pueden hacer cofias de 0,3 mm, ya que la resistencia a la fractura es suficientemente alta y la preparación es menor. Además, se puede teñir la estructura para partir de un color base más favorable a la hora de colocar la porcelana.

La resistencia a la flexión es de 900-1200 MPa[6]. Sus propiedades mecánicas hacen que tenga una buena perspectiva a medio y largo plazo. Hay distintos materiales de mezcla con diferentes resistencias (900 a más de 1100 MPa) y diferente translucidez/opacidad.

Línea de terminación: Se requiere una preparación en hombro redondeado o chámfer profundo de 1 mm y paredes axiales con 8° de convergencia hacia oclusal.

Tecnología de laboratorio: Las unidades mecánicas constan de la unidad óptica, un escáner óptico de alta precisión lector de los modelos obtenidos tras las preparaciones en boca, la unidad fresadora, encargada del mecanizado de las piezas de material presintetizado, y el horno para la posterior sinterización de la porcelana (figs. 10-13)

El sistema emplea un método de diseño y fabricación asistidos por ordenador que comienza con el escaneado en el laboratorio de los modelos obtenidos tras las preparaciones. El tallado y el fresado de las estructuras se llevan a cabo en un centro Lava (en Madrid y en Barcelona).

Después del fresado se obtiene una estructura que, al no estar completamente sinterizada, es porosa y fácilmente retocable por si se hubiera producido alguna irre-

Fig. 10 Unidad de escaneado y diseño Lava.

gularidad. Después del fresado de la estructura se aplica coloración (7 colores Vita) para mejorar las propiedades estéticas sin que por ello mengüen las propiedades físicas[6].

Posteriormente se procede a la sinterización completa en el horno durante más de 7 horas. La contracción que se sufre en este proceso es del 20%[6]. Las cofias que se logran tienen un grosor de 0,5 mm y su ajuste marginal es de 36-108 micras (según el fabricante 45-50 micras).

Indicaciones y aplicación en la confección de puentes dentales: Está indicada para coronas unitarias o ferulizadas y puentes, tanto anteriores como posteriores de 3 o 4 piezas. La limitación en longitud del puente es de 38 mm, que es el tamaño de los bloques presintetizados para tallado. Actualmente se ha aumentado la cantidad de piezas a puentes de 6 unidades (sólo dos pónticos seguidos) dentro de esos 38 mm de longitud del puente.

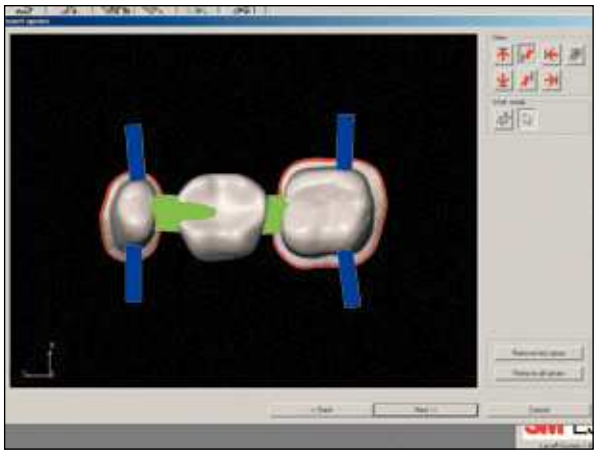

Fig. 11 Detalle del diseño de un puente Lava.

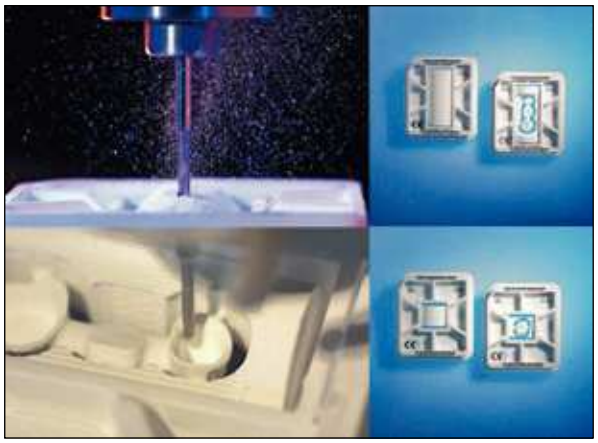

Fig. 12 Detalle de los bloques de tallado y fresado Lava.

La resistencia a la flexión de los materiales hacen adecuado este sistema para su uso en puentes en la región posterior. A corto plazo (2 y 3 años), Lava ha demostrado su eficacia para la confección de puentes sin la presencia de fallos, pero le faltan estudios clínicos para demostrar su éxito a largo plazo, si bien las propiedades mecánicas del material apuntan buenos resultados[46].

Como en todos los sistemas de porcelana, la parte más sensible el la cara gingival de los conectores. Para los puentes de 3 unidades se precisan unos conectores de al menos 3 × 3 mm, y para los de 4 unidades las dimensiones de conectores entre los pilares y el póntico deben ser también de 9 mm^2 y de 12 mm^2 (3 mm en sentido vestíbulo-lingual, y 4 mm en ocluso-gigival) para el conector que une los dos pónticos[5,6,44] (fig. 14).

Cementado: Se puede chorrear con arenadora (≤30 micras), pero no se graba con ácido fluorhídrico. Al tratarse de óxido de circonio (circonia) y al ser este un elemento metálico, se debe plantar su cementado adhesivo como el cementado adhesivo de cualquier restauración de metal-porcelana, empleando cementos de resina con monómeros MDP como primer para metal.

Fig. 13 Horno de sinterización Lava.

Fig. 14 Puente de cuatro piezas de Lava; obsérvese el tamaño de los conectores.

Sistema Cerec 3

Sistema desarrollado en los años ochenta por Mormann y Brandestini. Lo comercializa la casa Sirona y van por la tercera generación de estas máquinas.

Composición química: El sistema Cerec permite trabajar distintos tipos de restauración con materiales diferentes para lograr restauraciones definitivas para técnica de maquillaje en superficie o cofias para trabajar en un sistema de recubrimiento por capas.

Las porcelanas de que se dispone son las siguientes:

- Vita Cerec Blocks: Porcelanas feldespáticas de diversos colores monocromos (fig. 15).
- Vita In-Ceram blocks: Bloques tallables de las porcelanas In-Ceram que posteriormente requieren ser infiltrados con vidrio[46].
- IPS e.max CAD: Bloques de porcelana con disilicato de litio.
- IPS e.max ZirCAD: Bloques tallables de una porcelana de circonio de la casa Ivoclar.

La ventaja del Cerec 3 es que combina el empleo de unos buenos materiales con un trabajo mecanizado que produce menos grietas en su procesado; además, el ajuste es algo mejor[22,47], ya que tiene un ajuste de 50-70 micras[48]. El ajuste de una cofia de In-Ceram por técnica convencional puede ser de unas 112 micras, mientras que si se elabora la cofia por un CAD/CAM este ajuste será de 83 micras[22].

Tecnología de laboratorio: Consta de una unidad lectora que toma una impresión óptica basada en la imagen bien del modelo de trabajo, vaciado en una escayola especial, bien directamente en boca tras aplicarle un spray de óxido de titanio para ser reconocida la superficie por la cámara intraoral, si bien esto último no permite una buena adaptación de su cara masticatoria en lo que a oclusión se refiere, debido a la falta de modelo y de antagonista. La parte de impresión, diseño y confección, por tanto, puede ser llevada a cabo por el dentista.

En el mismo ordenador donde está integrada la cámara lectora se dispone de un *software* que permite hacer el diseño de la restauración, pudiéndose hacer carillas, incrustaciones, cofias de coronas *jacket,* coronas completas cerámicas o puentes dentales. Se pueden fresar restauraciones acabadas, incluyendo caras oclusales diseñadas previamente, con un único color, para, después, ser sometidas a la cracterización superficial, o bien se pueden fresar las cofias que luego se completarán mediante técnica de capas (figs. 16-18).

La información del diseño se envía a la unidad fresadora, donde unas fresas de distinta forma y grosor en función de la restauración se encargan de dar forma a unos bloques industriales de porcelana procesados bajo condiciones ideales, lo cual les confiere unas propiedades mecánicas excelentes, gracias a una reducción de los defectos de procesado.

Fig. 15 Distintos tipos de bloques fresables de diferentes materiales y para varios tipos de restauraciones.

Fig. 16 Unidades Cerec 3: unidad lectora, unidad fresadora y módem de conexión inalámbrico entre ambas.

Fig. 17 Detalle de la unidad fresadora.

Fig. 18 Secuencia de elaboración de una *jacket* de In-Ceram donde se observa el fresado de la cofia, el detalle sobre el modelo, la cofia infiltrada con vidrio y la restauración finalizada sobre el modelo.

Bibliografía

1. Philips RW: La ciencia de los materiales dentales de Skinner. México: 9.ª Edición. Interamericana McGraw-Hill. 1993.
2. Chiche G, Pinault A. Prótesis fija estética en dientes anteriores. Barcelona: Masson, 1998.
3. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 2001;85.
4. Vega del Barrio JM. Porcelanas y cerámicas actuales. RCOE 1999; 4(1): 41-54.
5. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin North Am. 2004 Apr;48(2):viii, 513-30. Review.
6. Raigrodski AJ. Contemporary materials and tecnologies for all-ceramic fixed partial dentares: a review of the literature. J Prosthet Dent 2004: 92:557-62.
7. Álvarez-Fernández MA, Peña-López JM, González-González IR, Olay-García MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE 2003; 8 (5): 525-546.
8. Macchi. Materiales dentales. Panamericana 3.ª ed. Madrid, 2000.
9. Mallat-Desplats E, Mallat-Callís E. Fundamentos de las estética bucal en el grupo anterior. Quintessence. Barcelona, 2001.
10. Touati B, Miara P, Nathanson D, Giordano R. Odontología Estética y restauraciones cerámicas. Barcelona. Masson, 2000.
11. Fons-Font A, Solá-Ruiz MF, Martínez-González A, Casas-Terrón J. Clasificación actual de las cerámicas dentales. RCOE 2001;6(6);645-656.
12. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. Dent Mater. 2004 Jun;20(5):441-8.
13. Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico (I). Quintessenz 1997;48:939-947.
14. Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico (II). Quintessenz 1997;48:1069-1085.
15. Fons A, Solá MF, Granell M, Oteiza B. Cofias internas para *jackets* diseñadas y maquinadas por ordenador: sistema All-Ceram. Rev Int Prótesis Estomatológica 1999;1(1):74-80.
16. Suárez ML, Pradíes GJ, Serrano B, Lozano JF. In-Ceram Zirconia: Alternativa estética en puentes posteriores. Rev Int Prótesis Estomatológica 2000;2(5):407-412.
17. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. Int J Prosthodont 2002 Jul-Aug;15(4):339-46.
18. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. J Prosthet Dent 1996 Aug;76(2):140-4.
19. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. Int J Prosthodont 1997 Sep-Oct;10(5):459-66.
20. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2003 Mar;89(3):268-74. Review.
21. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater 2004 Jun;20(5): 449-56.
22. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2003 Nov;90(5):459-64.
23. Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. Int J Prosthodont. 2004 Sep-Oct;17(5):529-35.
24. Salido MP, Suárez MJ, Pradíes GJ, Caruana G. Análisis comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas. Rev Int Prótesis Estomatológica 2000;2(3):225-232.

25. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. J Prosthet Dent 2004 Sep;92(3): 250–7.
26. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. J Prosthet Dent 2001 Nov;86(5):520–5.
27. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. J Prosthet Dent 2004 Oct;92(4):359–64.
28. Haag P, Andersson M, VonSteyern PV, Odén A. 15 years of clinical experience with Procera Alumina. A review. Applied Osseointegration Research 2004; 4: 7–12.
29. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 2004 Nov;92(5):491–5.
30. Schirra C, Hegenbarth EA. Cofias de cerámica de óxido de aluminio elaboradas individualmente mediante tecnología CAD/CAM para restauraciones íntegramente cerámicas sobre dientes e implantes. Quintessenz 1998; 49: 33–42.
31. Andersson M, Razzoog ME, Oden A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. Quintessence Int 1998 May;29(5):285–96.
32. Ureña M. El sistema Procera, una elección contrastada. En: Carmona, ed. La integración de las tecnologías en las cerámicas dentales. Ediciones especializadas europeas. Barcelona.
33. Russell MM, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR. A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. Quintessence Int 1995 Nov;26(11):757–63.
34. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR.Precision of fit: the Procera AllCeram crown. J Prosthet Dent 1998 Oct;80(4):394–404.
35. Suárez MJ, González de Villaumbrosia, Pradíes G, López Lozano JF. Ajuste marginal de las coronas de Procera AllCeram. Rev Int Prótesis Estomatológica 2003; 5: 240–244.
36. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH.Clinical fit of Procera AllCeram crowns. J Prosthet Dent. 2000 Oct;84(4):419–24
37. Odman P, Andersson B.Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. Int J Prosthodont 2001 Nov–Dec;14(6):504–9.10
38. Smedberg JI, Ekenback J, Lothigius E, Arvidson K. Two-year follow-up study of Procera-ceramic fixed partial dentures. Int J Prosthodont 1998 Mar–Apr;11(2):145–9.
39. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Cementado adhesive de restauraciones cerámicas sin metal altamente resistentes. Quintessence 2004;1:33–41.
40. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. J Prosthet Dent 2005 May;93(5):459–66.
41. Zawta C. Fixed partial dentures with an all-ceramic system: a case report. Quintessence Int 2001 May;32(5):351–8.
42. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. J Oral Rehabil 2002 Oct;29(10):951–5.
43. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. J Biomed Mater Res 2000;53(4):297–303.
44. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin North Am 2004 Apr;48(2):viii, 531–44. Review.
45. Gu XH, Kern M. Marginal Discrepancies and Leakage of All-Ceramic Crowns: Influence of Luting Agents and Aging Conditions. Int J Prosthodont 2003;16:109–116.
46. Kurbad A, Reichel K. Cerec In Lab: Última tecnología. En: Carmona, ed. La integración de las tecnologías en las cerámicas dentales. Ediciones especializadas europeas. Barcelona.
47. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 2005 Apr;93(4):346A, –55.
48. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 2003 May–Jun;16(3):244–8.