



## **CLASIFICACIÓN Y SIGNIFICADO CLÍNICO DE LAS DIFERENTES FORMULACIONES DE LAS CERÁMICAS PARA RESTAURACIONES DENTALES**

### **CLASSIFICATION AND CLINICAL SIGNIFICANCE OF DIFFERENT FORMULATIONS OF CERAMICS FOR DENTAL RESTORATIONS**

*Recibido para Arbitraje: 20/01/2012*

*Aceptado para Publicación: 09/05/2014*

**Saavedra, R., Iriarte, R.**, Universidad Los Andes Facultad de Odontología Especialización Rehabilitación Oral. Santiago, Chile. **Oliveira Junior, O.B.**, DDS PhD Department of Restorative Dentistry School of Dentistry Universidade Estatal Paulista Araraquara – São Paulo – Brasil. **Moncada, G.**, Universidad Mayor Facultad de Odontología Alameda Bernardo O'Higgins 2013 Santiago, Chile.

**CORRESPONDENCIA:** [gmoncada@adsl.tie.cl](mailto:gmoncada@adsl.tie.cl)

#### **RESUMEN**

Durante los últimos 40 años las cerámicas dentales han presentado significativos avances tecnológicos, desde la porcelana feldespática a las cerámicas basadas en zirconio, mejorando sus propiedades mecánicas aumentando aproximadamente en casi 10 veces la resistencia a la flexión y a la fractura. Característica importante, común a todos los sistemas cerámicos es la proporción de la fase vítrea y cristalina y el grado de porosidad dado que ambas afectan las propiedades ópticas y mecánicas de la restauración. Para la mejor comprensión de la diversidad de cerámicas desarrolladas durante los últimos años se proponen dos clasificaciones, una basada en su composición, que permite relacionar el material con sus propiedades físicas y otra basada en el método de fabricación que define las opciones de manejo y que adicionalmente, permite conocer con mayor facilidad las ventajas y limitaciones de las cerámicas dentales además de ayudar a definir la selección del material más indicado para cada requerimiento clínico.

**PALABRAS CLAVE:** Cerámica dental, clasificación cerámicas, cerámicas de silicato

#### **ABSTRACT**

During the last 40 years, dental ceramics had showed significant technological advances, from feldspatics porcelain to ceramics based on zirconio, improving mechanicals properties, reaching close to 10 foils of flexural and fracture strength. Important characteristics, common to all ceramic systems, are glass phase and crystalline phase proportion, and the amount of porosity, because both affect the mechanicals and optical properties of the final restorations. For better understanding of the wide ceramics options, we propose two ceramics classifications based on composition, which associate the material with their physical properties and the fabrication method, which define the laboratory options and give information related to ceramics advantages and limitations, those information help to make the ceramic selection for each especial clinical requirement.

**KEYWORDS:** Dental Ceramics, Ceramics Classification, Silicate Ceramics

## **INTRODUCCIÓN**

Las cerámicas son definidas como materiales inorgánicos no metálicos, fabricados por el hombre por calentamiento de cristales a elevadas temperaturas<sup>1, 2</sup>. Desde un punto de vista físico, las cerámicas y vidrios son clasificados como materiales de alta resistencia a la compresión pero baja resistencia a la tracción por lo que pueden ser fracturados a tensiones muy bajas. Así, las cerámicas dentales muestran resultados catastróficos a la flexión en comparación con otros materiales dentales, como los metales por ejemplo, los cuales presentan elasticidad y ductibilidad gracias a la naturaleza interatómica de la nube de electrones compartidos, los que pueden fácilmente trasladar la energía aplicada. Lo que les confiere además, la capacidad de ser excelentes conductores térmicos y eléctricos, lo que no ocurre en las cerámicas<sup>3-6</sup>. Por otro lado, los sistemas cerámicos, al ser utilizados en el reemplazo morfológico y funcional de los tejidos dentarios dañados, son considerados altamente estéticos, estables cromáticamente, resistentes a la abrasión y no generan reacciones alérgicas al ser comparadas con los metales.

Clínicamente las restauraciones indirectas de cerámica presentan superior comportamiento longitudinal que las restauraciones directas de resinas compuestas, especialmente en los parámetros estéticos, anatómicos y de resistencia al desgaste<sup>7</sup>. La longevidad de las restauraciones de cerámicas de silicato talladas en sistemas CAD/CAM como CEREC (Sirona, Siemens, Germany) a 10 años son comparables con las tasas de supervivencia de las restauraciones coladas de oro, es decir, presentan baja tasa de fracaso, de aproximadamente 0,7% anual<sup>8,9</sup>.

Durante los últimos 20 años los procesos de alta tecnología aplicados a las porcelanas dentales han permitido el desarrollo de distintas formas de obtención de restauraciones cerámicas, tales como porcelanas coladas, coladas-prensadas, cerámicas inyectadas, cerámicas infiltradas y cerámicas maquinadas o torneadas<sup>10</sup>.

Se considera responsabilidad del odontólogo la elección de la adecuada cerámica para cada caso, porque es quién conoce y domina las variables clínicas que afectan las restauraciones y como estas se modificaran en el largo plazo<sup>11</sup>.

El objetivo de esta revisión es identificar las características de las porcelanas utilizadas con mayor frecuencia en odontología restauradora actualmente, y clasificarlas según su composición y método de fabricación. De la misma forma, se describirán las implicancias clínicas, desde la perspectiva mecánica, estética y funcional que estas clasificaciones representan en la práctica diaria de la profesión.

## **1.- RESEÑA HISTÓRICA DEL USO DE LAS CERÁMICAS EN LA ODONTOLOGÍA.**

En 1770 el químico Alexis Duchateau en un intento de cambiar su maloliente y teñida prótesis dental solicitó la colaboración al dentista parisino Nicolás Dubois de Chémant, quienes trabajaron en distintas formulaciones utilizando los hornos de alta tecnología de la fábrica de porcelanas Guehard, hasta que en 1774 consiguieron fabricar la prótesis dental para Duchateau. Chémant huyó de la revolución francesa hacia Inglaterra y allí, en colaboración con Josiah Wedgegood trabajó refinando las formulaciones de manera de conseguir más translucidez, generando formulaciones ricas en feldespato característica propia de las cerámicas actuales de silicato. En 1808 el odontólogo italiano Giuseppangelo Fonzi utiliza por primera vez la porcelana para el reemplazo de dientes, mediante piezas protésicas individuales que tenían un pin de alambre de

platino como mecanismo de sujeción a una estructura metálica, lo que aportó estética, reparabilidad y posibilidad de confeccionar prótesis parciales<sup>12</sup>. En los años siguientes el desarrollo de las cerámicas dentales se trasladó a EEUU. En Detroit, el Dr. Charles Land, en 1888 fue el que primero confeccionó inlays cerámicos en moldes de platino. Posteriormente, en 1894 se introduce el uso del horno eléctrico, y en 1896 las porcelanas de baja fusión. Así, Land perfecciona la técnica sobre moldes de platino y la introduce a la odontología en 1903<sup>5</sup>.

La mayoría de las cerámicas o porcelanas dentales son estructuras inorgánicas no metálicas, que contienen básicamente compuestos de oxígeno con uno o más elementos como Al, Ca, Li, Mg, P, K, Si, Na, Ti y Zr, siendo raras las estructuras compuestas solo por un elemento. Un número importante de cerámicas dentales contienen una fase cristalina y otra de vidrio según la estructura del Sílice. El típico ejemplo de esta composición es la cerámica feldespática, que está formada básicamente por una fase de matriz de vidrio ( $K_2O - Al_2O_3$ ) y una o más fases cristalinas como por ejemplo la leucita  $K(Si_2Al)O_6$ <sup>5</sup>.

Las porcelanas feldespáticas convencionales poseen sílica ( $SiO_2$ ), feldespato de potasio ( $K_2O, Al_2O_3, 6SiO_2$ ) y/o feldespato de sodio ( $Na_2O, Al_2O_3, 6SiO_2$ ) y en menor proporción utilizan caolín (4%) cuya principal función es unir las partículas. Al mezclarse con agua, el caolín se hace pegajoso y ayuda a mantener juntas las partículas de porcelana húmedas, enriqueciendo la fase vítrea<sup>13, 14</sup>.

## 2.- CLASIFICACIÓN DE LAS PORCELANAS ODONTOLÓGICAS

Existen diversos tipos de cerámicas dentales utilizadas en odontología restauradora<sup>5</sup>, las que tradicionalmente han sido clasificadas con diferentes criterios, entre ellos, según:

- i. *Uso o Indicación:* anteriores, posteriores; carillas, postes y núcleos; fundida sobre metal, pigmentos y glaseados.
- ii. *Composición:* alúmina pura, zirconio puro, cristal de sílice y vitro-cerámicas a partir de leucita o de litio.
- iii. *Método de fabricación:* completamente sinterizadas, parcialmente sinterizadas, infiltradas por vidrio, modeladas o condensadas, coladas e inyectadas, torneadas o maquinadas mediante copadoras o fresadoras a través de sistemas CAD-CAM.
- iv. *Temperatura de horneado o fusión:* baja (900 - 1080°C), media (1080 – 1260°C) o alta fusión (1260 – 1400°C).
- v. *Microestructura:* vítreas, cristalinas y de vidrio con cristal.
- vi. *Translucidez:* opacas, traslúcidas y transparentes.
- vii. *Resistencia a la fractura y abrasividad.*

McLaren y cols el año 2009 y luego Giordano y cols el año 2010 proponen una clasificación que considera el tipo de procesamiento de las cerámicas y sus características micro-estructurales, según la naturaleza de su composición y proporción de la relación vidrio-cristal. A pesar que esto generaría una gran variabilidad, se pueden clasificar en 4 grandes categorías, tal como se observa en la Tabla N° I<sup>6, 15</sup>.

Tabla I.- Clasificación de Giordano y McLaren (2010).

Categoría 1	Sistemas basados en vidrio, principalmente sílice.
Categoría 2	Sistemas basados en vidrio, principalmente sílice, con rellenos generalmente cristalinos, como lo son con leucita o recientemente con disilicato de Litio o diferentes vidrios de alta fusión.
Categoría 3	Sistemas basados en cristales con relleno de vidrios principalmente alúminas.
Categoría 4	Sistemas sólidos policristalinos como alúmina y zirconia

Otra interesante clasificación propuesta por Griggs en el 2007<sup>16</sup>, que combina la clasificación según composición e indicación de Kelly del año 2004<sup>17</sup>, con la clasificación según método de fabricación, se basa en el hecho que cerámicas de similar o igual composición pueden ser fabricadas por diferentes técnicas de laboratorio, donde cada método de fabricación resulta en diferentes defectos, precisión en el ajuste y características de translucidez. Estas diferencias deberían ser importantes para el tratante porque afectan el comportamiento clínico de la cerámica. Esta clasificación incluye 4 grupos tal como se puede ver en la Tabla N° II.

Tabla II.- Clasificación de Griggs según métodos de fabricación.

Condensación de polvo	Método tradicional utilizado para la formación de la porcelana basada en el uso de polvo húmedo de porcelana con un pincel y remoción de los excesos de humedad para compactar las partículas el polvo. Adicionalmente el polvo es compactado por el flujo viscoso de los componentes vídriosos durante el fundido bajo vacío. Las partículas cristalinas le proporcionan resistencia al material y a escala microscópica estas no están conectadas entre sí, sino que se presentan separados por regiones de vidrio. La naturaleza porosa y discontinua de la fase cristalina es responsable de la baja resistencia mecánica. Estas cerámicas son altamente translúcidas por lo que son aplicadas a carillas y núcleos como cerámica de recubrimiento <sup>10, 18-23</sup> .
Infiltradas o Slip Cast	Se efectúa por medio de un molde generalmente de yeso. Implica una réplica negativa con la geometría deseada y sobre la cual se construye la infraestructura de cerámica aluminosa porosa, que luego es completamente sinterizada e infiltrada con vidrio en base a lantano resultando dos fases: la de vidrio y la de infraestructura cristalina. Pueden presentar mayor resistencia a la fractura que las confeccionadas por condensación de polvo por el fortalecimiento de las partículas cristalinas que forma una red continua. Este método ha sido utilizado en odontología solo por el sistema In-Ceram (Vita-Zahnfabrik). Su limitada aplicación probablemente se debería a que el método requiere complicada serie de etapas, que presentan un gran desafío para el logro de precisión en el ajuste y pueden resultar defectos en la cara interna que debiliten el material por la incompleta infiltración del vidrio. Las cerámicas coladas basadas en alúmina contienen en volumen 68% de alúmina, 27% de vidrio y 5% de poros y presentan problemas de opacidad. Las tipo spinell mejoran la translucidez obteniendo resultados similares a las cerámicas prensadas de disilicato de litio a expensas de sus propiedades mecánicas <sup>24-27</sup> .
Coladas a presión	Fabricadas por el método de la cera perdida, se utiliza cerámica dental prensable, que son lingotes de estructura cristalina distribuidas en un material de vidrio. Su estructura es similar a la condensable de polvo pero con menor porosidad por su sistema de fabricación, donde un tratamiento térmico transforma parte del vidrio en estructura de cristales, este proceso es controlado y determina un material homogéneo. En el laboratorio este material se calienta a temperaturas que lo tornan altamente viscoso y lentamente son presionados a la cámara de colado. La ventaja de este sistema se basa en que los laboratoristas están entrenados con colados metálicos y logran precisos ajustes con el método de la cera perdida. Contrario a la creencia, el alto contenido cristalino y la ausencia de poros, no necesariamente aumenta la resistencia a la fractura. Las cerámicas

	prensables se utilizan para núcleos o casquetes y restauraciones monolíticas como inlays, onlays, carillas y coronas completas <sup>25, 26, 28</sup> .
CAD-CAM	Cubos o lingotes de cerámica tallados por herramientas controladas por computador. En el caso de cerámicas presinterizadas, los cubos son porosos y es posible tallarlos sin fracturas cerámicas. En el caso de las no sinterizadas deben ser sinterizadas posteriormente para eliminar la porosidad y el computador debe compensar la contracción que ocurrirá en el sinterizado para lograr precisión en el ajuste. En los últimos años se ha incrementado su uso para inlay/onlay, núcleos, pilares protésicos sobre implantes y estructuras complejas <sup>29, 30</sup> .

Todas las clasificaciones anteriores son consideradas confusas y de difícil entendimiento para su aplicación clínica. Podría resultar una mejor comprensión si se intenta entender su composición y propiedades físicas, las que están directamente asociadas a su micro-estructura, determinada por la cantidad y tipo de fases vítro-cristalinas. Junto con conocer los procesos de fabricación a través de los cuales se obtienen y que permiten identificar la mejor indicación para cada situación clínica.

### 3.- CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS SEGÚN COMPOSICIÓN

Clasificar las cerámicas según su composición, nos permite relacionar estos materiales con su uso, aplicación, características físico-mecánicas y manejo clínico del material. De esta forma, se propone la siguiente clasificación, tal como se muestra en la tabla N° III:

Tabla III.- Clasificación según composición

<p><b>I. Cerámicas de Silicato o Feldespáticas:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>a. Convencionales</li> <li>b. Aluminosas</li> <li>c. Reforzadas <ul style="list-style-type: none"> <li>i. Con leucita:</li> <li>ii. Con disilicato de Litio</li> </ul> </li> </ul> <p><b>II. Cerámicas de Óxido:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>a. De óxido de alúmina</li> <li>b. De óxido de Zirconio</li> </ul> <p><b>III. Cerámicas vítreas o Vitrocerámicas</b></p>
---

**I. Cerámicas de Silicato o Feldespáticas:** En su composición y estructura domina una matriz vítrea (compuesto inorgánico no metálico que carece de estructura cristalina), compuesta de feldespato (75-85%), de la cual dependen principalmente las propiedades ópticas y de una fase cristalina compuesta principalmente por cuarzo  $\text{SiO}_2$  (15-80%), leucita (0-55%), alúmina  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (11-60%), caolín  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-2H}_2\text{O}$  (0-5%) y por pigmentos constituidos por óxidos metálicos (1%), tal como se puede observar en la Tabla N° IV.

Tabla IV. Cerámicas de silicato.

Estructura	Componentes	Proporción	Propiedades
Fase Vítrea	Feldespato de Al y K	75-85%	Conforman la matriz vítrea y otorgan propiedades

			ópticas
Fase Cristalina	Cuarzo	15-80%	Resistencia mecánica
	Leucita	0-55%	Compatibiliza CET para núcleos metálicos
	Alúmina	11-60%	Resistencia mecánica
	Caolín	0-5%	Permite el moldeo y actúa como opacante
	Pigmentos	1%	Proporciona los efectos de color y fluorescencia

La gran variabilidad en la proporción de sus elementos constituyentes justifica la sub-clasificación de este grupo de cerámicas y son las dos fases en su conjunto las que determinan finalmente su comportamiento clínico en cuanto a sus propiedades físico-mecánicas y estéticas.

**a. CONVENCIONALES:** Son las cerámicas de composición convencional, contienen 75 a 85% de feldespato de Potasio ( $K_2O-Al_2O_3-6(SiO_2)$ ) o feldespato de Sodio  $Na_2O-Al_2O_3-6(SiO_2)$  o ambos, cuarzo  $SiO_2$  (46-66%), leucita  $K(Si_2Al)O_6$  (5-25%), alúmina  $Al_2O_3$  (11-17%), caolín  $Al_2O_3-SiO_2-2H_2O$  (3-5%) y los pigmentos (1%) Tienen una resistencia a la flexión de 80-90 MPa. Son consideradas como cerámicas de baja resistencia y son utilizadas principalmente como cerámicas de recubrimiento de subestructuras metálicas (nobles, metal base o Titanio) o cerámicas (de óxido de alúmina o de óxido de zirconio), debiendo tener un coeficiente de expansión térmica compatible. En su gran mayoría pueden manipularse por el técnico laboratorista mediante modelado con pincel (Vita VM7, Vita VM9, IPS emax ceram, Vita VM13, Vita VM15, IPS inline); aunque también existen para ser prensadas e inyectadas (IPS emaxZir-Press, IPS LinePOM, Vita PM9).

**b. ALUMINOSAS:** En 1965, Mc Lean y Hughes<sup>31</sup> reportaron investigaciones en la formulaciones de la porcelana feldespática, logrando aumentar la resistencia a la flexión a 180 MPa mediante la adición de partículas de óxido de alúmina en al menos un 50%. Éstas contienen 30-40% de feldespato de Potasio ( $K_2O-Al_2O_3-6(SiO_2)$ ) o feldespato de Sodio  $Na_2O-Al_2O_3-6(SiO_2)$  o ambos, cuarzo  $SiO_2$  (15-17%), leucita  $K(Si_2Al)O_6$ , alúmina  $Al_2O_3$  (45-60%).

Son consideradas cerámicas de mediana resistencia y pueden ser utilizadas como restauraciones monolíticas en el sector anterior como carillas estéticas o en el sector posterior como inlays y onlays. Sin embargo, también pueden utilizarse como núcleo de carillas o corona en dientes anteriores, las que deben ser recubiertas con las cerámicas compatibles más estéticas del subgrupo anterior. Son manipuladas por medio de modelado con pincel (Vitadur N, Vita Omega 900, Esthetic Line), o por torneado o maquinado mediante sistemas CAD-CAM (Mark II, Triluxe).

**c. REFORZADAS:** Son cerámicas que mantienen gran parte de la composición fundamental de las porcelanas de uso odontológico convencionales, pero se introducen en ellas modificaciones que refuerzan sus propiedades físico-mecánicas y mejoran sus propiedades ópticas-estéticas. Se reconocen dos subgrupos:

**I.- REFORZADAS CON LEUCITA:** Su fase cristalina está compuesta fundamentalmente de cuarzo (40-63%) contienen leucita  $K(Si_2Al)O_6$  (40-55%), alúmina  $Al_2O_3$  (18-20%), por lo que logran alcanzar una resistencia a la flexión de 160 a 300 MPa. La perfecta distribución de los cristales de leucita que se obtienen después del prensado y enfriamiento logran incrementar la resistencia sin afectar considerablemente la traslucidez<sup>32-34</sup>. Son utilizadas principalmente para subestructuras de carillas, coronas y prótesis fija plural de 3 piezas anteriores que requieren ser recubiertas con cerámicas convencionales, aunque también pueden ser utilizadas como restauraciones monolíticas que para

alcanzar la estética adecuada deben ser “maquilladas” con cerámicas especialmente concebidas para estos efectos. Las restauraciones de este tipo de cerámica son principalmente obtenidas mediante prensado e inyectado (Empress Esthetic-ex Empress 1, OPC, Finesse, Cerogold), aunque también existen para ser modeladas (Optec, Cerinate, Mirage) y para ser torneadas o maquinadas (Pro CAD, IPS Empress CAD)<sup>32, 33, 35, 36</sup>.

**II.- REFORZADAS CON LITIO:** Su fase cristalina alcanza un volumen significativo (60%) y homogéneo de cristales alargados densamente dispuestos y de gran tamaño después del prensado y está compuesta fundamentalmente de cuarzo (57-80%) contienen dilicato de litio K (11-19%) y alúmina  $Al_2O_3$  (0-5%), por lo que logran alcanzar una resistencia a la flexión de 320-450 MPa<sup>37, 38</sup>. Son utilizadas principalmente para sub-estructuras de carillas, coronas y prótesis fija plural de tres piezas hasta nivel de premolares. Requieren ser recubiertas con cerámicas convencionales, aunque también pueden ser utilizadas como restauraciones monolíticas al presentar entre 6 a 9 distintos grados de traslucidez. Alcanzan un excelente rendimiento estético al tener la posibilidad de ser “maquilladas” o mediante la técnica “cut-back”, que consiste en eliminar por desgaste (corte) la porción incisal y parte de la vestibular de manera de generar el espacio para que puedan ser recubiertas con porcelanas feldespáticas convencionales con mejores propiedades estéticas mediante estratificación. Las restauraciones de este tipo de cerámica son principalmente obtenidas mediante prensado e inyectado (e-max Press ex Empress 2, Style Press), o mediante torneado o maquinado (e-max CAD).

**II. CERÁMICAS DE ÓXIDOS:** Son materiales policristalinos<sup>39</sup> con escasa o nula fase vítrea, por lo que tienen una alta opacidad, lo que determina que fundamentalmente se utilicen para fabricar subestructuras. Pueden contener óxidos simples como óxido de alúmina, dióxido de zirconio o dióxido de titanio, así como óxidos más complejos como espinelas, ferritas, etc<sup>40</sup>.

**a.- DE ÓXIDO DE ALÚMINA:** Están compuestas por un 85% de partículas de óxido de aluminio de 2-5 nm de diámetro. Esta elevada concentración de alúmina le confiere una resistencia a la flexión de 500 MPa,. Dentro de éstas encontramos VITA In-Ceram Alúmina, VITA In-Ceram Spinell en la cual se sustituye la alúmina por un óxido mixto de magnesio y alúmina lo que le proporciona mayor translucidez a la subestructura o cofia de porcelana. Esto es debido tanto al origen cristalino de la espinela ( $MgAl_2O_4$ ), que le confiere propiedades ópticas isotrópicas, como al bajo índice de refracción de los cristales, alcanzando 400 MPa de resistencia a la flexión; por último, existe In-Ceram Zirconio, que está constituida por un 67% de óxido de aluminio y un 33% de óxido de zirconio consiguiendo elevar la resistencia a la flexión hasta los 600 MPa<sup>41</sup>.

La porcelana Procera All-Ceram fue desarrollada por Andersson y Oden<sup>42</sup>, presentando 99,9% de óxidos de alúmina que le proporcionan alta resistencia a la fractura alcanzado 680 MPa. Estas porcelanas deben ser recubiertas por cerámicas feldespáticas convencionales.

**b.- DE ÓXIDO DE ZIRCONIO:** Se trata de un material polimórfico de estructura monoclinica (a temperatura ambiente hasta 1170°C), estructura tetragonal (desde 1170°C hasta 2370°C) y cúbica (sobre los 2370°C hasta su punto de fusión)<sup>43</sup>. Para lograr estabilizarlo en la estructura tetragonal a temperatura ambiente, que es la más resistente a la propagación de las fracturas, se estabiliza parcialmente con óxido de itrio (magnesio, cerio y calcio), ocurriendo en el material el fenómeno de “transformación de endurecimiento”<sup>44</sup>. Las cofias internas están formadas por una masa de cristales compactados, altamente sinterizados, prácticamente fundidos los unos con los

otros, motivando la presencia mínima o nula de porosidades merced a las técnicas de procesamiento de los núcleos en el laboratorio dental mediante técnicas de CAD-CAM. La composición típica es de un 95% de óxido de zirconio y un 5% de óxido de itrio. El zirconio, además, constituye un refuerzo para la porcelana que integra debido a su elevado módulo de ruptura de aproximadamente 900 MPa y su alta dureza de 1200 HV. Entre los sistemas disponibles están Procera Zirconio<sup>®</sup>, Lava System<sup>®</sup>, Kavo Everest<sup>®</sup>, Zirkonzahn<sup>®</sup>, IPS e max ZirCAD<sup>®</sup>, Denzir<sup>®</sup>, etc<sup>45, 46</sup>.

**IV.- VITROCERÁMICAS O CERÁMICAS VÍTREAS:** En 1968, Mc Culloch fue el primero en describir como se hacían los dientes artificiales, veeners y coronas en base a vidrio de cerámicas<sup>47</sup>, sus esfuerzos combinados con Pilkington Glass Company de Inglaterra, recibieron muy poco reconocimiento. Es a partir de los trabajos de Grossman y Adair que se introdujeron al mercado con el nombre de Dicor<sup>®48, 49</sup>. El vidrio cerámico original contenía cristales de flúor-mica tetrasílicos ( $K_2Mg_5SiO_2OF_4$ ), lo que otorgaba flexibilidad y resistencia a la estructura. Sin embargo, como Mc Culloch reportó<sup>47</sup>, éstas sólo podían colorearse superficialmente, lo que en uso, se desgastaba y perdía rápidamente. Así, posteriormente Dicor<sup>®</sup>, se comenzó a colar para obtener sub-estructuras que eran recubiertas con una cerámica aluminosa especialmente formulada. Sin embargo, las sub-estructuras de grosor menor a 1 mm., durante el uso tendían a fracturarse quizás como resultado del proceso térmico de la cerámica de recubrimiento. Así quedó prácticamente indicada para realizar inlays cerámicos<sup>50</sup>.

#### **4.- CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS SEGÚN SU MÉTODO DE OBTENCIÓN O MÉTODO DE FABRICACIÓN**

Basados en la clasificación publicada por Griggs (2007) se propone la siguiente clasificación ampliada a 5 sub grupos:

**I. MODELADAS:** Generalmente en su composición corresponden a las cerámicas feldespáticas convencionales con pequeñas pero importantes variaciones. Se obtienen por la mezcla del polvo cerámico y agua destilada o líquido de moldear y se trabajan o manipuladas generalmente con pincel u otro instrumental de laboratorio. Son indicadas principalmente como recubrimiento de núcleos de metales nobles y no nobles (Vita VM9<sup>®</sup>, Vita VM13<sup>®</sup>, Vita VM15<sup>®</sup>, IPS InLine One<sup>®</sup>, IPS InLine<sup>®</sup>). Su contenido de leucita, permite el aumento del coeficiente de variación térmica (CVT), haciéndolo compatible con este tipo de subestructuras. Para recubrir titanio, cerámicas de óxido y aluminosas (Hi Ceram<sup>®</sup>), existen cerámicas libres de leucita (Vita VM7<sup>®</sup>). También existen cerámicas para modelar que recubren estructuras de disilicato de litio o de zirconio obtenidas por prensado o maquinado y en su composición contienen relleno de cristales de nano-flúor-apatita y micro-flúor-apatita (IPS e max ceram<sup>®</sup>), lo que permite un efecto estético muy similar a la estructura dentaria. Por último existen cerámicas reforzadas con leucita para restauraciones monolíticas que son manipuladas por modelado (Mirage<sup>®</sup>, Optec<sup>®</sup>).

**II. COLADAS:** Representante de esta forma de porcelana es el sistema Dicor<sup>®</sup> cerámica vítrea que funde a 1360°C entre sus componentes destacan sílice, óxido de aluminio, óxido de potasio, óxido de magnesio y óxido de zirconio, la fase cristalina se compone de flúor-mica tetracíclica, que proporciona resistencia a la fractura, alcanza aproximadamente el 55% de cristalización por medio de un tratamiento posterior al endurecimiento y enfriamiento. Luego es sometida a la temperatura de 1075°C, durante seis horas, que le proporciona traslucidez a la masa. Recientemente se ha desarrollado una nueva generación de cerámica denominada Dicor MGC<sup>®</sup>, que es una vitrocerámica para tallado que se integra al grupo de las cerámicas para CAD/CAM<sup>51-54</sup>.

**III. PRENSADAS E INYECTADAS:** En su procesado se requiere equipamiento especial para fundir un lingote o pastilla, que en ese estado es inyectado a presión dentro de una cámara de inyección. Existen para este método cerámicas feldespáticas convencionales con contenido de leucita que tienen como indicación recubrir estructuras de aleaciones metálicas nobles y no nobles (InLine POM®) y cerámicas feldespáticas reforzadas con leucita para restauraciones monolíticas que pueden ser recubiertas total o parcialmente (OPC®, Empress Esthetic® ex Empress 1, Finesse®, Cerogold®). Además se encuentran los materiales cerámicos más utilizados de esta categoría que son reforzadas con disilicato de litio para sub-estructuras o también para ser utilizadas como restauraciones monolíticas o parcialmente recubiertas en la técnica de “cut back” antes descrita (IPS emax Press®, ex Empress 2, Style Press®). También existe una cerámica de recubrimiento con variados grados de traslucidez para subestructuras de zirconio (IPS emax Zir Press®), que presentan cristales de fluorapatita en su composición y que a su vez pueden ser maquillados con cerámicas para modelar (IPS e max Ceram®). VITA PM9, también es una cerámica de recubrimiento para inyectar sobre estructuras VITA In Ceram YZ, los cuales son bloques para fabricar estructuras maquinadas que requieren sinterización y no infiltración como es el origen del sistema VITA In-Ceram<sup>36</sup>.

**IV. INFILTRADAS:** Vita In-Ceram alúmina fue introducida el año 1989 y fue desarrollada por el odontólogo francés, especialista en materiales dentales Michael Sadoun y fue el primer sistema totalmente cerámico en Europa. Polvo de óxido de aluminio (70%) es mezclado con un líquido especial en un baño ultrasónico y aplicado y presinterizado en un modelo de material refractario. Posteriormente, la estructura porosa obtenida es infiltrada con un vidrio de sodio-lantano combinado en un proceso térmico especial, que permite que las partículas de óxido de aluminio aumenten sus uniones de contacto pero sin sufrir contracción. Luego esta estructura es recubierta con la porcelana convencional VITA VM7®. Desde 1993, este material existe en bloques que pueden ser maquinados mediante procesos que involucran la tecnología CAD-CAM. En este mismo año, se introduce In-Ceram Spinell, que es una cerámica de óxido basada en una mezcla de óxido de aluminio y óxido de magnesio con lo que se obtiene una estructura de alta traslucidez. Posteriormente en 1999, se introduce Vita In-Ceram Zirconio, y está basado en una estructura de óxido de aluminio reforzada óxido de zirconio<sup>1, 17, 41</sup>.

**V. CAD-CAM:** Las restauraciones CAD-CAM o asistidas por computador, denominadas así por sus iniciales en inglés (Computer-Aided Design y Computer-Aided Manufacturing) fueron introducidas hace más de 50 años<sup>55</sup>. Duret y sus colegas fueron los pioneros en la tecnología CAD-CAM alrededor de los años 70 donde crearon un sistema llamado Sopha que no fue comercializado ampliamente por sus pobres resultados<sup>56, 57</sup>. Posteriormente, Mormann y Brandestini crean el sistema CEREC ampliamente distribuido en el planeta<sup>58</sup>. Hoy, gracias a los sofisticados programas de diseño, al avance de la robótica y la investigación en biomateriales, es posible lograr restauraciones cerámicas parciales o completas diseñadas y procesadas por computador<sup>59</sup>. Todos estos sistemas constan de tres fases: la digitalización, el diseño y el maquinado<sup>5,60</sup>. Dependiendo de esta última fase de producción, es decir, del maquinado o manufactura (CAM) es que se clasifican a su vez éstos sistemas de cerámicas en:

**a.- TORNEADAS O MAQUINADAS:** Es la más utilizada hasta hoy de las tecnologías CAD/CAM en la odontología. Consiste en un robot fresador que talla o maquina con fresas los materiales. Han evolucionado desde los dos ejes a los cinco ejes, mejorando con esto la acuciosidad en terminaciones finales y el costo de tiempo de producción. Lo más común es que se maquinen

bloques de cerámicas de óxido de zirconio, parcialmente sinterizados con un tamaño 20 a 25% mayor, de manera que cuando se someta al sinterizado final se alcance el tamaño real que la estructura requiere. La ventaja de tallar estructuras parcialmente sinterizadas (“soft milling”), es el equipamiento más sencillo para lograrlo, el tiempo requerido, la vida útil de las fresas utilizadas y el tratamiento térmico del sinterizado final que se requiere nos asegura las mejores propiedades mecánicas de la estructura fabricada. Sin embargo también existen sistemas que maquinan bloques de óxido de Zr totalmente sinterizados (“hard milling”), permitiendo restauraciones inclusive monolíticas (que no requieren revestimiento). En éstas no se requiere compensar el tamaño en el fresado, por lo que se consiguen los valores más altos de ajuste, sin embargo, se ha planteado la posibilidad de que sean afectadas las propiedades mecánicas del Y-ZrO al modificar la configuración estructural de los cristales y se cuestiona el desgaste que podrían generar las restauraciones monolíticas sobre superficies de esmalte natural de las piezas dentarias antagonistas<sup>46</sup>. Sin embargo, en este grupo se encuentra además una gran variedad de materiales cerámicos de distinta composición y método de fabricación, así por ejemplo encontramos los cubos de cerámica feldespáticas Vitablocs MK II (Sirona Systems GmbH), de propiedades abrasivas más próximas al esmalte. Son fabricadas por sinterizado y vacío a 1.170 °C y poseen mayor flexibilidad (15 Mpa); la porcelana Dicor MGC (Corning Glass Work Inc, USA) constituido por una vitrocerámica utilizada con los mismos objetivos que la anterior, presenta alta fluorescencia y baja conductividad; IPS e.max CAD, (Ivoclar, Vivadent), que está constituida por vidrio de disilicato de litio (LS<sub>2</sub>) que proveen alta estética al incorporar tres niveles de transparencia (alta, baja y opacidad media) pudiendo indicarse en carillas, inlay/onlay, coronas o supra estructuras sobre implantes. Estas tres últimas cerámicas presentan ventajas tales como baja porosidad y abrasividad.<sup>61</sup> Por otro lado, existe un método de torneado o maquinado que no involucra la tecnología CAD/CAM (Zirkonzahn®), sino que consiste en un torno (fresadora/copiadora llamada “volksfräser”) que funciona montado en un pantógrafo, en el cual el operador en un extremo “lee” una estructura de resina en escala 1:1 y el otro extremo el torno genera la réplica de la estructura con un 25% mayor de volumen para su posterior sinterización. Este sistema no exige la participación de un ordenador ni en el diseño ni en la fabricación.

**b.- SINTERIZADAS POR LÁSER:** Tecnología que se comienza a introducir en la odontología para la fabricación de implantes de un “composite” de vidrio cerámico de apatita-mullita y un vidrio de fosfato-hidroxiapatita debido a sus potenciales propiedades biológicas<sup>62</sup>. El proceso se conoce como “sinterizado láser selectivo” (SLS) y utiliza un vidrio basado en un sistema de SiO<sub>2</sub>-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>-CaO-CaF<sub>2</sub> que cristaliza en un vidrio cerámico con fases apatita y mullita aglutinado por un acrílico mediante el SLS, obteniendo una estructura en verde que luego es post-procesada a 1200°C para remover el acrílico y cristalizar completamente el material, alcanzando una resistencia a la flexión de 102 MPa<sup>63</sup>. Tara M.A. y cols. probaron esta tecnología con éxito en pacientes rehabilitándolos con coronas individuales de metal-cerámica obteniendo resultados prometedores<sup>64</sup>.

**c.- INYECCIÓN DE TINTA DE CERÁMICA (“Robocasting”)<sup>65</sup>:** Proceso donde una pasta de cerámica de óxido de alúmina o de óxido de zirconio estabilizado con itrio es depositada capa por capa. A su vez existen dos formas de “robocasting; la primera es utilizando los archivos (STL) de una estereolitografía, los que son invertidos y la estructura es “imprimida” con tinta de Y-ZrO, sin necesidad de un soporte para aquello, ya que es la superficie oclusal la que se imprime primero sirviendo de soporte para la estructura que se está imprimiendo. La segunda forma es co-depositando una tinta de carbón negro junto con la pasta de cerámica. El carbón es removido durante el sinterizado posterior.

## 5.- IMPLICACIONES CLÍNICAS

Durante el proceso de definir los recursos terapéuticos, el profundo conocimiento de las propiedades y características particulares de las cerámicas por parte del clínico, le permitirá realizar una selección apropiada de la mejor alternativa para un determinado caso específico. Las variables más relevantes en este proceso de selección, son la resistencia estructural de las restauraciones, las propiedades estéticas asociadas al grado de translucidez de los núcleos y los mecanismos de unión entre los sustratos protésicos y los tejidos dentarios. Es así como en pacientes con parafunciones como el bruxismo, o en aquellos que sobrecarguen excesivamente el sector anterior (pacientes clase III esquelética con oclusión vis a vis) o el sector posterior (pacientes clase II esquelética división 1), la indicación de cerámicas de óxido de zirconio confeccionadas por sistemas CAD CAM podría ser la mejor elección debido a los altos valores de resistencia flexo-compresivas de estos materiales (900 a 1200 Mpa). En estos casos es posible aumentar los valores de retención de las restauraciones arenando e imprimando la superficie interna de las estructuras con monómeros basados en MDP (10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) con el fin de asegurar enlaces químicos primarios entre los óxidos metálicos de estas estructuras y las moléculas orgánicas de los cementos de resina<sup>66-68</sup>.

Adicionalmente, frente a las altas demandas estéticas particularmente del sector antero-superior como por ejemplo en casos de pacientes con línea de la sonrisa alta, biotipo gingival fino o altas expectativas respecto a los resultados del tratamiento, podría indicarse la confección de restauraciones feldespáticas reforzadas con óxido de litio debido a sus excelentes propiedades ópticas de translucidez y resistencia mecánica. En este caso, también es posible lograr unión química entre el sustrato cerámico y el cemento de resina a través de la creación de microretenciones con ácido fluorhídrico y la aplicación de un activador de superficie basado en una molécula de vinil-silano<sup>68-71</sup>. En estos casos también es posible indicar cerámicas altamente estéticas como las cerámicas de óxido de alúmina y magnesio (In-Ceram Spinell) cuyos valores de resistencia son relativamente bajos en comparación con otras cerámicas de óxido, pero su alta translucidez (muy similar al de la dentina) prácticamente elimina el efecto de ensombrecimiento cervical de las estructuras protésicas producido por la interferencia de cuerpos opacos al paso de la luz hacia los tejidos gingivales marginales y el primer tercio radicular ("umbrella effect")<sup>72</sup>.

A pesar del gran desarrollo que han tenido las cerámicas durante los últimos años, en general son más abrasivas que el esmalte humano, sin embargo las cerámicas maquinadas son significativamente menos abrasivas y más resistentes al desgaste que la aluminosa convencional, al punto de no presentar diferencias significativas con el oro<sup>73</sup>.

Así, la decisión de indicar una u otro tipo de cerámica depende de una serie de consideraciones clínicas que el tratante debe manejar adecuadamente, a través del conocimiento detallado de las propiedades de cada una de las cerámicas de uso en odontología restauradora en el presente.

## 6.- CONCLUSIONES

La Odontología debe buscar comprender las ventajas y limitaciones de las cerámicas dentales, para reducir en el diseño de las preparaciones biológicas y la selección del material, los riesgos de fractura y sus consecuentes complicaciones clínicas. La clasificación propuesta de las cerámicas dentales según su composición, permite relacionar las características del material con sus propiedades físico mecánicas y ayuda a definir su indicación y manejo clínico. Situación similar

ocurre con el conocimiento del método de fabricación de cada cerámica, que ayuda a precisar las bases del manejo restaurador para cada caso clínico.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997;128(3):297-307.
2. Bumgardner JD, Lucas LC. Cellular response to metallic ions released from nickel-chromium dental alloys. *J Dent Res* 1995;74(8):1521-7.
3. Rizkalla AS, Jones DW. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dent Mater* 2004;20(2):207-12.
4. Rizkalla AS, Jones DW. Indentation fracture toughness and dynamic elastic moduli for commercial feldspathic dental porcelain materials. *Dent Mater* 2004;20(2):198-206.
5. Anusavice KJ, Phillips RW. Phillips. Science of dental materials, 11th ed. St. Louis, Mo.: Saunders, 2003; xxv, 805 p.
6. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31(9):682-4, 6, 8 passim; quiz 98, 700.
7. Vanoorbeek S, Vandamme K, Lijnen I, Naert I. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. *Int J Prosthodont* 2010;23(3):223-30.
8. Zimmer S, Gohlich O, Ruttermann S. Long-term survival of Cerec restorations: a 10-year study. *Oper Dent* 2008;33(5):484-7.
9. Posselt A, Kerschbaum T. Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *Int J Comput Dent* 2003;6(3):231-48.
10. Denry IH, J.A. Ceramics for dental applications: A review. *Materials* 2010;3:351-8.
11. Martínez FP, G.; Suarez, MJ.; Rivera, B. Cerámicas dentales: Clasificación y criterios de selección. *RCOE* 2007;12(4):253-63.
12. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:84-96.
13. Roulet JF, Soderholm KJ, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res* 1995;74(1):381-7.
14. Santos GC, Jr., Santos MJ, Rizkalla AS. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *J Can Dent Assoc* 2009;75(5):379-84.
15. Mac Laren EA, Cao PT. Ceramic in dentistry, Part I: Classes of materials. *Inside dentistry* 2009(OCT):94-03.
16. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2007;51(3):713-27, viii.
17. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):viii, 513-30.
18. Antonson SA, Anusavice KJ. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *Int J Prosthodont* 2001;14(4):316-20.
19. Mackert JR, Jr., Evans AL. Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. *J Dent Res* 1991;70(2):137-9.
20. Magne P, Belsler U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont* 1997;10(5):459-66.
21. Jung YG, Peterson IM, Pajares A, Lawn BR. Contact damage resistance and strength degradation of glass-infiltrated alumina and spinel ceramics. *J Dent Res* 1999;78(3):804-14.
22. Macker JRJE, A.L. Quantitative X-ray diffraction determination of leucite thermal instability in dental porcelain. *Journ Am Ceram Soc* 1991;74:450-3.
23. Denry ILR, S.F. All-ceramic restorations in contemporary fixed prosthodontics. St Louis, MO USA: Ed Mosby-Elsiever, 2006.
24. Pallis K, Griggs JA, Woody RD. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004;91(6):561-9.
25. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10(5):478-84.
26. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2003;90(5):459-64.
27. Carrier DD, Kelly JR. In-Ceram failure behavior and core-veneer interface quality as influenced by residual infiltration glass. *J Prosthodont* 1995;4(4):237-42.
28. Tinschert J, Zweg D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000;28(7):529-35.
29. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002;46(2):405-26, viii.
30. Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006;22(8):778-84.
31. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119(6):251-67.
32. Nakamoto H, Sugisawa H, Kawahara K. Microstructure of etched "IPS Empress" heat-pressed ceramics observed by SEM. *J Nihon Univ Sch Dent* 1996;38(1):31-6.
33. Heinenberg BJ. [IPS-Empress with new ceramic technology]. *Quintessenz Zahntech* 1991;17(4):475-9.
34. Touati B. Versatility and aesthetics of the IPS Empress all-ceramic system. *Signature* 1996:8-11.
35. Schulz P, Johansson A, Arvidson K. A retrospective study of Mirage ceramic inlays over up to 9 years. *Int J Prosthodont* 2003;16(5):510-4.
36. Heintze SD, Rousson V. Fracture rates of IPS Empress all-ceramic crowns--a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010;23(2):129-33.
37. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000;13(6):468-72.

38. Luo XP, Watts DC, Wilson NH. [Microstructure and mechanical property of a new IPS-Empress 2 dental glass-ceramic]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2005;40(2):147-9.
39. Kelly JR. Dental ceramics: what is this stuff anyway? *J Am Dent Assoc* 2008;139 Suppl:4S-7S.
40. Fons AS, M.F.; Granel, M.; Labaig, C.; Martínez, A. Selección de la cerámica a utilizar en tratamiento mediante frentes laminados de porcelana. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11(E):297-302.
41. Wassermann A, Kaiser M, Strub JR. Clinical long-term results of VITA In-Ceram Classic crowns and fixed partial dentures: A systematic literature review. *Int J Prosthodont* 2006;19(4):355-63.
42. Andersson M, Razzoog ME, Oden A. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 1998;29(5):285-96.
43. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299-307.
44. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1-25.
45. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):viii, 531-44.
46. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;37(8):641-52.
47. MacCulloch WT. Advances in dental ceramics. *Br Dent J* 1968;124(8):361-5.
48. Adair PJ. Dental products and processes involving mica compositions. US patent. 4,431,420 1973.
49. Grossman DG. Tetrasilicic mica glass-ceramic method. US Patent. 3,732,087 1973.
50. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85(1):61-6.
51. Fradeani M, Barducci G. Versatility of IPS Empress restorations. Part I: Crowns. *J Esthet Dent* 1996;8(3):127-35.
52. Hoard RJ, Chiang PC, Hewlett ER, Caputo AA. Marginal discrepancy as related to margin design in porcelain-fused-to-Dicor restorations. *Oral Health* 1993;83(3):15-6, 8.
53. Vega del Barrio JM. Porcelanas y cerámicas actuales. *RCOE* 1999;4(1):41-54.
54. Touati BM, P.Y.; Nathanson, D.;. Sistemas cerámicos actuales en odontología estética y restauraciones cerámicas. In: S.A. M, ed., 2000.
55. Rekow ED. Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. *J Am Dent Assoc* 2006;137 Suppl:5S-6S.
56. Duret F. [Dental CAD-CAM six years after the first presentation at the 1985 A.D.F. Congress]. *Actual Odontostomatol (Paris)* 1991;45(175):431-54.
57. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent* 1991;1(2):150-4.
58. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int* 1989;20(5):329-39.
59. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204(9):505-11.
60. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:97-106.
61. Thompson JY, Bayne SC, Heymann HO. Mechanical properties of a new mica-based machinable glass ceramic for CAD/CAM restorations. *J Prosthet Dent* 1996;76(6):619-23.
62. Lorrison JC, Dalgarno KW, Wood DJ. Processing of an apatite-mullite glass-ceramic and an hydroxyapatite/phosphate glass composite by selective laser sintering. *J Mater Sci Mater Med* 2005;16(8):775-81.
63. Goodridge RD, Wood DJ, Ohtsuki C, Dalgarno KW. Biological evaluation of an apatite-mullite glass-ceramic produced via selective laser sintering. *Acta Biomater* 2007;3(2):221-31.
64. Tara MA, Eschbach S, Bohlsen F, Kern M. Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology. *Int J Prosthodont* 2011;24(1):46-8.
65. Silva NR, Witek L, Coelho PG. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont* 2011;20(2):93-6.
66. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent* 2009;34(3):280-7.
67. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007;23(1):45-50.
68. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):268-74.
69. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Oper Dent* 1998;23(5):250-7.
70. Barghi N, Berry T, Chung K. Effects of timing and heat treatment of silanated porcelain on the bond strength. *J Oral Rehabil* 2000;27(5):407-12.
71. Barghi N. To silanate or not to silanate: making a clinical decision. *Compend Contin Educ Dent* 2000;21(8):659-62, 64; quiz 66.
72. Magne P, Magne M, Belser U. The esthetic width in fixed prosthodontics. *J Prosthodont* 1999;8(2):106-18.
73. al-Hiyasat AS, Saunders WP, Sharkey SW. Investigation of human enamel wear against four dental ceramics and gold. *J Dent* 1998;26(5-6):487-95.