



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**Diferencias en el comportamiento mecánico entre
porcelanas convencionales y cerámicas modernas.
(Revisión bibliográfica)**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

LETICIA PEÑA OSORIO

DIRECTOR: MTRO. JORGE MARIO PALMA CALERO

MÉXICO, D.F.

2005

V^o B^o *Jorge Mario Palma Calero*

m 247861

INDICE

INTRODUCCIÓN	4
CAPÍTULO I. ANTECEDENTES HISTÓRICOS DE CERÁMICA DENTAL	6
Generalidades	8
Biocompatibilidad	11
Generalidades de cerámica	13
a) Porcelanas feldespáticas	13
b) Porcelanas con alúmina	15
c) Porcelanas reforzadas con leucita	17
d) Cerámica de disilicato de litio	18
e) Cerámica de zirconia	21
CAPÍTULO II. NORMATIZACIÓN	24
Requerimientos de la norma ANSI/ADA	25
Propiedades a cumplir por cerámicas dentales	25
Resistencia flexural	25
CAPÍTULO III. CARACTERÍSTICAS DE RESISTENCIA FLEXURAL DE PORCELANAS	27
a) Porcelanas feldespáticas	27
b) Porcelanas con alúmina	27
c) Porcelanas con alto contenido de leucita	28
d) Cerámicas de zirconia	29

CAPÍTULO IV. OTRAS PROPIEDADES	
Solubilidad química	30
Resistencia a la pigmentación	31
Contracción lineal a la cocción	31
CAPÍTULO V. REVISIÓN DE INVESTIGACIÓN IN VITRO	32
CONCLUSIONES	52
BIBLIOGRAFÍA	54

INTRODUCCIÓN

Debido a la gran demanda que han tenido los materiales estéticos en los últimos años, se han desarrollado varios materiales y entre ellos, sistemas cerámicos con diferentes variantes en sus propiedades generales y también en un intento de mejorar las propiedades mecánicas de las convencionales. Los intentos por copiar a la perfección el diente natural han tenido bastante aproximación con las distintas porcelanas que han hecho su aparición en los últimos años.

Las primeras porcelanas empleadas en Odontología eran de las llamadas feldespáticas; su apariencia estética era muy aceptable pero su resistencia a la flexión muy baja, por lo que necesitan una subestructura metálica para su refuerzo tanto en coronas individuales como en prótesis. La presencia del metal se empataba con una desventaja: se limitaba la transmisión de la luz y disminuía la profundidad del color.

En la actualidad, las investigaciones se centran en el campo de las cerámicas sin metal, en las que se busca la sustitución de la cofia metálica sin restar importancia a las propiedades mecánicas; así, disminuyen los inconvenientes que presentaban las porcelanas convencionales de baja resistencia a la fractura, o la contracción sufrida durante las sucesivas cocciones, que se traducía en ajustes marginales inadecuados. Los sistemas íntegramente cerámicos desarrollados en los últimos años resultan especialmente adecuados para imitar la conductividad lumínica y la translucidez de los dientes naturales y presentan, por tanto, ventajas estéticas con respecto a las restauraciones ceramometálicas convencionales. Las restauraciones íntegramente cerámicas, presentan además una buena biocompatibilidad, no tienen problemas en cuanto a la corrosión,

proporcionan muy buen ajuste marginal y tienen aceptables propiedades mecánicas. Todo lo anterior, incluye características que deben tomarse en cuenta cuando se requiere seleccionar un material restaurador y/o protésico estético.

El presente trabajo pretende dar información técnica sobre los últimos sistemas cerámicos que han salido al mercado.

CAPÍTULO I. ANTECEDENTES HISTÓRICOS DE LA CERÁMICA DENTAL

Las cerámicas fueron el material mas sofisticado de la edad de Piedra. Existe un tipo particular de cerámica (en el sentido del arte y la técnica) que se caracteriza por su aspecto más delicado, y se conoce como porcelana y se define como "Loza (barro fino cocido) fina, transparente, clara y lustrosa".¹

Actualmente, las cerámicas constituyen el material de restauración dental estética más adecuado.

En el año 100 A.C aparecieron las primeras porcelanas, y fue hacia el año 1.000 D.C. cuando en China, apareció un material cerámico más resistente. La historia de la porcelana como material dental no se remonta a más de 200 años.

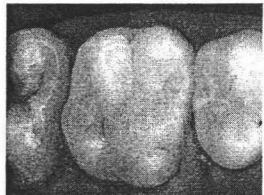
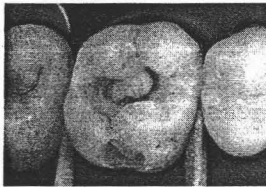
En 1728, Pierre Fauchard, pensó en la utilización de las porcelanas para la sustitución de dientes perdidos. Pero fue Alexis Duchateau, quien en 1774 sugirió el empleo de la porcelana para la fabricación de dentaduras completas.

En 1903, Charles H. Land fabricó la primera corona completa de porcelana empleando para ello una cerámica feldespática que se fundía sobre una matriz de platino en un horno de gas, estas restauraciones presentaban problemas de fragilidad e inadecuado ajuste marginal.

En 1965, MCLean y Hughes introdujeron en el mercado la porcelana aluminosa, que era más resistente que la feldespática tradicional, sin embargo presentaba el problema de una mayor opacidad y de ser más blanquecina; además no resolvía el problema de la adaptación marginal.¹⁹

Actualmente, la tecnología de la cerámica dental ha desarrollado porcelana de leucita elevada, núcleo de cerámica sin contracción, núcleo de cerámica de inyección al vacío, cerámica de inclusión de alúmina de mayor resistencia y además, el diseño y torneado con ayuda de computadora

CAD-CAM (diseño asistido por ordenador/mecanización), donde un bloque de cerámica formulado especialmente para este fin se rebaja y modela al tamaño de la cavidad del diente por un mensaje computarizado hacia una máquina fresadora.^{2,3}



Reconstrucción de una cavidad introcoronal con una base de ionómero de vidrio y un inlay de cerámica CAD-CAM.

En las décadas de los ochenta y noventa, comienzan a aparecer las nuevas porcelanas de alta resistencia y baja contracción.

La investigación y desarrollo de nuevas cerámicas tienen como objetivo tratar de solucionar los problemas inherentes al método tradicional.¹⁹

El futuro de la tecnología de cerámicas dentales es prometedor debido al incremento de la demanda de restauración.²

Generalidades

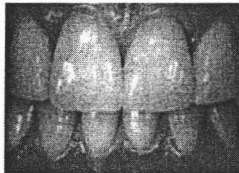
Concepto

Material compuesto por óxidos metálicos que es conformado y luego consolidado por medio de tratamiento térmico a alta temperatura, en cuya estructura final se diferencian fases amorfas (vidrio) y cristalinas (cristales).⁽¹⁾

Aplicaciones en odontología

Elaboración de dientes artificiales

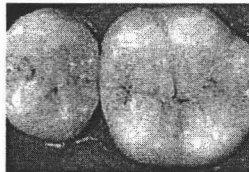
Construcción de coronas completas con base y sin base metálica.



Construcción de carillas

Elaboración de prótesis multidentarias.

Incrustaciones para restauraciones individuales.



Coronas tipo onlay

Propiedades generales

Las porcelanas son frágiles y no pueden soportar tensiones traccionales o flexiones sin romperse. Se rompen por propagación de grietas. Bajo tensión las rajaduras de la superficie o de la masa se extienden hasta producir la fractura, es por ello que en las porcelanas feldespáticas es necesario montar la porcelana en un soporte metálico para evitar fracturas, sobre todo cuando se elige para prótesis de tramo largo.^{3,4}

Estética.

Es uno de los materiales más estéticos, tiene una gran estabilidad de color y es insoluble en los fluidos bucales.⁵



Punto de Fusión.

La porcelana no tiene punto de fusión definido, porque los vidrios no lo tienen; estos vidrios fluyen por encima de la temperatura de transición vítrea.⁵

Conductividad térmica.

Debido a la ausencia de electrones libres, la conductividad es muy débil 1.5 W/m.K lo que indica que es un material aislante.⁶

Propiedades interfásicas:

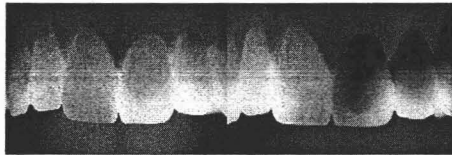
- a) Tensión superficial. Aproximadamente 365 dina/cm para porcelana fundida.
- b) Mojado por la porcelana. Se logran ángulos de contacto más bajos (mejor mojado) sobre aleaciones con superficie oxidada.⁷

Isotropía.

La porcelana para coronas tradicionales, presenta estructura fundamentalmente amorfa, es anisótropa, mientras que el esmalte es una estructura cristalina y anisótropa.⁶

Translucidez.

Las porcelanas cocidas al vacío relativo son cerca de veinte veces más translúcidas que las porcelanas cocidas a presión atmosférica.⁶



Coloración.

Es de una estabilidad alta gracias a la introducción de óxidos colorantes en las fritas.⁶

Resistencia a la corrosión.

La porcelana es inatacable por los ácidos corrientes y los agentes químicos, salvo el ácido fluorhídrico.⁶

Biocompatibilidad

Se entiende por biocompatibilidad la capacidad de un material para provocar una respuesta conveniente y adecuada en un individuo para una aplicación concreta y específica. Dicho término engloba básicamente las características de no irritante, no tóxico, no alergénico y no carcinogénico. Evidentemente, todo material en boca debe ser biocompatible.

La porcelana dental es un material totalmente biocompatible; no obstante, si las coronas son voluminosas, producen una tensión mecánica sobre las encías que las rodean y pueden producirse cambios morfológicos en los tejidos.

Se considera que la porcelana retiene muy poca placa dentobacteriana gracias al glaseado de su superficie y proporciona además un excelente aislamiento térmico y eléctrico frente a la dentina y pulpa.⁶

Los profesionales deberían entender que no hay materiales inertes. Cuando un material es colocado en tejido vivo con el complejo biológico circundante, y esas interacciones provocan algún tipo de respuesta biológica. Las interacciones dependen del material, el huésped y las fuerzas aplicadas sobre el material (su función). De acuerdo a lo anterior, el material afecta al huésped, y el huésped afecta al material.

La palabra inerte implica ausencia de tales interacciones. Muchos científicos actualmente afirman que no existe un material totalmente inerte en el organismo.

La biocompatibilidad es un proceso dinámico y en marcha, no es estático. Un implante dental que está osteointegrado hoy, puede no ser osteointegrado en el futuro.

La respuesta del cuerpo al material es dinámica porque el cuerpo puede cambiar debido a enfermedad o a envejecimiento, el material puede cambiar debido a corrosión o fatiga, o las cargas recibidas por el material pueden cambiar debido a cambios en la oclusión o la dieta. Ninguno de estos cambios puede alterar las condiciones que inicialmente prometerán una apropiada y deseable respuesta biológica.

Las interacciones entre el material, huésped y función continúan a través del tiempo. Por lo tanto la respuesta biológica para un material es un proceso dinámico.

Por ejemplo los profesionistas deben considerar la salud y hábitos de los pacientes cuando valoran la responsabilidad biológica para materiales. ¿El paciente es diabético? ¿Es el paciente fumador?

Si es así, la respuesta de la encía a la colocación de una corona puede ser afectada.

¿El paciente es bebedor de muchos líquidos ácidos? Las propiedades de corrosión de aleaciones dentales y respuesta tisular puede ser afectada.

Los materiales de resina que son biológicamente aceptables como bases de dentaduras pueden no ser aceptables como cementos a base de resina.⁸

Generalidades de cerámicas

a) Porcelanas feldespáticas

Cuando se mezcla el feldespato con óxidos metálicos y se cuece a alta temperatura y se somete a sinterización, este tipo de cerámica se utiliza para coronas de metal cerámico.

En general, se obtienen a partir de tres materias primas fundamentales:

Caolín. Una arcilla de fórmula $2 \text{SiO}_2, \text{Al}_2\text{O}_3, 2\text{H}_2\text{O}$

Cuarzo. Una forma cristalina de Sílice, SiO_2

Feldespato. Un alúmino-silicato que contiene potasio y sodio y que en la forma de feldespato potásico tiene la fórmula $6 \text{SiO}_2, \text{Al}_2\text{O}_3, \text{K}_2\text{O}$.¹

Pigmentos. Son óxidos metálicos, como:

Oxido de Ti, Mn, Fe, Ni, Co, Cr, Uranio y tierras Lántanicas.

Glaseadores. Son vidrios transparentes de baja fusión

Función de cada componente:

El caolín actúa como aglutinante que permite el moldeado en frío de la porcelana; y en la porcelana ya fundida y enfriada, interviene en la resistencia.

El cuarzo proporciona resistencia mecánica y sobre todo, es el responsable directo de la translucidez de la porcelana.

El feldespato actúa como aglutinante de la porcelana fundida, determina la temperatura de fusión y regula disminuyendo, la translucidez aportada por el cuarzo.

Los Pigmentos son sustancias que pueden agregarse durante la fabricación de la porcelana para suplir los diversos tonos de colores acordes con el aspecto estético igualando el color dentario; con pigmentos se pueden simular fracturas, manchas de tabaco, obturaciones etc. ⁵



Los pigmentos son óxidos que proporcionan los tonos para los diferentes colores, como el óxido de titanio (amarillo), óxido de cobalto (gris azulado), óxido de cromo (verde).

Glaseadores. Debido a las características rugosas de la superficie de la porcelana, esta no solo es permeable a los fluidos bucales, si no que también permite la acumulación de alimentos y placa dentobacteriana. Para evitarlo, la superficie debe glasearse quedando así, sumamente tersa. ⁵

b) Porcelanas con alúmina

El óxido de aluminio (Al_2O_3) es un mineral que se encuentra en la naturaleza en forma de corindón. En la escala de dureza de Mohs ocupa un lugar extraordinariamente alto (9) y posee un módulo de elasticidad de 410 GPa.

Desde hace muchos años el óxido de aluminio cristalino se emplea con el objetivo de aumentar la resistencia de cerámicas dentales (el así llamado endurecimiento por dispersión), lo cual se aprovechó para ser utilizado como la estructura de un material.

El lanzamiento de VITA In-Ceram en 1989 abrió una nueva era en el ámbito de las prótesis de cerámicas sin metal. La técnica desarrollada por El Dr. Sadoun permitió por primera vez elaborar prótesis de dientes anteriores de hasta tres unidades sin el empleo de un soporte metálico y con un buen pronóstico a largo plazo. Se aumentó el contenido de óxido de aluminio de In Ceram Alúmina hasta alcanzar el 80% y, mediante la técnica de infiltración de vidrio especial de lantano, se consiguió por primera vez un grado de resistencia de unos 500 MPa que se sitúa en el nivel del óxido de aluminio altamente puro.

La tenacidad es a su vez, mucho mayor, gracias al empleo de bloques de óxido de aluminio sinterizados industrialmente, en el año 1993 para el sistema CELAY y a partir del año 1997 para el sistema CEREC, Se aumentó la resistencia y en especial la fiabilidad (módulo de Weibull).²⁰

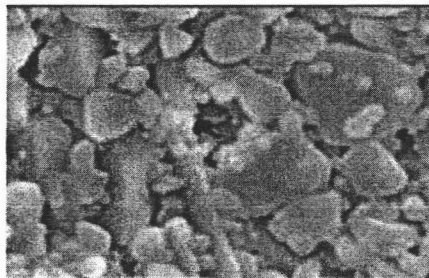
Una porcelana aluminosa que alcanza en su composición hasta un 85% de Al_2O_3 y un 15% de vidrio.

Presenta la siguiente composición química:

• Polvo Al_2O_3 100%.

• Vidrio de infiltración:

SiO_2	14-17%
Al_2O_3	14-17%
B_2O_3	12-15%
TiO_2	3-5%
La_2O_3	39-48%
CeO_2	2-5%
CaO	2-4%



Vita® In Ceram Alúmina porosa sinterizada bajo el microscopio electrónico de barrido (MEB) ¹⁹

c) Porcelanas reforzadas con leucita

Son porcelanas feldespáticas reforzadas con leucita y tienen la ventaja de ser solo un núcleo opaco comparado con el núcleo metálico o de porcelana aluminosa, es más translúcido que las coronas de núcleo de alúmina, tienen resistencia a la flexión moderada.

Sus desventajas son la inexactitud marginal potencial causada por la condensación y contracción alta de cristales de leucita cuando se calienta debido a la disminución volumétrica de la porcelana y su potencial a la fractura en los dientes posteriores. Un ejemplo de este tipo de cerámica lo es Empress

La cerámica inyectada (Sistema IPS-Empress) se basa en el uso de una cerámica vítrea reforzada con leucita que se prensa a alta temperatura en el interior de un revestimiento con base de fosfato.

Una vez terminada la restauración, es posible pigmentarla para lograr una caracterización y se acaba con un glaseado.

Se ha demostrado que éste tipo de cerámica soporta mejor la tensión que la porcelana feldespática, pero presenta menor resistencia a la compresión que las coronas de metal cerámica y las In-Ceram.

La baja resistencia a la flexión es la causa de que no estén indicadas en prótesis parciales fijas, sino solo en restauraciones unitarias.

Sin lugar a dudas este sistema ofrece el máximo de estética y amplía las posibilidades del clínico. Este sistema permite elaborar restauraciones libres de metal en cualquier pieza dental ya sean carillas, incrustaciones y coronas completas. Así mismo, permite elaborar prótesis de tres unidades hasta el segundo premolar, además el tipo de cerámica que se utiliza (leucita y fluopatita) permite garantizar un desgaste similar al del esmalte, evitando así desgastes prematuros en antagonistas. Todas estas restauraciones

deberán ser cementadas con cementos adhesivos en conjunto con adhesivos dentinarios.

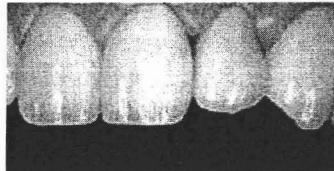
Son ventajas de esta cerámica:

Ausencia de metal o un núcleo de cerámica opaca

Resistencia a la flexión

Aceptable ajuste

Excelente estética



Las desventajas

Potencial de fractura en áreas posteriores y necesidad de equipo de laboratorio especial.

d) Cerámicas de disilicato de litio

IPS EMPRESS 2 es una cerámica vítrea que representa un nuevo tipo de material con propiedades físicas y mecánicas mejoradas, incluyendo las características ópticas y una translucidez natural manteniendo las favorables características de manipulación de IPS EMPRESS, este material patentado se procesa fácilmente en el laboratorio dental mediante un procedimiento de

inyección con un horno a presión específico, y está indicado para coronas individuales de recubrimiento completo y puentes de recubrimiento total de 3 unidades (hasta el segundo premolar).²¹

La capacidad para usar este material cerámico de última generación diseñado para soportar la tensión correspondiente a una prótesis fija de varias unidades, permite que el profesional combine la funcionalidad, la vitalidad, la translucidez y la resistencia sin compromisos, proporcionando un mejor resultado estético. El sistema IPS EMPRESS 2, junto con la utilización de materiales de cerámica inyectada reforzada con leucita (IPS EMPRESS) proporciona un sistema integrado alternativo para todos los requisitos estéticos indirectos (carillas, inlays y onlays, coronas anteriores y posteriores de recubrimiento total y puentes de varias unidades). Además, el sistema de disilicato de litio resulta ser el único sin metal, capaz de ser cementado adhesiva o convencionalmente, aumentando las posibilidades para la odontología estética moderna.

El sistema IPS Empress 2 Consta de dos porcelanas: una cerámica vítrea feldespática de alta resistencia, inyectada por presión (cerámica termoinyectada), para la confección de la cofia interna de la corona o estructura interna del puente (se emplea la técnica de fabricación de la cera perdida) y otra cerámica vítrea feldespática de baja fusión que se sinteriza por técnica de capas, cubriendo a la anterior, para la conformación morfológica y estética

La cerámica para la estructura interna tiene la siguiente composición química en peso:

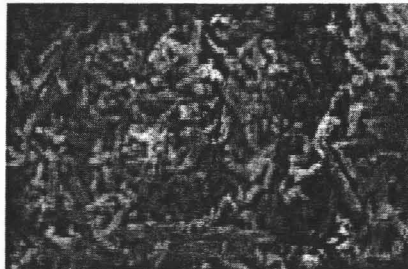
Dióxido de silicio (SiO_2) 57-80%

Óxido de litio (LiO_2), 11-19%

Óxido de aluminio (Al_2O_3) 0-5%

Óxidos de fósforo (P), potasio (K), sodio (Na), calcio (Ca) y flúor (F). Tras el tratamiento térmico se obtiene una porcelana con un 60 por ciento de su volumen cristalizado. Hölland y Schweiger desarrollaron esta microestructura altamente cristalina, formada por cristales de disilicato de litio alargados, densamente dispuestos, unidos uniformemente a una matriz vítrea y con un tamaño que oscila entre 0,5 y 4,0 μm de largo, incrementándose la resistencia a la flexión hasta los 340 ± 20 MPa y la tenacidad de rotura hasta los $3,2$ MPa \times m^{1/2}.

Para el recubrimiento por capas se emplea una cerámica vítrea feldespática sinterizada que también posee contenido cristalino (10% del volumen). Los cristales formados a través de la cristalización controlada son de fluorapatita. Estos cristales aciculares (forma de aguja) tienen idéntica forma y composición que los existentes en la estructura dental natural (esmalte).^{19, 21}



Vista de MEB de IPS Empress® 2 que muestra los cristales alargados de disilicato de litio (entre 0,5 μm y 4,0 μm de largo) que representan la fase cristalina principal de la subestructura del material.¹⁹

e) Cerámicas de zirconio

Las cerámicas de zirconio son una modificación del In-Ceram Alúmina clásica (Al_2O_3), reforzado con partículas de dióxido de zirconio: $\text{Al}_2\text{O}_3 + \text{ZrO}_2$. En realidad, estas partículas aumentaban la resistencia a la rotura en un factor 2-3, a base de interrumpir las líneas de fractura que se producían en las estructuras. Con estas cerámicas, empleadas se logra alcanzar los 600 Mpa/mm² de tenacidad a la rotura, frente a los casi 400 Mpa/mm² del In-Ceram Alúmina, dando así la posibilidad de realizar algunas prótesis sin metal en el sector posterior, siempre teniendo en cuenta condiciones muy favorables en su realización, limitado tanto por la situación fisio-dinámica del paciente, su relación oclusal y la limitación de piezas intermedias. Así mismo este material, por su proceso de elaboración (aplicación manual sobre modelo duplicado de revestimiento) como por su proceso de sinterización y vitrificación, se ve sometida a alteraciones dimensionales, mínimas pero determinantes en cuanto a una exigencia máxima de ajuste o precisión.

Otra característica importante del Óxido de Zirconio es el llamado Refuerzo de transformación. (Refuerzo de transformación es la propiedad de transformarse que posee un material cuando le aplicamos una sobrecarga). Gracias a la transformación tetragonal/monoclínica, (aproximadamente un 3% de aumento del volumen), del Óxido de Zirconio se reduce tanto la energía de la grieta, que se interrumpe la expansión de la misma.²⁰

La cerámica de zirconia consta de 2 porcelanas

- Polvo VITA(r) In Ceram Zirconia:

Al_2O_3 67%

ZrO_2 37%

• Vidrio de infiltración VITA(r) In Ceram Zirconia:

SiO_2 14-18%

Al_2O_3 14-18%

B_2O_3 11-15%

TiO_2 2-7%

CaO 5-12%

La_2O_3 25-34%

CeO_2 4-8%

ZrO_2 1-3%

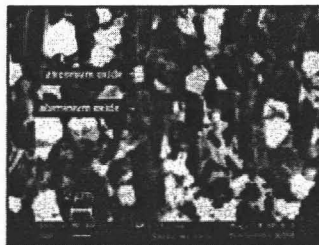


Imagen REM (por microscopio electrónico reticulado) de la estructura infiltrada de Vita® In Ceram Zirconia. En esta imagen, las partículas de óxido de zirconio son blancas, mientras que las partículas de óxido de aluminio son negras. El vidrio de infiltración se representa de color gris. ¹⁹

Ventajas que ofrecen las cerámicas de zirconio

Optima Estética

Biocompatibilidad superior a la de la estructura metálica

Elevada resistencia funcional a las fracturas

Adaptación y sellados óptimos

Por su baja conductividad, no produce irritaciones térmicas

Buena aceptación por parte de los pacientes

Relación costo beneficio favorable (teniendo en cuenta el alto costo de los metales preciosos).²⁰



Prótesis en dientes posteriores

CAPÍTULO II. NORMATIZACIÓN

La norma 52 corresponde a los dientes de porcelana prefabricados utilizados en la confección de prótesis removibles, parciales y totales, y esta encargada de verificar tamaño, color, forma aspecto y matizado de los dientes, también establece que las formas mecánicas par retener los dientes en las bases plásticas sean efectivos para no desalojarse durante el uso clínico.

La norma 69 regula las porcelanas que se usan en las restauraciones fijas. Con este material, el fabricante debe proporcionar información acerca de:

- Relación polvo-liquido
- Un tiempo para secar la cerámica condensada
- Un ciclo de tiempo-temperatura para el programa de cocción y, si debe esta hacerse al vacío, el nivel del tiempo de aplicación del vacío.³
- El tratamiento y manejo del material considerado en el caso de la cerámica que se usa con método de vaciado o inyección por presión y moldeado mecánico.
- Valores seguros de resistencia flexural, solubilidad química, resistencia a la pigmentación y contracción lineal al cocimiento.

De acuerdo con el método de procesamiento la norma 69 de la ADA clasifica en dos tipos las cerámicas para prótesis fija:

Tipo I. La que suministra en forma de polvo

Tipo II. Todas las demás formas de cerámica dental.

Además se pueden considerar cuatro grupos de porcelana dental de acuerdo con su temperatura de fusión:

Fusión alta	1300°C
Fusión mediana	1101 a 1300 °C
Fusión baja	850 a 1100°C
Fusión ultrabaja	menos de 850°C. ³

Requerimientos de la norma ANSI/ADA

Resistencia flexural

Solubilidad química (en ácido acético, solución al 4% en agua destilada)

Resistencia a la pigmentación (se emplea una solución saturada de azul de metileno en etanol (etanol al 95%)).

Contracción lineal por cocimiento (solo para cerámicas sinterizadas).²²

Propiedades a cumplir por cerámicas dentales

Resistencia flexural

Se define como la capacidad de un material para evitar ser deformado elásticamente ante flexión. Es la propiedad mecánica más comúnmente considerada en las cerámicas y depende de la prueba y del método de análisis empleado, así como de las condiciones de acabado de las superficies. Las resistencias de los materiales frágiles son medidas en flexión (doblado) ya que son pruebas sencillas de realizar. Durante la flexión, la fuerza de tensión alcanza el máximo en una superficie, mientras que la fuerza de compresión alcanza el máximo en la superficie opuesta. Los materiales frágiles (como las cerámicas) suelen fracturarse durante la tensión por lo que las pruebas de flexión proporcionan información sobre la fuerza tensional. Bajo las mismas condiciones clínicas se recomienda escoger siempre un material propiamente resistente en vez de uno más débil. Según los autores consultados, el material que presenta una mayor

resistencia a la flexión es la cerámica de óxido de zirconio, con valores superiores a los 900 MPa. Ello es debido en parte a su composición, con un 95 por ciento de ZrO_2 estabilizado con un 5 por ciento de Y_2O_3 , con un tamaño medio de grano de $0,4 \mu m$, densamente sinterizados en las condiciones industriales habituales y con una microestructura final en la que se reducen al mínimo los huecos, defectos y grietas .¹⁹

CAPÍTULO III. CARACTERÍSTICAS DE RESISTENCIA FLEXURAL DE PORCELANAS

a) Porcelanas feldespáticas

Como ya se indicó el feldespato es un mineral de mezcla de óxidos de potasio, sodio y aluminio en determinadas proporciones, su fusión da lugar a un vidrio feldespático y cristales de leucita.

Esta estructura tiene alta translucidez, pero los cristales no tienen un efecto reforzado significativo.

Su resistencia flexural, por ello, no llega a 100 Mpa, lo que hace que solo puedan ser utilizadas en restauraciones que no reciban elevados esfuerzos oclusales. Una alternativa es usarla como recubrimiento de otras estructuras cerámicas o metálicas y con la finalidad de combinar sus condiciones mecánicas favorables con las características ópticas deseables de la porcelana feldespática.¹

b) Porcelana con alúmina

Para poder confeccionar coronas en zonas de elevado esfuerzo oclusal y eventualmente prótesis, se requiere que la resistencia flexural sea más elevada de lo que puede lograrse con las porcelanas feldespáticas con leucita.

La manera de conseguirlo es incorporar cristales de mayor dureza y compatibles con el vidrio para detener así las dislocaciones y disminuir las posibilidades de fractura.

Unos cristales que reúnen esas características son los de alúmina (óxido de aluminio AlO) que es uno de los minerales con mayor dureza en la naturaleza (sigue el diamante en la escala de Mohs de dureza).

En la medida en que se incorporan esos cristales en cantidades crecientes, una porcelana aumenta proporcionalmente su resistencia.

A este tipo de porcelana se le denomina "aluminica" o "aluminosa" con 35%, 50% y hasta mas de 80% de su masa constituida por cristales de alúmina. Su resistencia flexural puede superar los 200Mpa e incluso llegar a casi 500Mpa (según el contenido de alúmina del producto en particular). En función a esto puede ser utilizada para diversas restauraciones y, las de mayor resistencia, para algunos trabajos de prótesis fija.¹

El inconveniente de estas porcelanas es su estructura final que hace perder translucidez, es por ello que las porcelanas con alúmina son utilizadas para confeccionar núcleos o casquetes que luego son recubiertos total o parcialmente según las necesidades de armonía óptica de la restauración en particular, con una porcelana feldespática compatible (de similar variación dimensional térmica).¹

c) Porcelana con alto contenido de leucita

Al modificar la composición y el tratamiento térmico en la fabricación, se pueden obtener cristales de leucita en cantidad y tamaño adecuados para lograr un mayor refuerzo mecánico de la estructura final.

Si se obtiene un aumento de los valores de resistencia flexural (pueden superarse los 100 Mpa), lo que permite realizar restauraciones sometidas a esfuerzos mayores.¹

d) Cerámicas de zirconia

El rango de fuerzas flexurales que va desde 200 a 500 MPa se ha reportado para sistemas de vidrio-cerámica de alúmina. La cerámica de zirconia, con una fuerza flexural significativamente más alta, de aproximadamente 600 a 800 MPa, parece ser indicada para restauraciones posteriores de un solo diente y prótesis fijas de tres unidades. Estos materiales no se usan sólo como núcleo, sino que se recubren con un material de cerámica de baja fuerza para lograr el resultado estético definitivo.²⁰

CAPÍTULO IV. OTRAS PROPIEDADES

Solubilidad química

Aceptando que el medio bucal es muy agresivo, se entiende que un material diseñado para permanecer en ese medio, debe reunir características que le permitan soportar sin deterioro las condiciones mencionadas.

En la boca los cambios químicos son frecuentes; en condiciones normales el pH de la saliva es neutro, pero esta condición se cumple cabalmente con la saliva recién excretada; la saliva circulante en el medio bucal puede tener características o contenidos que modifican su pH.

En términos generales se puede afirmar que la descomposición del material orgánico (residuos de alimentos, placa dentobacteriana) provoca acidificación variable y el hecho, implica agresión química no solo para los dientes naturales sino también para cualquier aparato restaurador y/o protésico presente en boca.

Por lo anterior un requisito indispensable que debe cumplir un material dental y desde luego una cerámica, es el de soportar sin franco deterioro esa agresión química. Al respecto, la norma N° 69 de la ANSI/ADA permite a las cerámicas dentales un máximo de pérdida de masa por ataque químico de 0.5% para la de núcleo; 0.05% para la de cuerpo y para la de esmalte e incisal, 0.05%.²²

Basándonos en la revisión bibliográfica llevada a cabo, las cerámicas estudiadas están dentro de estos límites, siendo la cerámica de óxido de zirconio la que presenta los valores más bajos, estando éstos muy próximos a 0 µg/cm².¹⁹

Resistencia a la pigmentación

Capacidad de un material para evitar incorporar en su seno pigmentos de cualquier tipo. ¹⁹

La estructura de las nuevas cerámicas analizadas presentan las características adecuadas junto con el procedimiento del glaseado para evitar que en la superficie existan porosidades que retengan agentes externos de líquidos (café, refresco de cola, alimentos etc.) y así mantener las restauraciones en buenas condiciones.

Contracción lineal a la cocción

Es una de las propiedades que debe analizarse de acuerdo con la información que se dispone. La contracción durante el curso de la cocción de la pasta bischochada la máxima se presenta en un rango de 15 a 29% sobre dimensiones lineales, lo que conduce a prever un volumen de pasta cruda muy superior al volumen esperado después de la cocción. ⁶

CAPÍTULO V. REVISIÓN DE INVESTIGACIÓN IN VITRO

RESISTENCIA A LA FRACTURA POR INDENTACIÓN Y MÓDULO ELÁSTICO DINÁMICO PARA PORCELANAS DENTALES FELDESPATICAS

Rizkalla S. Amin, Jones N. Derek.

El propósito de este estudio fue la evaluación y comparación de la resistencia a la fractura por indentación, dureza y dinámica del módulo elástico dinámico para 14 materiales de porcelana dental.

Métodos. Las muestras fueron cocidas de acuerdo a las instrucciones del fabricante. La densidad de las muestras (n= 3) fue medida por medio de la técnica de desplazamiento de agua.

La resistencia dinámica de Young y módulo de Poisson relación (n=3) fue medida usando la técnica no destructiva de ultrasonido usando 10 MHz de cristales de niobato de litio.

La dureza (n=3) fue medida usando un indentador Koop y la resistencia a la fractura fue medida usando un indentador de Vickers y probador de dureza Tukon. Análisis estadísticos de datos fue llevado a cabo usando ANOVA y un estudio Newman-Keuls (SNK) para muestras comparativas múltiple.

Resultados. El análisis mediante SNK para el módulo de Young dinámico y resistencia a la fractura muestra ser adecuado para separar a las 14

distintas porcelanas en 7 y 9 grupos respectivamente a $p=0.05$, el módulo elástico, la dureza y la resistencia a la fractura por indentación para porcelanas opacas fueron significativamente más altos que los materiales para cuerpo e incisal

Significancia. La resistencia a la fractura por indentación y los métodos de prueba para identificación ultrasónica exhibieron bajo coeficiente de variación comparada con los materiales convencionales y tienen considerable ventaja para materiales dentales cerámicos en que solo pequeños especímenes se requieren para producir un aceptable número de datos para análisis estadísticos.⁹

PROPIEDADES MECÁNICAS DE MATERIALES DE CERÁMICA COMERCIALES DE ALTA RESISTENCIA PARA CONSTRUCCIÓN DE NÚCLEOS.

Rizkalla A.S, Jones D.W.

El objetivo del presente estudio fue evaluar y comparar la resistencia flexural, el módulo elástico dinámico y dureza (H_o) de Vita In Ceram con alúmina para construcción de núcleos de vidrio de porcelana aluminosa estándar, Vitadur N, un vidrio Dicor y un vidrio cerámico.

Métodos. La resistencia flexural fue evaluada ($n=5$) usando una carga de tres puntos y una maquina de pruebas Instron con una velocidad de carga de 0.5 mm/min.

La densidad de las muestras ($n= 3$) fue medida por la técnica de desplazamiento de el agua.

La resistencia al módulo de Young de Bulk y el promedio de Poison fueron medidas usando una técnica ultrasónica no destructiva, usando cristales de niovato de Litio. La dureza fue medida usando un indentador COP y la resistencia a la fractura fue determinada usando un identificador Vickers y un probador de dureza Tukon.

Resultados. El análisis por medio del rango NSK en lo que respecta a la resistencia flexural fue competente para separar 5 materiales en 3 grupos significativos $p= 0.05$, Vita In Ceram alúmina e IPS Empress en $p= 0.05$ exhibieron significativamente alta resistencia flexural que la porcelana aluminosa e IPS Empress. El módulo elástico dinámico y la dureza de Vita In Ceram Alúmina fue significativamente mas alta que es resto de las cerámicas comerciales para núcleo.

Significancia. El método de examen ultrasónico es una herramienta muy valiosa para la caracterización mecánica y fue adecuado para discriminar estadísticamente diferencias químicas y estructurales de cerámicas dentales.

Se obtuvo significativa correlación entre el modulo dinámico de young y dureza $p= 0.05$.¹⁰

LA INFLUENCIA DE RUGOSIDAD DE SUPERFICIE EN LA RESISTENCIA DE PORCELANA

Jager N, Feilzer A.J, Davidson C.L.

Objetivos. Para hacer ajustes en la oclusión las superficies funcionales de restauraciones de porcelana son a menudo rebajadas y el maquinado mecánico es incluso una parte esencial del proceso CAD-CAM para esas restauraciones. El propósito de este estudio fue investigar la influencia de los procesos de terminado en la resistencia flexural biaxial de 4 porcelanas comerciales.

Método. 4 porcelanas comerciales de las cuales 2 son usadas para restauraciones metal-cerámica (Flexo Ceram 2 Dentine y Vita VMK 68) y 2 para veneers e incrustaciones (Duceram LFC Dentina y Carinate para cuerpo fueron usadas en este estudio. Para cada porcelana, 60 discos (22 mm de diámetro por 2 mm de altura) fueron hechos usando 12 diferentes procedimientos determinados, 20 discos fueron dejados sin tratamiento, 20 fueron rebajados usando un disco de diamante a alta velocidad y 2 discos fueron maquinados en un aparato de rebajado y pulido a alta velocidad. La mitad de las muestras fue glaseada.

En cada uno de los 6 grupos la mitad de los ejemplares fue almacenada durante 16 horas a 80°C en una solución de ácido acético al 4 %.

La resistencia flexural biaxial fue determinada usando el método ball-on ring. En cada grupo la rugosidad de la superficie fue determinada mediante microscopia electrónica de barrido.

Resultados. Con la excepción de Flexo Ceram Dentine, se encontró una significativa correlación entre la rugosidad de la superficie y la resistencia biaxial: La superficie mas tersa fue la mas fuerte.

Las diferencias en la resistencia biaxial pueden ser atribuidas a la concentración de stress de una carga aplicada debido a la rugosidad de la superficie causada por el procedimiento mecánico o químico determinado.

El hecho que la resistencia de Flexo Ceram Dentine no fue afectada por los diferentes tratamientos de superficie es probablemente debido al tamaño de las partículas de leucita lo cual aparentemente incluye más concentración de stress que las irregularidades y rugosidad de la superficie.

Significancia: Se concluyó que las rugosidades de las superficies determinan la resistencia de una porcelana excepto donde la propia estructura del material causa grandes concentraciones de stress que las causadas por la combinación de rugosidad de superficie y grietas en la superficie. ¹¹

INFLUENCIA DE LA MICROESTRUCTURA Y QUÍMICA EN LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE CERÁMICAS DENTALES

Quinn J.B, Sundar. V, Lloyd I.K

La investigación primaria fue dirigida a la medición de la resistencia a la fractura para varios grupos de cerámicas dentales y determinar como afectan estas propiedades químicas y microestructurales.

Métodos. La evaluación de la resistencia a la fractura fue obtenida usando los métodos Single Edge Pre-cracked Beam (SEPB) y Single Edge V Notch Beam (SEVNB). El módulo dinámico de Young el cual es frecuentemente una escala para medir la resistencia ha sido usado en explicar la microestructura y resistencia con relación a fundamentos teóricos, también fue para obtener la compresión de este estudio de materiales para los 3 grupos. El primer grupo consistió de un vidrio cerámico Micaceons, incluyen modelos de materiales que variaban sistemáticamente en microestructura pero no en química.

El segundo grupo, de porcelana feldespática, varió significativamente en microestructura, pero poco en química.

Las cerámicas comprendidas del tercer grupo fueron significativamente diferentes en ambas, química y microestructura.

Resultados. Altas limitaciones de resistencia para el vidrio cerámico Micaceous y porcelanas feldespáticas fueron significativamente sobresalientes comparadas a las de base de vidrio. El tercer grupo K_{10} evaluado fue 2.8 Mpa para cerámica de vidrio de disilicato de litio, 3.1 Mpa para infusión de vidrio alúmina y 4.9 Mpa para zirconia.

Significado. Las correlaciones entre características microestructurales y propiedades medidas apoyan las predicciones teóricas en la literatura.

Desde el punto de vista de la práctica, se encuentran defectos microestructurales importantes.¹²

EFFECTO DEL GRABADO A LA ABRASIÓN CON AIRE ABRASIVO EN LA SUPERFICIE MICROESTRUCTURAL DE DIFERENTES CÉRAMICAS DENTALES

Borges Gilberto Antonio, Sophr Ana María, Goes Mario Fernando, et al.

Planteamiento del problema. La composición de la cerámica y la microestructura de superficie de todas las restauraciones de porcelana son componentes importantes para lograr un sustrato efectivo para la unión. Tanto el grabado ácido como la abrasión con aire con partículas de óxido de aluminio producen superficies irregulares necesarias para la unión micromecánica.

Aunque los tratamientos de superficies de porcelana leucítica y feldespática han sido estudiadas previamente y las de alto contenido de alúmina y disilicato de litio no han sido bien estudiadas.

Propósito. El propósito de este estudio fue evaluar la topografía de superficie de 6 diferentes cerámicas después del tratamiento con ácido hidrofluorhídrico y la abrasión en aire con partículas de óxido de aluminio.

Material y métodos. 5 fundas de IPS Empress, IPS Empress 2 (0.8 mm de grosor) Cergogold (0.7 mm de grosor), In Ceram Alúmina e In Ceram Zirconio, y Procera (0.8 mm de grosor) fueron fabricadas siguiendo las instrucciones del fabricante.

Cada muestra fue longitudinalmente cortada en 4 partes iguales con un disco de diamante. Las secciones resultantes fueron divididas al azar en tres grupos dependiendo de los tratamientos subsecuentes de la superficie. Grupo 1, especímenes sin tratamiento de superficie tal como se observo en el laboratorio (grupo control); grupo 2, especímenes tratados con aire abrasivo con óxido de aluminio de 50 μm ; y grupo 3 especímenes tratados

con ácido hidrofúorhídrico al 10% (20 segundos para IPS Empress 2; 60 segundos para IPS Empress y Cergogold; 2 minutos para In Ceram Alúmina, In Ceram Zirconia y Procera.

Resultados. La morfología en la superficie con aire abrasivo cambió la morfología en la superficie para IPS Empress, IPS Empress 2, y cerámicas Cergogold.

La topografía de superficie de esas cerámicas exhibieron irregulares, no evidentes en el grupo control.

Para Procera el aire abrasivo produjo una superficie aplanada de 50 μm .

La abrasión con aire de In Ceram Alúmina e In Ceram Zirconio no cambió las características morfológicas de la superficie y las mismas encontradas en el grupo control para IPS Empress 2, el grabado con ácido hidrofúorhídrico al 10% produjo cristales alargados con irregularidades. Para IPS Empress y Cergogold las características morfológicas fueron como en la superficie. El tratamiento de superficie de IPS Empress, Cergogold e in Ceram Zirconio no cambió su estructura superficial.

Conclusión. El grabado con ácido hidrofúorhídrico y la aeroabrasión con partículas de óxido de aluminio de 50 μm incrementaron las irregularidades en las superficies de IPS Empress, IPS Empress2, y cerámicas Cergogold. Tratamientos similares de In Ceram Alúmina, In Ceram Zirconio y Procera no cambiaron las características morfológicas de la microestructura.¹³

COMPARACIÓN DE 2 MATERIALES DENTALES CÉRAMICOS PROCESADOS POR CALOR Y PRESIÓN

Gorman C.M, McDevitt W.E, Hill R.G.

La vía del procesamiento para los dos materiales totalmente cerámicos (Empress y OPC) procesados por calor y presión son virtualmente idénticos. El propósito de este estudio fue determinar las propiedades mecánicas de ambos materiales y determinar si existen diferencias significativas entre ellos.

Métodos: La difracción de RX de las cerámicas antes y después de procesadas fue llevada a cabo para identificar las fases cristalinas presentes.

Las propiedades mecánicas de ambos materiales fueron examinadas. Las muestras fueron examinadas en dureza, resistencia a la fractura por (el método de indentación) y resistencia flexural (por método biaxial). Los resultados fueron estadísticamente evaluados y examinados usando una prueba de Mam-Whitney. Secundariamente se usaron imágenes electrónicas de ambos materiales, fueron realizadas antes y después del procedimiento.

Resultados: Las difracciones de rayos X revelaron cambios de OPC como resultado de calor y presión pues fue una mezcla compleja de óxidos de cristales de vidrio cerámico. En contraste Empress es un vidrio cerámico antes y después del procesamiento. Se identificó en la difracción de rayos X cristales de leucita, es la parte principal en ambas cerámicas. La resistencia flexural de OPC fue de 17.8 Mpa y para Empress 11.5 Mpa. La dureza de OPC fue 7.28 Gpa y para Empress fue 6.94 Gpa. La resistencia a la fractura por indentación de OPC fue de 1.36 MPam y para Empress 1.33 MPam. Las

imágenes electrónicas secundarias mostraron que Empress es lo mismo antes y después del procesamiento, mientras que OPC es claramente diferente. Empress mostró tener más alto contenido de vidrio que OPC.

Significancia: Los resultados de difracción de rayos X muestran que Empress es una precerámica mientras que OPC no.

El análisis estadístico reveló que no existen diferencias significativas entre los dos materiales para cualquiera de las propiedades mecánicas examinadas como un 95% ($p < 0.5$) de confianza. Fue concluido que no existen diferencias entre los dos materiales en función del procesamiento. ¹⁴

PROPUESTA MULTIDISCIPLINARIA PARA RESTAURAR EL ÁREA MAXILAR ANTERIOR PARCIALMENTE EDÉNTULAS USANDO DOS PRÓTESIS FIJAS PARCIALES DE IPS EMPRESS 2

Dundar Mine, DDS^a, Gungor M. Ali, DDS, PhD^b, Cal Ebru.

UN REPORTE CLÍNICO

La demanda para la estética en prótesis fija ha conducido al incremento en el desarrollo de nuevos materiales y nueva tecnología. La cerámica con su eficacia clínica ya documentada han adquirido el criterio a considerar nuevos materiales.

Algunas observaciones clínicas respecto a variaciones a los usos de estos materiales, sin embargo han resultado en el desarrollo de alternativas. Por ejemplo los metales cerámicos se reconocen en el margen gingival porque se ven a través del metal, además los metales usados en estas restauraciones tienen el potencial a causar alergia o reacciones tóxicas dentro de los tejidos blandos o duros. Materiales totalmente cerámicos de calor y presión ofrecen las ventajas en mejor biocompatibilidad, apariencia natural, acumulación baja de placa y estética superior. Son opciones protésicas para reemplazar dientes anteriores perdidos, son prótesis de metal resina, dentaduras parciales fijas, dentaduras parciales removibles e implantoportadas. Aunque no son adecuadas para dientes posteriores, las dentaduras parciales fijas pueden no ser aceptables para el reemplazo de dientes anteriores. Porque la porcelana sin apoyo a su inherente alto módulo elástico, es propensa a la fractura bajo cargas masticatorias. Esta es la razón de que la subestructura metálica es usada tradicionalmente para soportar la porcelana.

Se ha convertido en el punto de comparación para juzgar a los nuevos materiales, para indicar el uso de estos materiales.

Son causa de manchado gingival porque el metal se ve a través de la porcelana la capacidad de causar reacciones alérgicas y tóxicas en los tejidos blandos y duros.

Materiales totalmente cerámicos calentados bajo presión antes de la llegada de la silanización, grabado y bonding, muchas de las fallas de las prótesis parcial fija de porcelana fueron atribuidas a una falta de adhesión al tejido subyacente.

La silanización provee un método por el cual une la porcelana grabada al diente. El diente natural actúa como soporte a la porcelana para soportar cargas masticatorias de la misma manera que una subestructura metálica soporta a la porcelana en prótesis convencionales metal-cerámica.

La supervivencia de los retenedores de solo porcelana una vez cementada al diente se ha convertido en un proceso predecible. La mayoría de las experiencias con relación a las restauraciones de porcelana, conectores de solo porcelana a ponticos y la duración de los ponticos sin apoyo.

La vigilancia cuidadosa de esos conectores y ponticos proveerá al clínico del mejor entendimiento de la utilidad final de las prótesis parcial fija de solo porcelana. IPS Empress es un material de disilicato de litio es descrito por el fabricante como poseedor de características fijas mejoradas en comparación con anteriores cerámicas de vidrio de Leucita. Debido a su alta resistencia este material puede ser usado para la fabricación de coronas solas o prótesis fija en la región anterior o premolar (3 unidades con un pontico) con extensión máxima al segundo premolar.

La resistencia flexural y la resistencia a la fractura de IPS Empress 2 ha demostrado ser mejor que materiales más antiguos. Las propiedades

estéticas también son mejoradas mediante la inclusión de cristales de apatita que mejoran la translucidez, la brillantez y reflexión lumínica. Este reporte clínico describe el tratamiento multidisciplinario para restaurar el área anterior maxilar parcialmente edéntulo con una prótesis dental fija con IPS Empress.¹⁵

PORCELANA VEENERS DE DOBLE CAPA: EFECTOS DE ESTRATIFICACIÓN EL COLOR RESULTANTE DEL VEEENERS

Zhang Feimin et al.

Planteamiento del problema: El sinterizado denso con óxido de aluminio con porcelanas feldespáticas, parece ser una tecnología prometedora para la fabricación de veeners laminados de porcelana, lo cual provee resistencia y estética.

Para el uso efectivo de esta propuesta para porcelana para veeners los profesionales deberían saber como es afectado el color por la adición de una capa de porcelana con óxido de aluminio.

Propósito. Este estudio comparo cambios de color CIE.L* a *b cuando se cubrió con discos de núcleo y óxido de aluminio. Y después de que los discos habían sido laminados empleando tres diferentes colores de porcelana.

Material y métodos. 15 Discos de óxido de aluminio fueron divididos en tres grupos cada uno. Cada uno de 5 discos fue cubierto con porcelana de colores Vita A1, A2, y B4, respectivamente. Los colores del sustrato cubiertos con discos no laminados y con discos laminados fue medida separadamente y las diferencias de color fueron calculadas.

Las medidas de los discos sobre un fondo transparente fueron también realizadas y usadas como controles. Los datos obtenidos fueron comparados con valores de colores Vita disponibles en la literatura.

Resultados. Diferencias estadísticamente significativas en color de sustratos oscuros fueron anotados entre el sustrato cubierto por un disco de óxido de aluminio y la adición de porcelana laminada a los discos de óxidos de aluminio.

La estratificación sobre los discos de óxido de aluminio A1, A2, Y B4 produjo significativas diferencias en el color resultante cuando la muestra fue colocada en un sustrato oscuro. El sentido de la dirección de del color fueron relacionados con los valores obtenidos en la literatura. El color resultante también fue afectado por el color de la estructura subyacente.

Conclusión. Aunque el óxido de aluminio solo tiene capacidad de enmascarar el color resultante de los veeners de porcelana con el uso de este material puede ser modificado con porcelana laminada. ¹⁶

CITOTOXIDAD DE CERÁMICAS DENTALES TRADICIONALES Y CONTEMPORÁNEAS

Messer L.W Regina et al.

Planteamiento del problema. La biocompatibilidad de las nuevas cerámicas dentales no ha sido determinada con igual observación que ha sido aplicada a composites y aleaciones. Sin embargo la biocompatibilidad de las cerámicas es crítica debido al uso a largo plazo de prótesis dentales ya que las cerámicas están en contacto con tejidos orales por periodos extensos de tiempo.

Materiales y métodos. 5 cerámicas dentales (2 porcelanas tradicionales feldespáticas para veneer de porcelana, [Vita Omega y DureraGold], 2 materiales prensables de disilicato de litio [Stylepress y Empress 2] y una porcelana prensable a base de leucita [Empress 1] fueron probados con respecto a su habilidad para alterar o modificar la actividad celular deshidrogenasa mitocondrial usando un ensayo de tetrazolium, después de mantenerlas por 2 semanas en una solución biológica y después de un mantenimiento de un pulido con puntas de diamante fino y con pasta pulidora de diamante. La respuesta celular fue comparada con controles de polytetrafluoroethylene (un análisis comparativo de Tukey pairwise, $\alpha=0.5$)

Resultados. Las porcelanas feldespáticas causaron leve supresión mitocondrial (<25% de los controles) a pesar de un periodo de pulido. Los materiales bajo presión a base de leucita prensable inicialmente causaron un 5% de estimulación (no fue significativa), de actividad mitocondrial, la cual decreció significativamente ($p<.05$) por 30% con envejecimiento a niveles comparables a las porcelanas feldespáticas, y no mostró cambios con el pulido. Ambos materiales de disilicato de litio causaron una inicial supresión de actividad mitocondrial que disminuyó significativamente con el envejecimiento, pero Empress 2 fue severamente citotóxica inicialmente

(<20% de controles, $p < .01$), y se convirtió después del pulido. Stile Press fue menos citotóxica inicialmente (85% de controles que no fue significativo y se convirtió en citotóxica después del pulido)

Conclusiones. Las cerámicas dentales son equivalentes en sus efectos biológicos in vivo, aun dentro de la misma clase de material y la seguridad biológica no debería ser asumida.

Muchas cerámicas causan solamente leve supresión de funciones celulares a niveles que podrían ser aceptables en base a los estándares usados a la evaluación de aleaciones y composites.

Sin embargo, un material de disilicato de litio (Empress 2) exhibió citotoxicidad que podría no ser biológicamente aceptable de acuerdo a los estándares empíricos que prevalecen para aleaciones y composites.¹⁷

**ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA**

CARACTERIZACIÓN DE TRES MATERIALES CERÁMICOS PRENSABLES EN CUANTO A RESISTENCIA FLEXURAL BIAXIAL, MÓDULO ELÁSTICO Y DIFRACCIÓN DE RAYOS X

Albakry Mmohammand, Guazzato Massimilians and Swain Michael Vincent.

Planteamiento del problema: Antes de la aparición de materiales cerámicos avanzados, las investigaciones independientes, de fuerza, módulo elástico y fases de composición para la comparación de estos materiales.

Propósito. Este estudio comparo la resistencia flexural biaxial, módulo elástico y fases cristalinas de IPS Empress e IPS Empress 2 con una nueva cerámica experimental.

Material y métodos: 20 discos de muestras estandarizadas (14x1.1 mm) por material fueron usados para medir la resistencia biaxial con una maquina universal de pruebas, cada muestra fue soportada en tres puntos y cargada con una velocidad de 0.5 mm/min hasta la fractura. 3 barras estandarizadas 30x12.75 x 1.1 mm de cada material fueron preparados y extruidos con una llave de impulso. La frecuencia de resonancia en (Hz) de las barras fueron usadas para calcular el módulo elástico con la ecuación sugerida por el estándar ASTM (C1259-94). La difracción de rayos X con CuKa a un ángulo de difracción de 20 a 40 grados fue usado para identificar las fases cristalinas por medio de un difractometro unido al software de computadora.

Los datos fueron analizados con un análisis de variación de una vía seguida de la prueba de paibas con un valor de ($p=0.5$).

Resultados. Los datos de fuerza biaxial fueron 175+- 32,407 y 440+- 55 Mpa para IPS Empress, Empress 2 y la cerámica experimental. Los resultados de módulo elástico fueron 65,103 y 91 Gpa para los mismos materiales respectivamente. En esos no hubo diferencia significativa en fuerza y módulo elástico entre Empress 2 y la cerámica experimental.

Ambos materiales mostraron significativamente más alto módulo elástico y fuerza que IPS Empress.

La difracción de rayos X reveló leucita como la principal abundante fase cristalina para IPS Empress y disilicato de litio para Empress 2 y la cerámica experimental.

Conclusión. Dentro de las limitaciones de este estudio, las propiedades mecánicas mejoradas de Empress 2 y la cerámica experimental sobre las de IPS Empress fueron atribuidas a la naturaleza y cantidad de contenido cristalino de disilicato de litio.

Las cerámicas que contienen fases cristalinas de disilicato de litio (Empress 2) hacen alcanzar altos valores de propiedades mecánicas. ¹⁸

CONCLUSIONES

Desde su aparición en la práctica odontológica a principios del siglo pasado, la cerámica se constituyó como el material ideal para la restauración individual o protésica.

A pesar de que ya desde entonces la apariencia de los trabajos con porcelana era completamente estética, el empleo de metal como subestructura disminuía la magnitud de la translucidez y por ende, la apariencia no era lo magnífica que debía ser.

Las cerámicas actuales poseen componentes que proporcionan propiedades mecánicas suficientes como para que se pueda prescindir de una base metálica y el hecho, ha provocado que la estética lograda colme las expectativas de paciente y Dentista.

En cuanto a propiedades mecánicas, la cerámica de óxido de zirconio es la que presenta los valores más elevados

La biocompatibilidad, estética conseguida y la conservación de antagonistas son excelentes, siendo IPS Empress el material que imita más fielmente la dentición natural y que respeta los tejidos duros y blandos en mayor medida.

La solubilidad química y la resistencia a la pigmentación entran dentro de los valores tolerados por las normas y por la clínica.

La composición de las porcelanas tradicionales permite el cementado convencional; en cambio, las cerámicas modernas exigen la cementación adhesiva. Algunas variedades deben ser grabadas con ácido fluorhídrico y silanizadas antes de la cementación.

Todos los materiales estudiados pueden ser utilizados para la confección de puentes totalmente cerámicos de tres unidades pero con ciertas limitaciones como es el caso de IPS Empress 2, que sólo puede reponer hasta el segundo premolar; Vita In Ceram Alúmina, utilizable sólo para el sector anterior; y Vita In Ceram Zirconia, para el sector posterior.

Para el empleo de materiales que se utilizan en técnicas asistidas por ordenador (CAD/CAM) para la confección de restauración individual totalmente cerámica, se requiere de estudios clínicos a largo plazo para poder recomendarlos para la fabricación de prótesis totalmente cerámicas.

BIBLIOGRAFÍA.

- 1 Macchi R. Materiales dentales. 3^a ed. Buenos Aires: Editorial Medica Panamericana, 2000. 285-297
- 2 Anusavice K. Ciencia de los materiales dentales. 10^a ed. Editorial McGraw-Hill Interamericana. 609-645
- 3 Barceló F, Palma J. Materiales dentales, conocimientos básicos aplicados. 1^a ed. Editorial Trillas, 2003. 241-249
- 4 Craig. R. Materiales dentales propiedades y manipulación. 1^a ed. Editorial Mundi. 227-232
- 5 Cova J. Biomateriales dentales. 1^a ed. Editorial Amolca. 347-357
- 6 Burdairon G. Manual de biomateriales dentales. 2^a ed. Editorial Masson, 1991. 202-212
- 7 O'Brien W. Materiales dentales y su selección. Editorial Médica Panamericana, 1986. 140-151
- 8 Watana C. John. Principles of biocompatibility for dental practitioners. The Journal of prosthetic Dentistry 2001; 86: 203-209

9 Rizkalla S. Amin, Jones N. Derek. Indentation fracture toughness and dynamic elastic moduli for commercial feldspathic dental porcelain materials. *Dental materials* 2004; 20: 198-206.

10 Rizkalla A.S, Jones D.W. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dental materials* 2004; 20: 207-212.

11 Jager N, Feilzer A.J, Davidson C.L. The influence of surface roughness on porcelain strength . *Dental Materials* 2000; 16: 381-388

12 Quinn J.B, Sundar. V, Lloyd I.K. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental Materials* 2003; 19: 603-611.

13 Borges Gilberto Antonio, Sophr Ana María, Goes Mario Fernando, et al. Effect of etching and airborne particle abrasión on the microstructure of different dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2003; 89: 479-487.

14 Gorman C.M, McDevitt W.E, Hill R.G. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dental Materials* 2000; 16: 389-395.

15 Dundar Mine, DDS^a, Gungor M. Ali, DDS, PhD^b, Cal Ebru. Multidisciplinary approach to restoring anterior maxillary partial edentulous area using an IPS Empress 2 fixed partial dentadura: A clinical report.

The Journal of Prosthetic Dentistry 2000; 89: 327-329.

16 Zhang Feimin et al. Double-layer porcelain veneers: Efecct of layering on resulting veneer color. The Journal of Prosthetic dentistry 200; 84: 425-431.

17 Messer L.W Regina et al. In vitro cytotoxicity of traditional verus contemporary dental ceramics. The Journal of Prosthetic Dentistry 2003; 90: 452-457.

18 Albakry Mmohammand, Guazzato Massimilians and Swain Michael Vincent. Biaxial flexural strength, elastic moduli; and x-ray diffraction Characterization of tree pressable all-ceramics materials. The Journal of Prosthetic Dentistry 2003; 89: 374-379.

19 <http://www.blanqueamientodental.com/propiedades/carac.html>

20 <http://www.vita-inceram.de/sp/media/cerec-sp>

21 <http://www.laboratoriodentalcrespo.com/empress.htm>

22 ANSI/ADA Especificación No. 69-1991. Aprobada el 10 mayo de 1991. Efectiva a partir del 10 de mayo de 1992.