



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESTUDIO COMPARATIVO DE DOS CERÁMICAS PARA
CAD-CAM INDICADAS PARA CARILLAS.

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

WENDY ARREOLA AGUILA

TUTOR: Dr. GABRIEL SÁEZ ESPÍNOLA

ASESOR: Dr. VÍCTOR MORENO MALDONADO

Índice

Resumen	1
Introducción.....	2
Antecedentes.....	4
1. Cerámica.....	5
1.2 Clasificación según su composición química.....	7
1.3 Cerámicas de silicato.....	7
1.4 Cerámicas feldespáticas.....	8
1.5 Cerámicas aluminosas.....	9
1.6 Vitrocerámicas.....	9
1.7 Cerámicas de óxido.....	11
2. Clasificación norma ISO 6872:1995.....	11
3. IPS e. max Cad ®.....	12
4. Vita Suprinity®.....	13
5. Óxido de zirconio.....	15
6. Cerámicas reforzadas con litio.....	15
7. Sistemas CAD-CAM.....	16
8. Carillas.....	20
8.1 Indicaciones.....	20
8.2 Contraindicaciones.....	20

8.3 Clasificación.....	21
9. Dureza.....	21
10. Resistencia a la flexión.....	22
11. Unidades de medida.....	23
12. Pruebas a vitrocerámicas.....	24
13. Planteamiento del problema.....	27
14. Justificación.....	27
15. Hipótesis.....	27
16. Objetivo general.....	28
16.1 Objetivos específicos.....	28
17. Tipo de estudio.....	28
18. Criterios de inclusión.....	29
19. Criterios de exclusión.....	29
20. Criterios de eliminación.....	29
21. Variables dependientes.....	29
22. Variables independientes.....	30
23. Material y método.....	30
24. Pruebas de ensayo.....	30
24.1 Ensayo de flexión biaxial.....	30

24.2 Preparación de las muestras.....	31
24.3 Realización del ensayo.....	34
24.4 Cálculo y expresión de los resultados.....	36
24.5 Ensayo de dureza de Vickers.....	37
25. Resultados.....	39
25.1 Resistencia a la flexión.....	39
25.2 Dureza Vickers.....	41
26. Análisis estadístico.....	43
27. Discusión.....	46
28. Conclusión.....	51
29. Cronograma de actividades.....	52
Bibliografía.....	56

Resumen

Se comparó la resistencia a la flexión y la dureza de dos sistemas cerámicos CAD-CAM mediante pruebas en laboratorio apegadas a la norma ISO 6872:1995. Dichas vitrocerámicas son: VITA Suprinity[®] (Vita Zahnfabrik) e IPS e.max CAD[®] (Ivoclar Vivadent).

La mitad de las muestras fueron sometidas al proceso de cocción, especificado por el fabricante.

Se aplicó una carga de (1 ± 0.5) mm./min. a ambos grupos de muestras para en ensayo de flexión biaxial.

Para las pruebas de dureza Vickers por cada material se realizaron diez pruebas de dureza con una carga de 10 N (Newtons) durante 20 seg y se calculó la dureza en MegaPascales (MPa).

El análisis estadístico se realizó con el programa SPSS Statistics 23 llevando a cabo un análisis no paramétrico aplicando la prueba de Kruskal-Wallis con significancia de 0.5 demostrando que existen diferencias altamente significativas entre las cerámicas comparadas ($P\geq 0.001$). Para determinar si hay diferencia por pares de cerámicas se realizó la prueba de Mann-Whitney.

Introducción

Las cerámicas dentales se consideran productos de naturaleza inorgánica, formados mayoritariamente por elementos no metálicos.

Los requisitos esenciales para las restauraciones de cerámica son el poseer resistencia, duración, precisión, funcionalidad y estética adecuadas. Para ello, cuando se trata de procedimientos indirectos, desde hace más de un siglo se cuenta con materiales cerámicos, cuya gama en la actualidad se ha ampliado de modo sustancial, asimismo se han superado sus propiedades gracias al desarrollo de novedosos materiales, que permiten elaborar restauraciones libres de metal. Dichas tecnologías van reemplazando a las tradicionales, por ello resulta imprescindible el conocimiento de las características de los materiales restauradores capaces de imitar mejor la naturaleza.

La estética dental va más allá de los propios dientes y tejidos periodontales. La disposición dentaria debe estar en equilibrio con las referencias de los componentes faciales.

Existen diversas situaciones clínicas que demandan solución mediante restauraciones indirectas, algunas de tipo congénito como pueden ser amelogénesis imperfecta, hipoplasia e hipocalcificación del esmalte trastornos de la anomalía coronaria y otras adquiridas como destrucciones coronarias, fracturas por traumatismos y desgastes por bruxismo. Todas esas circunstancias exigen soluciones duraderas, funcionales y biocompatibles y a veces altamente estéticas.

(1)

Dentro de la amplia variedad de técnicas restauradoras existentes, encontramos las carillas estéticas las cuales han constituido una de las mejores alternativas de tratamiento y han ganado una amplia aceptación. Desde su introducción, se ha presentado una evolución satisfactoria en las técnicas y materiales utilizados para su confección.

Las carillas son colocadas en la cara vestibular o palatina del diente para mejorar su apariencia estética o función. Presentan indicaciones específicas y algunas limitaciones y contraindicaciones que deben ser tomadas en consideración cuando se esté desarrollando un plan de tratamiento para cualquier caso en particular.

Se considera que el conocimiento que presenta el profesional de la odontología sobre las técnicas de confección de carillas es relativamente escaso, mientras la demanda del mercado va en aumento, lo cual influye en la necesidad de conocerlo bien para su posible aplicación en un momento determinado. ⁽²⁾

Existen distintos métodos de producción de los sistemas cerámicos como por ejemplo los métodos por sinterizado, inyección, moldeado y sistemas CAD-CAM (Computer Aid Desig/ Computer Aid Manufacturing) los cuales han llegado a ser muy variados en la actualidad.

Con los recientes desarrollos en la tecnología CAD-CAM y con la introducción de nuevos materiales cerámicos y la posibilidad de fresado de restauraciones completamente cerámicas se ha incrementado la importancia y popularidad de estos sistemas. ^{(3) (4) (5)}

Antecedentes

Una carilla puede ser definida como una lámina de material resinoso o cerámico que se adhiere firmemente a la estructura dentaria para la restauración de defectos estéticos y funcionales.

Los importantes avances experimentados por los materiales dentales tanto en color como en técnicas de adhesión han permitido desarrollar numerosas posibilidades terapéuticas más estéticas y conservadoras.

En 1938 el advenimiento del cine y la fotografía dan lugar a una gran demanda por la estética dental y es así como, el Dr. Pincus, odontólogo de las estrellas de Beverly Hills, desarrolla unas carillas de porcelana removibles para ser usadas por los actores en el momento de la actuación, mismas que debían ser colocadas al comienzo del día y retiradas al final de éste.

El desarrollo de la odontología adhesiva se inicia en 1955, cuando Buonocore presenta el método de grabado ácido del esmalte. Posteriormente a mediados de 1983, Horn publica un método de fabricación de carillas de cerámica adhesiva grabadas internamente con ácido fluorhídrico, conjuntamente Calamia presenta su técnica de grabado interno con ácido y silanización de la cerámica de esta manera se inicia el desarrollo de la restauración cerámica adhesiva. ^{(6) (7)}

1. Cerámica

Las cerámicas son definidas como materiales inorgánicos no metálicos, fabricados por el hombre mediante el calentamiento de cristales a elevadas temperaturas. 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. ⁽⁸⁾

Para alcanzar la cristalización final de la cerámica esta debe de pasar por dos fases, una cristalina y otra vítrea. La resistencia de la cerámica está determinada por la fase cristalina en la que sus átomos se encuentran uniformemente distribuidos, mientras que la estética es determinada por la fase vítrea en la que los átomos se encuentran desordenados. La mayoría de las cerámicas dentales cuentan con esta estructura mixta, tanto matriz vítrea como cristalina.

Para lograr la fusión de los componentes de la cerámica son necesarias altas temperaturas al momento de realizar la cocción. ⁽⁹⁾

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. ⁽⁸⁾

En el caso de las cerámicas dentales se modifica la cantidad de caolín, una especie de arcilla, que es el responsable del color blanco opaco característico de este tipo de materiales permitiendo conseguir un producto más translúcido. La cantidad de dicho material se ha reducido al mínimo en las cerámicas actuales ya que la plasticidad que otorga a la mezcla no es tan importante por lo tanto se ha sustituido por sílice, óxidos y alúmina. El cuarzo es conservado algunas veces, siendo en otras oportunidades reemplazado por otros cristales que aportan mayor resistencia a la estructura. ⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾

De acuerdo a la norma ISO 6872:1995. Las cerámicas dentales se clasifican en dos tipos. El tipo I incluye productos cerámicos que se suministran en forma de polvo.

El tipo II incluye todas las otras formas de cerámica dental. Dentro del tipo II se encuentran las cerámicas: coladas, prensadas o inyectadas y las cerámicas torneadas o bloques y discos para sistemas CAD-CAM.

- Cerámicas coladas: en este tipo de cerámicas se realiza un encerado sobre un troquel. Luego se reviste dentro de un aro de colado y se lleva al calor para eliminar la cera. Posteriormente se cuele la cerámica fundida dentro de la cámara obtenida mediante el uso de una centrífuga. La restauración resultante es de vidrio de color claro y se lleva posteriormente a tratamiento térmico dentro de un horno. La presentación de este tipo de cerámica es en pastillas o lingotes sólidos.⁽¹²⁾

- Cerámicas prensadas: estas cerámicas también se basan en el método de la cera perdida una vez realizado el patrón en cera, se reviste en un anillo y se procede a calcinar la cera en un horno. A continuación, se calienta la cerámica (que se presenta en forma de pastillas) hasta su punto de fusión. El paso del material hacia el interior del cilindro se realiza por inyección, en donde un pistón va empujando la cerámica fluida hasta el molde. La técnica de cera perdida permite una óptima adaptación. El proceso de inyección bajo presión produce una cerámica más densa con mayor resistencia compresiva y a la flexión.

- Bloques y discos para sistemas CAD-CAM: estos materiales están diseñados para ser fresados mediante distintos sistemas CAD-CAM y dentro de este grupo disponemos actualmente de diferentes composiciones de cerámicas como lo son las feldespáticas, aluminosas y zirconiosas de alta resistencia.⁽¹³⁾

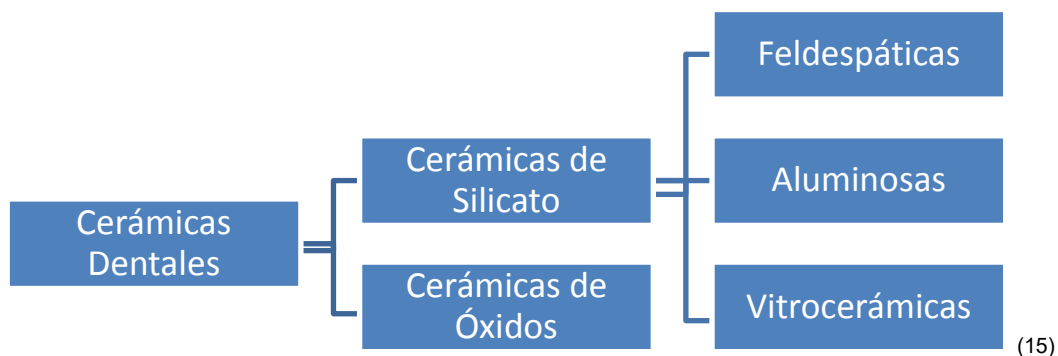
Además la norma ISO 6872:1995 establece los parámetros que deben cumplir las cerámicas en cuanto a propiedades físicas y químicas así como los métodos de ensayo para las mismas.⁽¹⁴⁾

Existen además otras clasificaciones de las cerámicas siguiendo diferentes parámetros como su composición química, el método de fabricación, la temperatura de fusión la microestructura, su uso e indicaciones, la translucidez, la resistencia y la abrasividad. Según el método de fabricación se clasifican en condensadas y sinterizadas, infiltradas, inyectadas y maquinadas o CAD- CAM.

1.2 Clasificación según su composición química

Las cerámicas dentales engloban una gran familia de materiales inorgánicos dentro de un grupo de materiales no metálicos. Se dividen a menudo en dos grupos:

- Cerámicas de silicato
- Cerámicas de óxidos



1.3 Cerámicas de silicato:

La característica común de las cerámicas de silicato es la presencia de cuarzo, feldespato y caolín cuyo componente básico es el dióxido de sílice. Son materiales heterogéneos, constituidos por cristales rodeados de una fase vítrea.

Según su composición, las cerámicas de silicatos las podemos clasificar en:

- Feldespáticas
- Aluminosas
- Vitrocerámicas ⁽¹⁵⁾

1.4 Cerámicas feldespáticas:

Son una variante de los silicatos y son el principal responsable en la formación de la matriz vítrea. En la naturaleza se encuentra en forma de una mezcla de feldespato potásico y feldespato sódico. Su proporción relativa en la masa de la cerámica determinará la proporción existente entre el Na y el K y por tanto la temperatura de fusión y la viscosidad.

El feldespato es un alúminosilicato con potasio y/o sodio y en estos casos constituye el componente principal.

El feldespato potásico se encuentra en la mayor parte de los sistemas cerámicos ya que aumenta la traslucidez y la fluidez de la cerámica durante la sinterización. El feldespato sódico disminuye la temperatura de fusión de la cerámica y facilita su fluidez.

La alúmina aumenta la viscosidad, la resistencia y la dureza. Los óxidos que actúan como fundentes son K, O₂, CaO y se utilizan básicamente para disminuir la temperatura de fusión.

La fusión del vidrio feldespático con cristales de leucita genera un producto translúcido ya que ambos componentes tienen un índice de refracción de la luz similar. Algunas cerámicas feldespáticas incorporan también distintos cristales para mejorar, en grados variables, sus propiedades físicas aunque por lo general en disminución de la translucidez. ⁽¹⁶⁾⁽¹⁰⁾

En su composición y estructura predomina una matriz vítrea, compuesta en su mayoría por feldespato del cual dependen principalmente las propiedades ópticas y de una fase cristalina compuesta principalmente por cuarzo SiO₂ (15-80%), leucita (0-55%), alúmina Al₂O₃ (1-160%), caolín Al₂O₃SiO₂2H₂O (05%) y por pigmentos constituidos por óxidos metálicos (1%). ⁽⁸⁾

1.5 Cerámicas aluminosas:

Su material básico es la alúmina, elemento que mejora las propiedades mecánicas de la cerámica, aumentando su resistencia a la flexión, la compresión y la resistencia a la fractura el contenido de alúmina suele ser de 40 a 50 %.

Se obtiene así un material compuesto, en el que el material que se funde primero por tener una temperatura de fusión inferior actúa como matriz mientras que el óxido de aluminio, que tiene un elevado punto de fusión queda repartido por toda la masa del primero en forma de pequeñas partículas dispersas.

La presencia de alúmina hace que el vidrio disminuya una de sus características propias, lo que lo vuelve menos quebradizo y disminuye el riesgo de desvitrificación proceso que consiste en una cristalización de la cerámica lo que la vuelve frágil y opaca por perder la estructura amorfa o vítrea. Este proceso también se puede producir por un elevado número de cocciones. A pesar de su mayor resistencia, uno de los mayores problemas que presentan las cerámicas aluminosas es su contracción durante el procesamiento por calor, por lo que su ajuste marginal es más deficiente comparado al que se obtiene con las coronas ceramometálicas.

Se trata de un grupo de cerámicas que son incompatibles con las aleaciones metálicas, esto debido a que presentan un coeficiente de expansión térmico (CET) menor de aproximadamente $6.5-8.5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$.⁽⁹⁾

1.6 Vitrocerámicas:

Se trata de cerámicas que no llevan ningún tipo de estructura metálica sino vidrio colado. Se componen de una matriz vítrea en la que se encuentran partículas inmersas de minerales cristalizados (disilicato de litio y leucita).⁽⁹⁾

En una vitrocerámica los cristales no se incorporan en el momento de la elaboración industrial de la cerámica sino que se forman como resultado de la

fusión de los componentes a consecuencia de posteriores ciclos térmicos de calentamiento y enfriamiento.

Según esta definición algunas de las cerámicas consideradas como feldespáticas con cristales de refuerzo son vitrocerámicas. Sistemas como Empress Esthetic[®] o IPS E.max Press[®] entran también dentro de este grupo de cerámicas.

El término vitrocerámica se empleó fundamentalmente para hacer referencia a un vidrio parcialmente cristalizado donde existen cristales de mica y una matriz vítrea. Distintos tratamientos térmicos logran la nucleación y crecimiento de los cristales de mica.

Las vitrocerámicas pueden ser maquinadas es decir fresadas ya que son posibles de desgastar con instrumentos rotatorios sin inducir fracturas y también coladas o inyectadas.⁽¹⁰⁾

Las propiedades dependerán del tipo de cristales que hayan crecido dentro del vidrio, del tamaño y densidad de los mismos y de la interacción de los cristales con la matriz vítrea.⁽¹⁶⁾

Estas cerámicas se fabrican en estado vítreo, no cristalino y se convierten posteriormente al estado cristalino mediante tratamiento calórico. Su variedad es enorme y su composición muy heterogénea con mezclas muy complejas de diversos materiales pero todas o casi todas presentan en distintas proporciones sílice, alúmina, y partículas cristalizadas.

Este tipo de cerámicas constan de un núcleo de alúmina de alta pureza densamente sinterizado.

Estos compuestos contienen una base cristalina obtenida por enucleación y crecimiento de cristales en la fase matriz de vidrio; de acuerdo a su proceso de fabricación, existen en el mercado 3 tipos generales de vitrocerámicos, estos tipos son: coladas, infiltradas y maquinadas.⁽¹⁷⁾

1.7 Cerámicas de óxido:

Las cerámicas de óxidos sólo contienen componentes oxidantes, pero habitualmente se denomina también así a las cerámicas con componentes de óxido mezclados. Son materiales policristalinos con escasa o nula fase vítrea que representa la parte débil de la cerámica. Debido a su elevada opacidad son utilizadas como cofias internas de las restauraciones cerámicas.⁽¹⁵⁾

2. Clasificación norma ISO 6872: 1995

Las cerámicas dentales se clasifican en dos tipos. El tipo I incluye productos cerámicos que se suministran en forma de polvo.

El tipo II incluye todas las otras formas de cerámica dental. Las cerámicas deben dividirse en clases de acuerdo con el uso al que estén destinados. Si se añade colorante al polvo de cerámica para identificar la clase de polvo, se recomienda el código de color de la siguiente tabla:

Clase	Material	Código de color
1	Cerámica con núcleo	Amarillo o ninguno
2	Cerámica – dentina del cuerpo	Rosa
3	Cerámica esmalte	Azul
4	Cuello	Verde
5	Trasparente	Ninguno
6	Colorantes	Ninguno
7	Material añadido	Ninguno
8	Material de glaseado	Ninguno

Tabla 1 Cerámicas tipo II

Las cerámicas tipo II clase 1 se usan para confeccionar estructuras de soporte para coronas, carillas, inlays y onlays, refiriendo así a materiales que se puedan utilizar en capas junto con cualquiera de los materiales de cerámica del tipo I, clases 2 a 8. Las cerámicas tipo II, clase 2 se usan para la construcción de coronas, inlays y onlays.⁽¹⁴⁾

Acorde a dicha clasificación los materiales empleados en esta investigación VITA Suprinity® (Vita Zahnfabrik) e IPS e.max CAD® (Ivoclar Vivadent) pertenecen al grupo de las cerámicas tipo II clase 1.

3. IPS e.max CAD®

Bloques de cerámica de disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{S}_2\text{O}_5$) para la técnica CAD-CAM, están compuestos por 70% cristales de $\text{Li}_2\text{S}_2\text{O}_5$ inmersos en una matriz vítrea, con un tamaño de partícula de 3-6 μm . Estos bloques están indicados para confección de carillas, inlays, onlays, coronas parciales y superestructuras para implantes. Están contraindicados en preparaciones subgingivales muy profundas, pacientes con dentición residual muy reducida y bruxismo. Para su fresado están indicados los sistemas CEREC® de Sirona y Everest® de KaVo.

Existen dos presentaciones en cuanto a tamaño dependiendo de su indicación de uso, es decir el número de restauraciones. Y se presentan en tres variantes de translucidez, siendo los más recomendables para su uso en carillas los de alta y baja translucidez. Los de alta en casos de carillas de menor grosor y los de baja translucidez en casos de un mayor grosor y donde se desea aplicar la técnica cut back (técnica de estratificación) ⁽⁴⁾

Inicialmente para su maquinado se presenta en un estado de metasilicato de litio, el cual representa el 40% de la composición de los bloques en esta fase. En su estado intermedio de fresado ofrece una resistencia de 130-150 MPa.

Posteriormente son sometidos a un proceso de cristalización para llegar a ser disilicato de litio. Tras este proceso la contracción es mínima por lo cual no requiere de procesos de infiltraciones posteriores.

En esta fase cristalina intermedia, el bloque es fácil de tallar en un equipo CAD-CAM. El color de IPS e.max CAD® en fase cristalina va desde el blanco hasta azul grisáceo pasando por azul. Este color es condicionado por la composición y la microestructura de la cerámica de vidrio. La resistencia a la fractura del material es

de 130 MPa en la fase intermedia. El material posee un coeficiente de expansión térmica (100- 400 °C) de $10.15 \pm 0.4 \cdot 10^{-6} /K^{-1}$.⁽¹⁸⁾

Después de tallar los bloques de IPS e.max CAD se realiza el proceso de cristalización de la restauración durante 35 min. en un horno para cerámica. El proceso de cristalización a 850°C origina una transformación de la microestructura, durante este los cristales de disilicato de litio crecen de forma controlada. El proceso de cristalización no provoca una importante contracción y no requiere de otros procesos.

Se pueden emplear cerámicas de recubrimiento con el objetivo de mejorar la caracterización de la restauración en este caso se indica el uso de la cerámica IPS E.max CAD Crystall./Shades®.



Fig. 1 Bloque IPS. e. max CAD

4. VITA Suprinity®

Bloques para aplicaciones CAD/CAM dentales de cerámica vítrea de silicato de litio (SiO_2 , ZrO_2) reforzada con dióxido (aprox. 8-12%) de circonio que le confiere una estructura homogénea.

Indicados para la confección de inlays, onlays, coronas parciales, carillas, coronas anteriores y posteriores y restauraciones individuales de dientes anteriores y posteriores sobre pilares de implantes. Están contraindicadas en pacientes con una higiene bucal deficiente, gran pérdida de estructura dentaria y pacientes bruxistas. Es compatible para su fresado con los sistemas CEREC® de Sirona, Ceramill® Motion 2 (AmannGirrbach), ARCTICA® Engine / Everest® Engine (KaVo).

Se encuentran en dos grados de translucidez: T (traslucidos) y HT (altamente translucidos), siendo los HT los de mayor grado de translucidez y están indicados para la elaboración de inlays, onlays, coronas parciales y carillas mientras que los T se emplean en coronas y coronas implatosoportadas

Los bloques de cerámica de silicato de litio reforzado con dióxido de circonio se fabrican en tres pasos. Tras el primer paso, denominado conformación, se obtiene el bloque en estado vítreo. Tal y como corresponde a este estado, en este punto el material aún es frágil y no puede mecanizarse. Por esta razón, los bloques se someten a un pre tratamiento térmico industrial donde se observa una resistencia a la flexión de 180 MPa.

Con la nucleación inicial se forman los primeros cristales, que empiezan a crecer. El vidrio adquiere cada vez más características cerámicas y en este estadio también puede mecanizarse de forma rápida y económica mediante las herramientas apropiadas como lo son los sistemas CAD-CAM recomendados por el fabricante.

El bloque adquiere sus características físicas y estéticas definitivas cuando se somete a la cristalización final en el horno de cocción con una temperatura máxima de 680°C para lo cual no requiere de una pasta para cocción, alcanzando una resistencia aproximada de 540 MPa y posee un CET (coeficiente de expansión térmica) de $12.3 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$, aprox.

Para su caracterización se pueden emplear maquillajes y materiales de glasear. Para ello pueden utilizarse una cerámica de recubrimiento siendo la indicada para esta cerámica la de la línea VITA AKZENT Plus[®], ya sea en su presentación de polvo, pasta o spray^{(19) (5)}



Fig. 2 Bloque VITA Supirinity

5. Oxido de zirconio

La zirconia, nombre correcto que se da al óxido de circonio, juega actualmente un papel importante dentro de la odontología. El óxido de zirconio ó zirconia (ZrO_2) fue aislado por primera vez por el químico M.H. Klaproth en 1798, este material se encuentra presente en la naturaleza en su fase monoclinica la cual necesita ser estabilizada en su fase tetragonal para ser usada en odontología, se encuentra disponible en el mercado como: zirconia parcialmente estabilizada con magnesio, zirconia reforzada con alúmina y zirconia parcialmente estabilizada con itrio, que es la más estudiada y difundida. ⁽²⁰⁾

Para transformar la zirconia en fases de tipo tetragonal y cúbico es necesario aumentar la temperatura. El cambio de estructura es reversible y provoca cambios dimensionales que pueden producir grietas en el material durante el proceso de horneado (sinterizado) a causa de la transformación en sus fases cristalográficas de tetragonales a monoclinicas. Se ha descubierto que este fenómeno se puede contrarrestar, añadiéndole alguno de los siguientes óxidos al compuesto: Magnesia (MgO), Itria ($Y_2 O_3$), u otros compuestos, convirtiendo a la zirconia pura en ZrO_2 estabilizada. La zirconia estabilizada con Itrio es un material de reciente utilización en la odontología para la fabricación de estructuras que sustituyen al metal y que pueden ser cubiertas por otros compuestos cerámicos o vitrocerámicos. ⁽²¹⁾

La resistencia a la fractura del óxido de zirconia se debe a que en el momento de una fisura, ésta produce un aumento de energía provocando presiones tangenciales y un cambio de estructura, pasando de su forma tetragonal a la monoclinica (que tiene un 4.7% más volumen) y por consiguiente se detiene el progreso de la grieta por las fuerzas de compresión. ⁽²²⁾

6. Cerámicas 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

silicato de litio K (11-19%) y alúmina Al₂O₃ (0-5%). Son utilizadas principalmente para subestructuras de carillas, coronas y prótesis fija de hasta tres unidades 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 translucidez. 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 cerámicas feldespáticas convencionales con mejores propiedades estéticas mediante estratificación. Las restauraciones de este tipo de cerámica son principalmente obtenidas mediante prensado e inyectado (IPS e.max Press), o mediante torneado o maquinado (IPS e.max CAD).⁽⁸⁾

7. Sistemas CAD-CAM

Con los recientes desarrollos en la tecnología CAD-CAM y con la introducción de nuevos materiales cerámicos y la posibilidad de fresado de restauraciones completamente cerámicas se ha incrementado la importancia y popularidad de estos sistemas.

Los métodos CAD/CAM son métodos de procesamiento asistidos por ordenador. La palabra CAD/CAM es el acrónimo de Computer Aid Design /Computer Aid Manufacturing: diseño asistido por ordenador o fabricación asistida por ordenador. Estos sistemas fueron introducidos en el campo de la odontología en 1971 de forma experimental y fue en la década de los ochenta cuando WH Mörmann, de la Universidad de Zurich (Suiza), y M. Brandestini Brains Inc, Zollikon (Suiza), aplicaron estos sistemas a la clínica desarrollando el sistema Cerec el cual consistió de una cámara intraoral que capta imágenes tridimensionales, un procesador de imagen y un ordenador unido a una fresadora. A partir de entonces empiezan a desarrollarse gran cantidad de sistemas. Los materiales que pueden utilizar estos sistemas son fundamentalmente cerámica, resina compuesta y titanio, dependiendo del sistema empleado.

El objetivo principal de estos sistemas es:

- Evitar las distorsiones inherentes al proceso de elaboración tradicional
- Reducir el tiempo de elaboración de una restauración en el laboratorio
- Conseguir restauraciones altamente precisas y altamente resistentes ⁽¹⁶⁾ ⁽²³⁾

En estos sistemas la toma de impresiones y el vaciado del modelo son remplazados por la captación de imágenes, mientras que el encerado es sustituido por el CAD, que generará una imagen tridimensional del muñón, el cual será un muñón virtual.

Todos los sistemas constan de tres fases: la digitalización, el diseño, y el maquinado.

-Digitalización: es el método por el cual se logra el registro tridimensional de la preparación dentaria y las estructuras adyacentes y registros oclusales a través de un escáner. El registro puede obtenerse de forma intraoral sin necesidad de tomar impresiones o ser obtenida de una impresión de la preparación dental.

-Diseño: se traslada la información obtenida con el escáner al programa para diseñar la estructura protésica deseada. Una vez detectada la línea de terminación cervical y la configuración de los pilares, es posible determinar la anatomía dental, las dimensiones de los pósticos, los pilares y los conectores de la restauración en proceso.

El programa de digitalización y diseño es proporcionado por cada sistema. Es posible diseñar desde restauraciones parciales y carillas hasta coronas individuales, estructuras de varias unidades y supraestructuras dependiendo del material y del sistema. El diseño de la restauración es almacenado en un archivo y puede ser enviado al centro de producción o al equipo de procesado para que machine la estructura.

-Maquinado: es aquel en el que un sistema mecánico se encarga de procesar los datos de la digitalización y de transformar la información del diseño en la estructura protésica.

Existen variables en el maquinado como la sinterización el cual es el proceso al que se somete la cerámica para que sus partículas alcancen el mayor grado de

cohesión (unión entre las moléculas de un cuerpo) y con ello la obtención de una estructura química ordenada y con mejores propiedades mecánicas mediante un tratamiento térmico de un polvo o compactado metálico.

Esto se logra gracias al calor. Los bloques utilizados para maquinado se encuentran disponibles en dos modalidades, presinterizados y completamente sinterizados. ⁽⁴⁾

- **Equipo de maquinado:** un robot controlado sistemáticamente es el encargado de procesar los datos de la digitalización y de transformar la información del diseño en la estructura protésica. Esto se logra mediante el tallado de bloques cerámicos de diferentes materiales. Los equipos de procesado se distinguen por el número de ejes de maquinado, entre más ejes posibles mayor complejidad del maquinado.

La calidad de las restauraciones no depende exclusivamente del número de ejes en los que la máquina pueda procesar el diseño. La calidad del maquinado depende de la digitalización, proceso de la información y producción. Y de acuerdo a los ejes los equipos se clasifican de la siguiente manera:

- **Equipos de 3 ejes:** estos tienen movimiento en las tres direcciones espaciales (X, Y y Z). Cada eje se traduce en un valor que generará los movimientos de fresado necesarios para obtener la restauración diseñada. En estos equipos los movimientos de fresado no se harán en ejes divergentes o convergentes. Los equipos de tres ejes usan toda el área dental y pueden girar el patrón de maquinado 180° en el transcurso del proceso hacia adentro y afuera. Tiene como ventaja el menor desgaste del equipo y menor tiempo de procesamiento. Ejemplo de estos equipos son el Inlab® (Sirona, Bensheim, Alemania) y el Lava® (3M, St. Paul, MN).

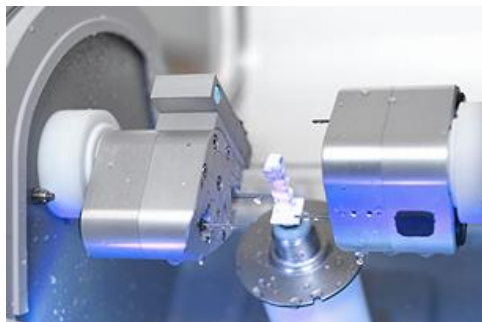


Fig. 3 Inlab® Sirona

-Equipos de 4 ejes: adicional a los ejes X, Y y Z, estos equipos pueden girar el puente de tensión de manera infinita (eje A), es decir sobre el cual está apoyado el material cerámico que se necesita. Como resultado es posible ajustar el puente de construcción sobre el cual está apoyado el huso de fresado con el mismo bloque, logrando un desplazamiento vertical mayor y se ahorra material y tiempo en el procesamiento.



Fig. 4 Ceramil

-Equipos de 5 ejes: adicionalmente a los tres ejes espaciales (X, Y, Z) y a la rotación del puente de tensión (A), existen equipos con los cuales es posible que el huso de maquinado también rote, generando otro eje de rotación (B). Esto permite maquinar geometrías complejas con subsecciones como estructuras de puentes fijos con varios pódicos, pilares y estructuras anatómicas. Ejemplo de este sistema es el KaVo Everest® (4)



Fig. 5 Sistema Everest

8. Carillas

Una carilla es una restauración protésica que se adhiere a una superficie del diente para modificar su color, forma, tamaño, o posición.

Los importantes avances experimentados por los materiales dentales tanto en color como en técnicas de adhesión han permitido desarrollar numerosas posibilidades terapéuticas más estéticas y conservadoras.

8.1 Indicaciones

Las principales indicaciones de las carillas son problemas estéticos de diferentes etiologías, aunque también pueden tener indicaciones para solucionar algunas alteraciones anatómicas y funcionales.

-Estéticas:

Como puede ser cambios de coloración dentaria como lo son las discromías y tinciones intrínsecas causadas por ejemplo por el uso tetraciclinas, fluorosis, dientes desvitalizados etc. Cierre de diastemas en este caso el ensanchamiento del diente por medio de carillas permitirá el cierre de pequeños espacios interdentarios de un modo conservador.

- Anatómicas:

En caso de anomalías congénitas (hipoplasias del esmalte, microdoncias y dientes cónicos, etc.) como adquiridas (fracturas, atriciones, abrasiones, etc.) están indicadas dependiendo de la severidad de cada caso.

8.2 Contraindicaciones

Insuficiente sustrato para garantizar la adhesión, malposiciones severas, espacio excesivo.⁽²⁴⁾

8.3 Clasificación

Las carillas dentales se clasifican de acuerdo a su método de elaboración, estas pueden ser directas o indirectas. Y aunque no es el propósito de este trabajo hablar de carillas directas, se hará mención de las mismas como conocimiento general.

Las carillas directas son aquellas que se elaboran con resina compuesta, consiste en la aplicación y el tallado de una o más capas de este material sobre la superficie del diente.

La realización de carillas directas de resina compuesta permite al profesional controlar y evaluar el procedimiento restaurador, desde la selección del color hasta el establecimiento de la morfología final. Este tipo de restauración generalmente puede confeccionarse en una sola sesión clínica. Por requerir poco o incluso ningún desgaste del diente, la carilla directa de resina compuesta representa una alternativa restauradora menos invasiva y de menor costo, en comparación con la corona o el laminado de cerámica.

Las carillas directas de resina compuesta pueden estar indicadas, en general, para corregir alteraciones de color, forma o posición en la superficie vestibular de cualquier diente.

Mientras las carillas indirectas son aquellas que requieren de la preparación del diente, una impresión o escáner de la misma y la elaboración de la restauración de la carilla en un material cerámico en un laboratorio dental. ⁽²⁵⁾

9. Dureza

La dureza se define como la resistencia a la penetración, al desgaste o rayado. Para poder penetrar un material es necesario uno de mayor dureza.

Hay diferentes escalas para medir la dureza como son:

- Escala de Brinell: se usa en metalurgia, por medio de cargas aplicadas con una bola de acero endurecido. Se mide el diámetro de la huella. El indentador o

penetrador usado es una bola de acero templado de diferentes diámetros. Para los materiales más duros se usan bolas de carburo de tungsteno.

- Escala de Vickers: mide la dureza de metales y aleaciones por medio de cargas aplicadas con una pirámide de diamante en un ángulo base de 136° . Midiendo el diámetro de la huella.
- Escala de Rockwell: se utiliza para medir la dureza de aceros, plásticos, plomo y algunas aleaciones dentales de cobalto- cromo o acero al carbono. También es una bola de acero pero en este caso se mide la profundidad de la huella.
- Escala de Knoop: se emplea para medir dureza en materiales frágiles o quebradizos (como silicio, vidrio, esmalte, dentina) por medio de un penetrador de diamante en forma de pirámide alargada.
- Escala de Shore A: se utiliza para medir la dureza de materiales de menor dureza como hules y bandas elásticas.

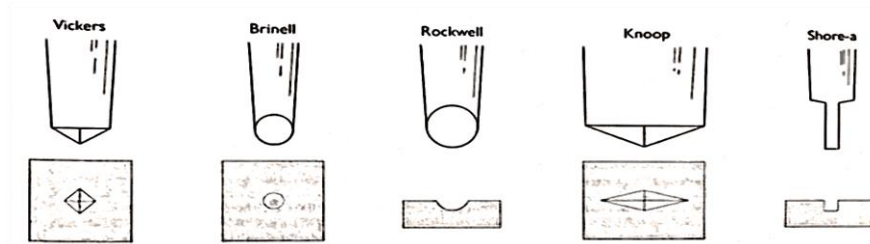


Fig. 6 Huellas de dureza

10. Resistencia a la flexión

La resistencia se define como la oposición que presenta un material al ser modificado por un agente mecánico (carga), físico (electricidad y temperatura) o químico (oxidación). La resistencia de un objeto a doblarse o su capacidad de doblarse sin romperse depende no solo de la composición, sino también de la forma. ⁽²⁶⁾

Mientras tanto la flexión es la capacidad de un cuerpo a doblarse, frente a una carga y recuperar su estado original al dejar de actuar esta.

Para entender dicho término es útil pensar en una viga cuadrangular que soportara una fuerza en una de sus partes. Los puntos de apoyo pueden ser: dos puntos de apoyo no fijos, dos puntos de apoyo fijos, un punto de apoyo fijo. ⁽²⁷⁾

El análisis de resistencia a la flexión es útil para determinar las cargas que soporta un material antes de fracturarse, así como la capacidad de flexionarse previa a presentar fallas estructurales o colapso. Existen diferentes métodos de análisis de flexión, como el de análisis de resistencia a la flexión en máquina INSTRON 5567, basada en metodología descrita por el método estándar para pruebas de resistencia a la flexión de cerámicos avanzados a temperatura ambiente; para definir el comportamiento elástico de un material según la dirección en la que se aplica una fuerza ⁽²¹⁾

11. Unidades de medida

La fuerza es una magnitud vectorial medida por la intensidad de la interacción. Esta definición surge a partir de la segunda ley de Newton que establece que la aceleración de un cuerpo es directamente proporcional a la fuerza aplicada. Si la fuerza también se mide en kilogramos entonces, el kilogramo fuerza, es la fuerza que aplicada a una unidad de masa (UT) le imprime una aceleración de $1\text{m}/\text{seg}^2$.

$$F = 1\text{UT (m)} \times 1\text{m}/\text{seg}^2 = 1 \text{ kilogramo (kgf)}$$

$$1\text{kgf} = 9.8067$$

Se define como Newton (N), a la fuerza que aplicada a un kilogramo-masa le imprime una aceleración de $1\text{m}/\text{seg}^2$.

Para saber la equivalencia entre un Newton y un kilogramo – fuerza es necesario usar la siguiente equivalencia:

$$P = m \times g = 1\text{kg} \times 9,8\text{m}/\text{seg}^2 = 9.8 \text{ Newton (N)}$$

$$\text{Por lo tanto } 1 \text{ kgf} = 9.8 \text{ Newton (N)}$$

$$1 \text{ N} = 0.102 \text{ kgf}$$

Actualmente en odontología se utiliza como unidad para medir cargas el MegaPascal, lo cual equivale a un millón de Pascales. ⁽²⁷⁾

Unidad	Equivalencia
1 Pascal Pa	1 Newton/m ² (N/m ²) = 10 ⁻⁶ MPa
1 MegaPascal MPa	1 MegaNewton/m ² (MN/m ²)
	100N/cm ² = 10.2 kg. /cm ²
1 Kg/cm ²	0.0980 MPa

Tabla 2. Unidades de presión

12. Pruebas a vitrocerámicas

- Prueba del pistón de tres bolas.

La prueba a la que se hará referencia fue realizada en la universidad nacional de Seul escuela de odontología e investigación dental, en dicho estudio se realizó una comparación entre los bloques de cerámica IPS e.max CAD[®] y Rosseta SM[®] realizando dos grupos por material con 5 muestras cada grupo, un grupo se sometió al proceso de tratamiento térmico y otro grupo se mantuvo sin tratamiento térmico. Para la obtención de muestras realizaron primero cortes horizontales a los bloques con la maquina rotatoria horizontal de cortes (HRG-150, AM Technology, Asan, Korea) y luego se realizaron cortes para obtener muestras cilíndricas con la maquina afiladora de herramientas obteniendo así 5 piezas cilíndricas de 12.0mm. Se obtuvieron 5 muestras mediante el mismo método pero estas de 12.1mm. para compensar la contracción posterior al tratamiento térmico. Para obtener los discos se realizaron los cortes con una sierra de diamante obteniendo así discos de 1.20mm. para aquellas muestras que no iban a recibir tratamiento térmico y 1.21mm. para aquellas muestras que serían sometidas a tratamiento térmico. Tras obtener las muestras se pulieron. Finalmente se sometieron a tratamiento térmico las muestras destinadas a este. Obteniendo un total de 20 muestras entre todos los grupos de material.

Para realizar la prueba las muestras fueran colocadas en el centro de tres pistones colocados simétricamente.

Los diámetros de la punta del pistón y el círculo de apoyo fueron 1.2 y 10.0mm. respectivamente.

La aplicación de la carga se realizó en el centro de la muestra a través de la punta plana con una velocidad de cruceta de 1.0mm. para ello se empleó una máquina de ensayo mecánico universal (Instron 4202, Canton, MA, EE.UU.). Se empleó una fina película de plástico (50 μ de espesor) entre el pistón y la superficie superior de la muestra esto con la finalidad de distribuir la carga de manera uniforme. ⁽²⁸⁾

Otro estudio similar fue realizado en la universidad Mashhad de ciencias médicas en Irán. En dicho estudio se trabajó con tres distintos bloques de cerámica para tecnología CAD-CAM, se emplearon IPS e.max CAD[®], VITABLOCS Mark II, y Cercon. Para realizar los primeros cortes se empleó un disco de diamante y pieza de mano de baja velocidad obteniendo varillas de 10mm. De diámetro para posteriormente cortarse varillas de 1.3mm. de ancho posteriormente las muestras fueron sometidas a un lavado ultrasónico con agua destilada obteniéndose 15 muestras por cada marca de bloques, todas se sometieron a tratamiento térmico y se midieron para seleccionar las muestras con las medidas más precisas. Posteriormente se dividieron en tres grupos uno fue sometido a grabado ácido, otro al proceso de arenado, y un grupo más únicamente fue pulido.

Se empleó la máquina de ensayo universal Zwick Z100. Con tres pistones cuyo diámetro era de 3.18mm. y estaban colocadas en forma de círculo con un diámetro de 10mm. Con una separación entre ellos de 120° la carga fue aplicada a las muestras mediante un cilindro de acero endurecido con un diámetro de 1.58 mm. con una punta plana perpendicular al eje. Con una velocidad de carga de 0.5mm./min. ⁽²⁹⁾

- Prueba de astillado y resistencia a la flexión en cerámicas monolíticas

Esta prueba se realizó en la universidad de Nueva York en el colegio de odontología con tres cerámicas distintas dos vitrocerámicas (IPS e.max CAD[®] e IPS e.max Press[®]), y una cerámica estabilizada con zirconia (TZ-3Y-E gradez).

De la cerámica TZ-3Y-E gradez se fabricaron 4 muestras en forma de placas cuadradas cuyas dimensiones fueron 10mm. x 10mm. Aquellas que se utilizaron

para las pruebas de astillado tenían 2 mm de espesor. En el caso de las muestras destinadas a las pruebas de flexión se prepararon 6 muestras con espesores de 1mm., 1.5mm. y 2mm. Un grupo más de 6 muestras se prepararon con un espesor de 0.5 mm y posteriormente se le colocó una cerámica de recubrimiento con un grosor total de 1.0mm., 1.5mm. y 2.0mm.

Para las muestras IPS e.max Press los lingotes fueron inyectados con calor a 915°C durante 15 min en un horno de 600 EP (Ivoclar Vivadent). Se limpiaron las muestras mediante la inmersión en una solución acuosa con 0,6% de ácido fluorhídrico y ácido sulfúrico 1,7%

Para realizar las muestras de IPS e.max CAD se realizaron los cortes de las muestras en su estado pre sinterizado para posteriormente recibir tratamiento térmico para la cristalización final a 840 ° C. Las dimensiones de las muestras para IPS e. max CAD® y Press® fueron muestras rectangulares de 2mm. x 3mm. x 25mm. para astillar con un total de 6 muestras por cerámica y para resistencia a la flexión 20 muestras. Se prepararon 20 muestras adicionales de IPS e.max CAD de 10mm. x 10mm. para pruebas de flexión.

Para dar un sustrato similar al de la dentina se realizaron bases para las muestras, las cuales fueron elaboradas con resina Z100® de 3M Espe, con una dimensión de 4 x 4mm. esto con la finalidad de estabilizar las muestras en las pruebas de astillado, el adhesivo empleado fue Multilink Automix® de Ivoclar Vivadent.

Para realizar la prueba de astillado se empleó la pirámide de diamante Vickers y se midieron las diagonales paralelas y perpendiculares. Mediante una pc se registraron las fuerzas para cada diagonal. Siendo así proporcional la fuerza a la dureza de la cerámica.

Los ensayos de flexión se realizaron en una máquina universal de ensayo (Modelo 5566, Instron, Norwood, MA), con una punta de carga de carburo de tungsteno duro con un penetrador esférico a una velocidad de carga de 1mm/min. Se colocó una delgada lámina de plástico entre el penetrador y la superficie de cerámica para evitar grietas en la zona de carga. ⁽³⁰⁾

13. Planteamiento del problema

En sus comienzos los materiales cerámicos se caracterizaban por una baja resistencia y su uso generalmente se limitaba al sector anterior, actualmente los materiales cerámicos han sido mejorados observándose una mayor resistencia y durabilidad ampliando sus indicaciones de uso brindado al odontólogo una mayor gama de posibilidades de tratamiento.

Aunque actualmente se sabe que las cerámicas de última generación CAD-CAM poseen una mayor resistencia que las de generaciones pasadas aún se desconocen varias de sus características y comportamiento físico.

14. Justificación

El odontólogo debe conocer los diversos materiales indicados para la elaboración de carillas así como sus características. Lo cual le permitirá hacer una selección adecuada buscando una buena compatibilidad con los tejidos adyacentes y otros materiales de restauración previos que pueden estar presentes.

15. Hipótesis

H₁ Las muestras de cerámica VITA Suprinity[®] elaboradas bajo condiciones idóneas conforme a la norma ISO 6872:1995 tendrán una mayor dureza y resistencia a la flexión debido a su contenido de dióxido de zirconio (8-12 % de la composición total) en comparación a las muestras de cerámica IPS e.max CAD[®] elaboradas bajo condiciones idóneas conforme a la norma ISO 6872:1995.

H₀ Las muestras de cerámica VITA Suprinity[®] elaboradas bajo condiciones idóneas conforme a la norma ISO 6872:1995 tendrán una menor dureza y resistencia a la flexión debido a su contenido de dióxido de zirconio (8-12% de la composición total) en comparación a las muestras de cerámica IPS e.max CAD[®] elaboradas bajo condiciones idóneas conforme a la norma ISO 6872:1995.

16. Objetivo general

Someter a pruebas físico-mecánicas a dos materiales cerámicos de última generación CAD-CAM con composición e indicaciones de uso similares.

16.1 Objetivos específicos

- Determinar la dureza de la cerámica VITA Suprinity® antes y después del proceso de sinterizado.
- Determinar la resistencia a la flexión de la cerámica VITA Suprinity® antes y después del proceso de sinterizado conforme a lo establecido en la norma ISO6872:1995.
- Determinar la dureza de la cerámica IPS e.max CAD® antes y después del proceso de sinterizado.
- Determinar la resistencia a la flexión de la cerámica e IPS e.max CAD® antes y después del proceso de sinterizado conforme a lo establecido en la norma ISO6872:1995.

17. Tipo de estudio

- Experimental: debido a que se manipularon los materiales en condiciones controladas, con base a lo establecido en la norma ISO 6872:1995 para poder así llevar a cabo el estudio de 2 propiedades físico-mecánicas, como son: dureza y resistencia a la flexión
- Longitudinal: se observaron el mismo tipo de muestras de manera repetida a lo largo de un periodo de tiempo específico.
- Prospectivo: a partir de las mediciones y análisis correspondientes se observó si los materiales examinados cumplen con las propiedades indicadas en la norma ISO correspondiente y la variación en sus propiedades físico-mecánicas.

- Comparativo: se realizaron muestras a partir de dos diferentes cerámicas en bloques para sistemas CAD-CAM de diferente casa comercial y se compararon sus propiedades físico-mecánicas en base a las hipótesis realizadas.

18. Criterios de inclusión

- Bloques cerámicos para sistema CAD-CAM a base de vitrocerámicas, VITA Suprinity® (Vita Zahnfabrik) y IPS e. Max Cad® (Ivoclar Vivadent).
- Todas las muestras que cumplan con las dimensiones establecidas para el estudio.
- Todas las muestras obtenidas bajo los criterios de la norma ISO 6872:1995.

19. Criterios de exclusión

- Bloques de cerámica cuya composición no corresponda a la de una vitrocerámica.
- Muestras que no cumplieron con las normas preestablecidas para el estudio.
- Muestras que no hayan sido obtenidas bajo los criterios de la norma ISO 6872:1995.

20. Criterios de eliminación

- Muestras dañadas durante su elaboración.
- Muestras que se presentan defectuosas durante su elaboración.
- Muestras dañadas durante su manipulación.

21. Variables dependientes

- Dureza.
- Resistencia a la flexión.

22. Variables independientes

- Grosor de la muestra.
- Temperatura de cristalización final.

23. Material y método

- Bloques de cerámica para CAD-CAM VITA Suprinity[®] (Vita Zahnfabrik) e IPS e.max CAD[®] (Ivoclar Vivadent).
- Agua corriente.
- Disco de diamante de 4" de diámetro. x 0.012".

Equipo:

- Máquina de ensayo universal (INSTRON 5567 Norwood Massachusetts).
- Durómetro (Karl Frank Alemania).
- Calibrador vernier digital (Mitutoyo).
- Micrómetro digital (Mitutoyo).
- Máquina para cortes finos (Thin sectioning machine, Hamco machines inc. N.Y).
- Horno para cerámica Programat CS[®] y Programat EP[®] (Ivoclar Vivadent, Alemania).

24. Pruebas de ensayo

24.1 Ensayo de flexión biaxial

Para el método de flexión en dos puntos se empleó una base de acero inoxidable de una pulgada de ancho por una pulgada de alto con dos puntos de apoyo para la muestra constituidos por dos barras redondas de acero inoxidable con un radio 0.8mm. y una separación entre ambas de 12mm. La punta de carga empleada fue una barra redonda de acero inoxidable colocada sobre una punta paralela del mismo material, dicha punta posee un radio de 2.37mm.



Fig. 8 Punta de carga

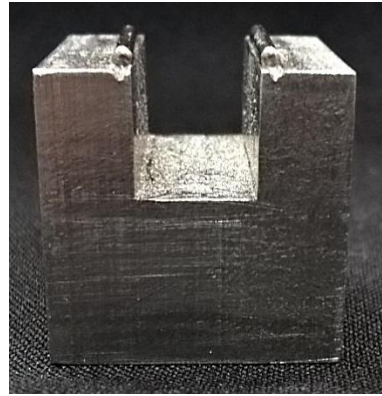


Fig. 9 Base para muestras, vista frontal

24.2 Preparación de las muestras

Se prepararon inicialmente 20 muestras de cada marca, de dimensiones 14mm. de longitud x 4mm. de anchura x 1mm. de espesor. Ya que es el caso de un material de cerámica previsto para producción en máquina, las muestras se prepararon a partir de los bloques de cerámica suministrados por el fabricante. Se cortó cada muestra mediante el uso de una máquina recortadora calibrada micrométricamente para realizar los cortes, produciendo piezas de ensayo rectangulares de $(4 \pm 0.25\text{mm.})$ de ancho, $(1.2 \pm 0.2\text{mm.})$ de espesor y una longitud de al menos 14mm. Con el uso de dicha máquina recortadora y su exactitud de corte se evitó el procedimiento de desbastado ya que las muestras obtenidas ya contaban con las medidas establecidas por la norma, además de que se obtuvieron superficies completamente lisas. Los cortes se realizaron de la misma forma para ambos materiales, usando la misma calibración en la recortadora para una obtención de muestras más uniforme.

Se realizaron primero cortes verticales siguiendo el lado más ancho de los bloques, en estos cortes el objetivo era obtener el espesor indicado.

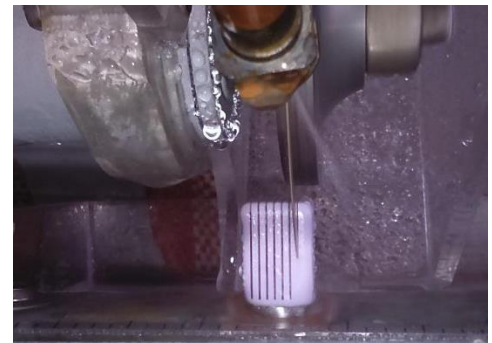
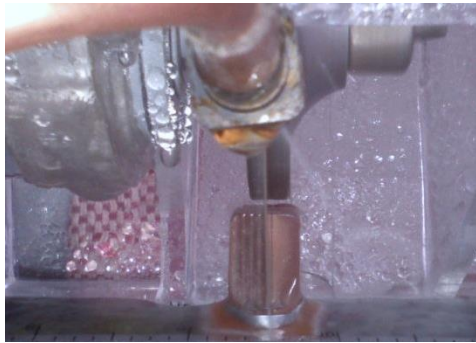


Fig. 9 y 10 Cortes verticales

Posteriormente el bloque fue girado de la base para realizar los cortes que le darían la anchura a las muestras.



Fig. 11 cortes para obtener la anchura

Finalmente cuando se habían realizado todos los cortes de las muestras al bloque este era colocado de manera horizontal para así desprender las muestras de la base metálica.

Se aseguró que las caras opuestas de la muestra fueran planas y paralelas en $\pm 0.05\text{mm}$. Se limpiaron las piezas de ensayo asegurándose de que se eliminaran los restos del corte.

Se obtuvieron un total de 4 grupos entre ambos materiales cada grupo conformado por un total de 10 muestras cada uno.

Un grupo de cada material se sometió al proceso de sinterización o cocción mientras el otro grupo se conservó en su estado presinterizado.

El proceso de sinterizado se realizó en base a lo establecido por el fabricante en un horno Programat CS y Programat EP[®] de Ivoclar Vivadent ya que no fue posible obtener el horno Vacumat[®] de VITA, pero siendo este compatible con el

sistema VITA Suprinity® (Vita Zahnfabrik) y siguiendo las instrucciones del fabricante.

Programación del horno indicado para el sistema IPS e.max CAD® (Ivoclar Vivadent).⁽³¹⁾

Horno	Temperatura de inicio B [°C/°F]	Tiempo de cierre S [min]	Aumento de temperatura t1 [°C/°F/min]	Temperatura de cocción T1 [°C/°F]	Tiempo de mantenimiento H1 [min]	Aumento de temperatura t2 [°C/°F/min]	Temperatura de cocción T2 [°C/°F]	Tiempo de mantenimiento H2 [min]	Vacio 1 11 [°C/°F]	Vacio 2 21 [°C/°F]	Enfriamiento lento L [°C/°F]	Gradiente de enfriamiento t1 [°C/°F/min]
Programat CS Program 1	403/757	6:00	90/162	820/1508	0:10	30/54	840/1544	7:00	550/820 1022/1508	820/840 1508/1544	700/1292	0

Tabla 3. Parámetros de cocción IPS.e. max CAD

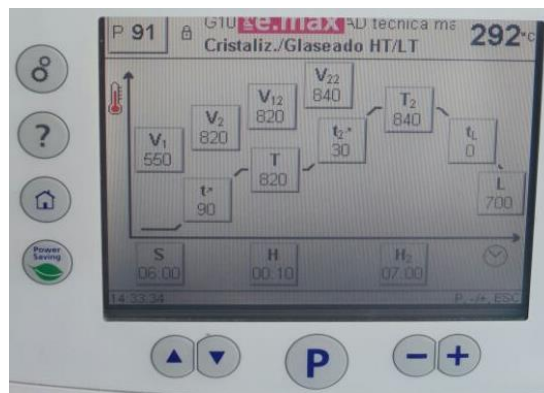


Fig. 12 Programación para muestras IPS.e. max CAD

Programación del horno indicado para el sistema VITA Suprinity® (Vita Zahnfabrik)

Programat Ivoclar Vivadent

B [°C]	S [min.]	t ↑ [°C/min.]	T [°C]	H [min.]	Vacío 1 [°C]/ Vacío 2 [°C]	L [°C]	tL *
400	4.00	55	840	8.00	410 / 839	680	0

(32)

Tabla 4. Parámetros de cocción VITA Suprinity



Fig.11 Programación para VITA Suprinity

Debido a que acorde a lo establecido en la norma ISO 6872:1995 el número de muestras que cumplió con los parámetros de calidad se realizaron 10 muestras más sin realizar el proceso de cocción del material e IPS e.max CAD®.

24.3 Realización del ensayo

Para realizar la prueba de resistencia a la flexión se empleó la máquina de ensayo universal Instron. Se introdujeron los datos de configuración de los parámetros para la carga de las muestras así como el tipo de prueba a realizar, se colocaron los datos de la distancia entre los puntos de apoyo (12mm.) y las medidas de cada una de las muestras, las cuales eran revisadas individualmente previo a la prueba con un micrómetro digital; para así introducir los datos exactos de grosor y anchura a la máquina, otro parámetro necesario en la configuración de parámetros es la velocidad de aplicación de carga de (1 ± 0.5) mm/min.



Fig. 12 Máquina INSTRON 5567

Una vez realizado todo esto se procedía a realizar la carga de la muestra, iniciando así el descenso de la cruceta para comenzar la aplicación de carga hasta que se alcanzaba la rotura de la muestra, todo este procedimiento es realizado por una computadora misma que va recopilando todos los datos de la resistencia a la flexión para cada una de las muestras para al final obtener un informe detallado que brinda los elementos necesarios para obtener en valor de la resistencia a la flexión en MPa mediante el uso de una fórmula matemática que será explicada más adelante.

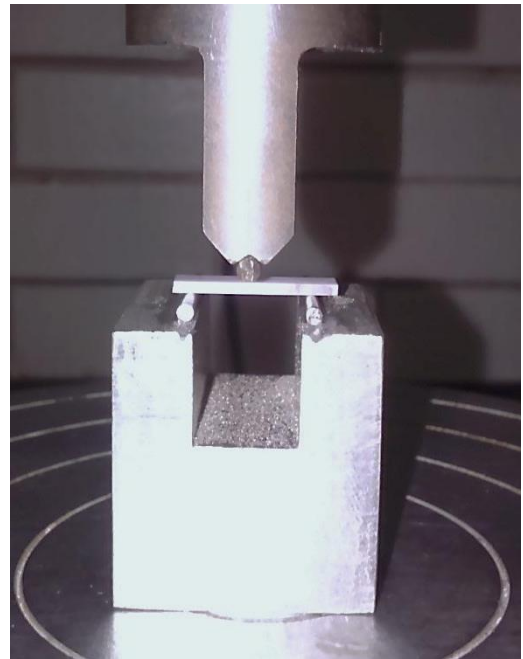
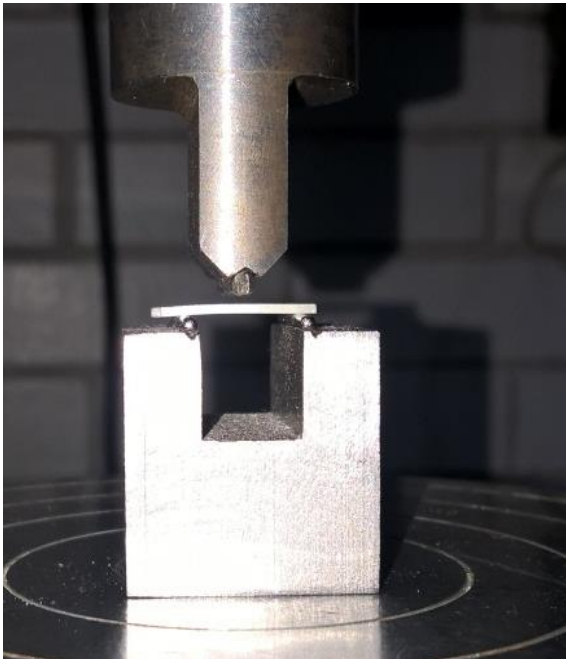


Fig. 13 y 14 Aplicación de la carga

24.4 Cálculo y expresión de los resultados.

Se calcula la resistencia a la flexión; M, en Mega Pascales de cada pieza de la siguiente ecuación.

$$M = \frac{3Wl}{2bd^2}$$

Donde.

W = Carga de la rotura en N (carga máxima).

l = Distancia en mm. (Distancia media del centro a centro de los soportes).

b = Anchura de las muestras, es decir la dimensión del lado paralelo a la dirección de la carga aplicada, en mm.

d = Es el espesor de la muestra, por ejemplo la dimensión del lado párelo a la dirección de la carga aplicada en milímetros.

Para considerar que el material cumple el ensayo, al menos ocho de diez muestras ensayadas deben cumplir los requisitos de resistencia.

A partir de estos datos se evaluó cada material con la siguiente tabla:

Propiedades	Requisitos				
	Clase tipo I			Clase tipo II	
	I	2 a 5	6 a 8	1	2
Resistencia a la flexión. MPa. Min.	100	50	-	100	30

*En este estudio únicamente se trabajó con cerámicas clase tipo II

Tabla 5. Parámetros de resistencia a la flexión

Si 5 o menos muestras cumplen el ensayo, el material falla. Si 6 ó 7 cumplen el ensayo, se ensayan 10 muestras más. De éstas 9 ó 10 deben de pasar, de modo que las 16 muestras en total cumplen el ensayo.

24.5 Ensayo de dureza de Vickers

Para realizar las pruebas se emplearon las mismas muestras del ensayo de resistencia a la flexión, estas eran colocadas en la máquina de dureza de Vickers y antes de realizar la carga (10N) la muestra era colocada bajo el microscopio para verificar que la visibilidad de la misma fuera buena para el momento de observar y medir las diagonales dejadas por la punta piramidal de diamante de la máquina.



Fig. 15 Durómetro

Una vez realizado esto se observó que debido al color y translucidez del material la observación era complicada, por lo que se decidió pintar las muestras con un lápiz de gráfico, sin afectar la superficie de las muestras facilitando la observación de la huella y las diagonales dejadas por la punta de carga. Una vez realizado esto se procedió a realizar la carga de 10N por 20seg. Sobre la superficie de las muestras, se observó la huella dejada por la punta de carga y se midieron las

diagonales, se anotaron los datos para posteriormente emplear dichos datos en la obtención se la dureza de cada material.

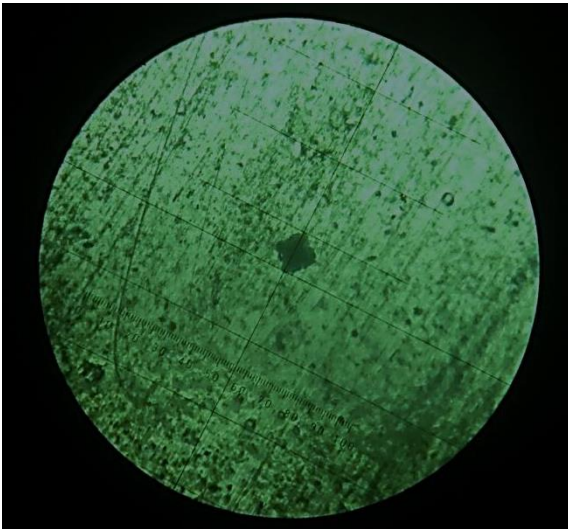


Fig. 16 Marca dejada por la punta de carga en una muestra de VITA Suprinity®

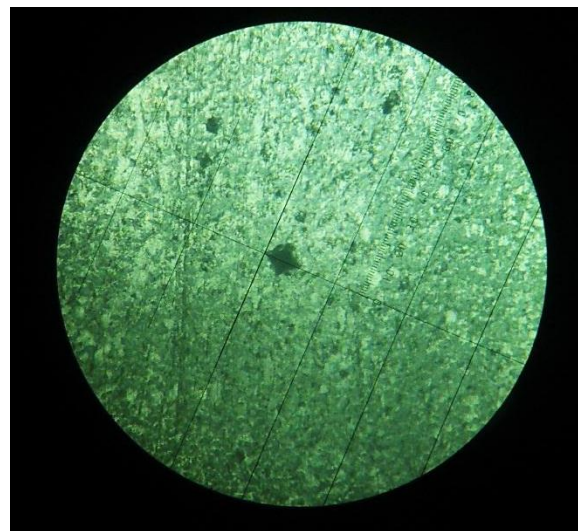


Fig. 17 Marca dejada por la punta de carga en una muestra de IPS. e. Max CAD®

25. Resultados

25.1 Resistencia a la flexión

Tabla 6. IPS. e. Max Cad[®] fase de presinterizado (primer ensayo)

Muestra	Resultado en MPa
1	86.3775
2	108.18
3	125.797
4	128.34
5	81.855
6	111.30
7	109.98
8	111.3075
9	101.22
10	77.69
Promedio	103.9047

Tabla 7. IPS. e. Max Cad[®] fase de presinterizado (segundo ensayo)

Muestra	Resultado en MPa
1	113.7226
2	106.3664
3	87.2988
4	84.8602
5	112.6353
6	117.0027
7	106.2017
8	95.5143
9	93.6312
10	109.1589
Promedio	102.6392

Tabla 8. IPS. e. Max CAD[®] fase de sinterizado

Muestra	Resultado en MPa
1	149.6475
2	228.6
3	137.88
4	240.48
5	189.85
6	110.295
7	164.587
8	141.48
9	167.377
10	149.31
Promedio	167.95

Tabla 9. VITA Suprinity[®] fase de presinterizado

Muestra	Resultado en MPa
1	82.125
2	84.375
3	63.35
4	90.675
5	65.497
6	67.252
7	76.882
8	83.90
9	58.86
10	74.70
Promedio	74.7616

Tabla 10. VITA Suprinity® fase de sinterizado

Muestra	Resultado en MPa
1	172.305
2	126.765
3	102.69
4	171.652
5	127.305
6	198.33
7	164.00
8	190.417
9	79.515
10	193.1625
Promedio	152.61415

25.2 Dureza Vickers

Tabla 11. IPS. e. Max Cad® muestras presinterizadas

Muestra	Diagonal 1	Diagonal 2	Promedio	Dureza Vickers
1	57	54	55.5	5891.1854
2	53	51	52	6711.7233
3	53	54	53.5	6341.1946
4	52	51	51.5	6843.3257
5	52	53	52.5	6585.0870
6	54	54	54	6223.7654
7	56	54	55	5999.50
8	53	53	53	6460.8401
9	54	53	53.5	6341.1949
10	52	51	52	6711.7233
Promedio				6410.9539

Tabla 12. IPS. e. Max Cad[®] muestras sinterizadas

Muestra	Diagonal 1	Diagonal 2	Promedio	Dureza Vickers
1	51	54	52.5	6585.0870
2	54	54	54	6223.76
3	56	56	56	5787.1492
4	51	51	51	6843.3257
5	57	58	57.5	9167.76
6	53	51	52	6711.72
7	54	55	54.5	6110.6060
8	53	53	53	6460.8401
9	55	52	53.5	6341.1949
10	50	51	50.5	7117.0588
Promedio				6734.8501

Tabla 13. Vita Suprinity[®] muestras presinterizadas

Muestra	Diagonal 1	Diagonal 2	Promedio	Dureza Vickers
1	60	63	61.5	4798.6515
2	65	64	64.5	4362.6201
3	60	58	59	5213.5880
4	65	60	62.5	4646.3133
5	58	60	59	5213.5858
6	64	62	63	4572.5623
7	64	65	64.5	4362.6201
8	62	62	64	4430.7861
9	65	64	64.5	4362.6201
10	61	61	61.5	4798.6515
Promedio				4676.1998

Tabla 14. Vita Suprinity[®] muestras sinterizadas

Muestra	Diagonal 1	Diagonal 2	Promedio	Dureza Vickers
1	55	51	53	6460.8401
2	49	52	50.5	7117.0588
3	50	50	50	7259.4
4	52	51	51.5	6843.3257
5	50	48	49	7558.7253
6	50	52	51	6977.5086
7	49	48	26.5	2585.2564
8	48	49	48.5	7716.1989
9	50	48	49.5	7407.5510
10	51	48	49.5	7407.5510
Promedio				6733.3415

26. Análisis estadístico

El análisis se realizó con el programa SPSS Statistics 23 llevando a cabo un análisis no paramétrico teniendo en cuenta que cada uno de los grupos comparados consta de sólo 10 muestras por lo tanto para determinar que había diferencias estadísticamente significativas que se aplicó la prueba de Kruskal-Wallis con significancia de 0.5 los resultados demostraron que existen diferencias altamente significativas entre los promedios variables de dureza de Vickers entre las cerámicas comparadas ($P \geq 0.001$). Para determinar si hay diferencia por pares de cerámicas se realizó una comparación mediante la prueba de Mann-Whitney. Al comparar VITA Suprinity[®] (Vita Zahnfabrik) e IPS e.max CAD[®] (Ivoclar Vivadent) se comprobó que las diferencias en promedio son significativamente diferentes por lo tanto la cerámica con mejores características y más recomendable es IPS e.max CAD[®] (Ivoclar Vivadent) en virtud de que presenta un mayor promedio de resistencia a la flexión y dureza.

Para eliminar la posibilidad de que la composición de los materiales empleados fuera una variable de confusión se realizó la prueba de chi cuadrado (χ^2) para determinar si hay una asociación entre el tipo de cerámica y la dureza de los

materiales. Los resultados estadísticos demostraron que no hay asociación (P=0.002), esta variante podría deberse al tamaño de la muestra.

Variables	P
Comparación entre todos los materiales en sus 2 fases	.001
Vita Suprinity vs IPS e.max CAD sin sinterizar	.075
Vita Suprinity vs IPS e.max CAD sinterizadas	.001

Tabla 15. Variantes estadísticas

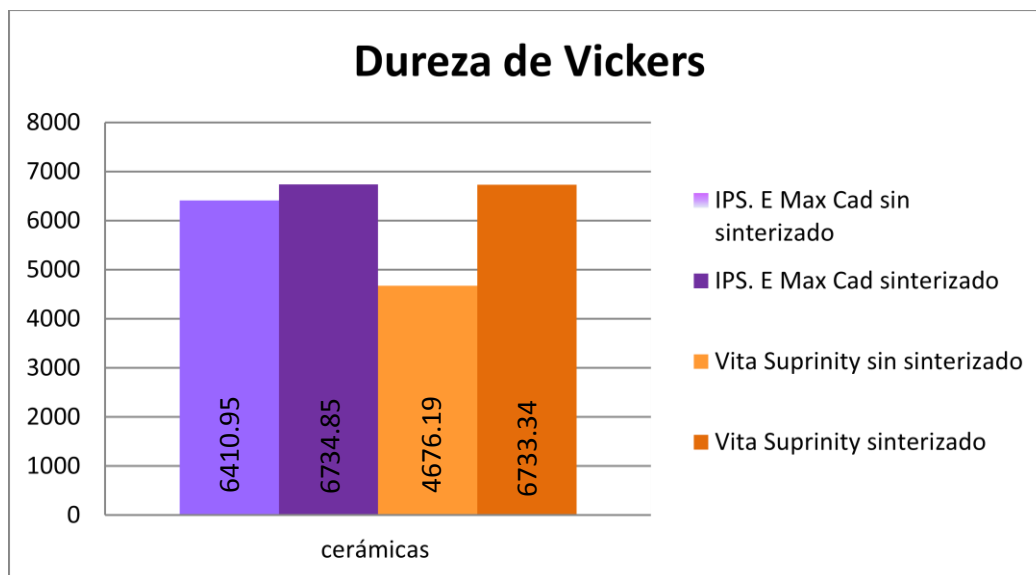


Grafico 1. Dureza Vickers

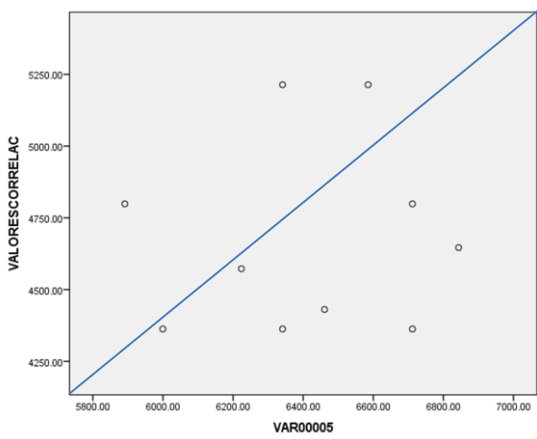


Grafico 2. Prueba de chi IPS e max Cad y Surpinity antes del sinterizado

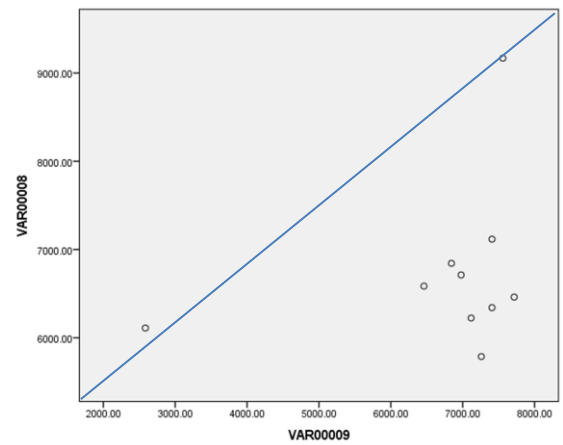


Grafico 3. Prueba de chi IPS e max Cad y Surpinity ya sinterizados

Para el análisis de los resultados a la flexión las muestras se dividieron en dos grupos uno con los datos de todas las muestras sin sinterizado y otro con las muestras sinterizadas.

Ambas muestras fueron analizadas mediante un análisis de pruebas no paramétricas observándose un nivel de significancia del .05.

Resistencia a la flexión

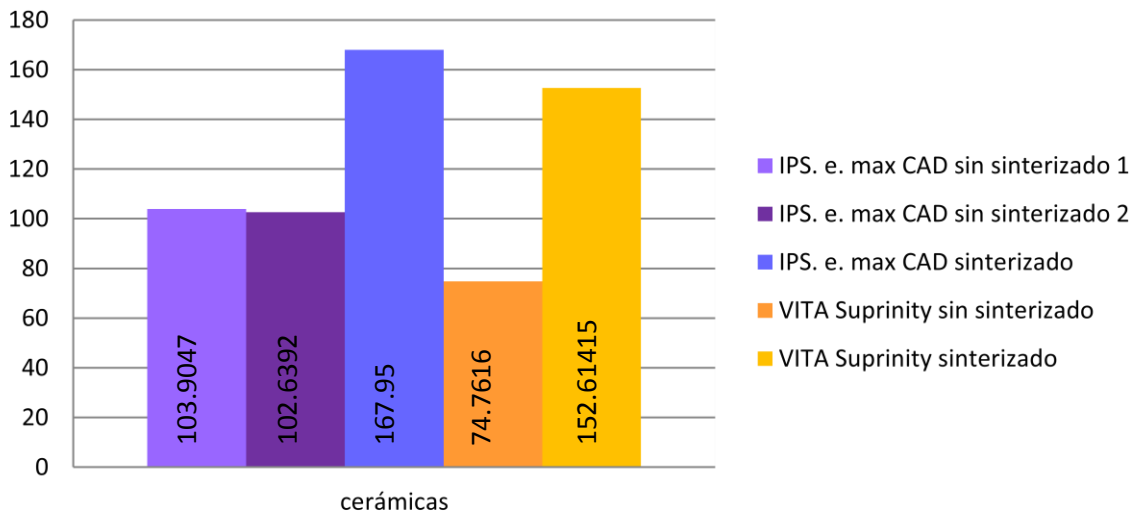
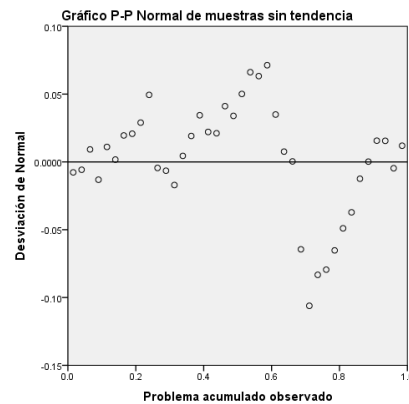
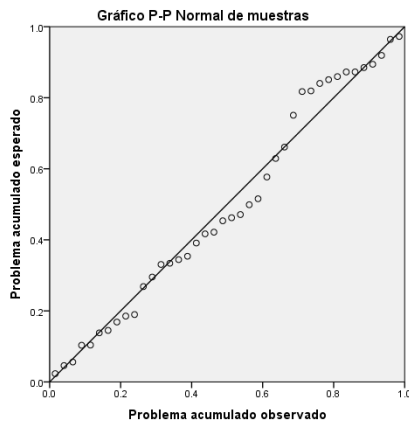


Grafico 2. Resistencia a la flexión

Variables	p
Comparación de las dos cerámicas sin sinterizado	0.75
Comparación de las dos cerámicas ya sinterizadas	0.75

Tabla 16. Variables estadísticas resistencia a la flexión



Gráficas 5 y 6. Pruebas de chi, resistencia a la flexión

27. Discusión

En base a los parámetros establecidos por la norma ISO 6872:1995 en la tabla 5 ninguno de los dos materiales en fase de presinterizado cumplen con la resistencia a la flexión mínima establecida para su categoría de cerámica ya que debido a sus indicaciones de uso se clasifica como una cerámica clase II tipo 2.

En el caso de VITA Suprinity ninguna muestra cumplió con la resistencia a la flexión mínima solicitada por la norma por lo cual únicamente se ensayaron las 10 muestras iniciales para la fase de presinterizado como es lo establecido en dicha norma. Además a estas muestras se ensayaron 10 muestras en estado

sinterizado. De las cuales 9 cumplieron con la resistencia a la flexión establecida por la norma.

En el caso de IPS.e max CAD a pesar de no cumplir con el número de muestras mínimas para cumplir con lo establecido por la norma obtuvo mejores resultados; en este caso se ensayaron un total de 20 muestras en fase de presinterizado ya que en el primer ensayo 7 muestras cumplieron los lineamientos de la norma, por lo que se establece ensayar 10 más. En ese segundo ensayo nuevamente 6 muestras cumplieron los parámetros e incluso los sobrepasaron pero a pesar de ello 4 muestras no cumplieron con los parámetros por lo que no cumplió con el número mínimo de 16 muestras que establece ISO para que se considere que una cerámica está cumpliendo los lineamientos de la norma, por tal motivo se considera que el material no cumple con el ensayo.

Al realizar la prueba con esta cerámica en su fase sinterizada las 10 muestras cumplieron los parámetros.

Otro punto importante es que en la norma ISO se establece que los cortes de las muestras se realicen mediante el uso de un disco de diamante pero no establece el uso de una máquina para cortes finos, para realizar los cortes en dicha maquina fue diseñado un soporte especial para colocar los bloques en la recortadora por el Dr. Gabriel Sáez Espínola, mismo que facilitó la realización de los cortes y ayudo a tener una mejor sujeción de los bloques.

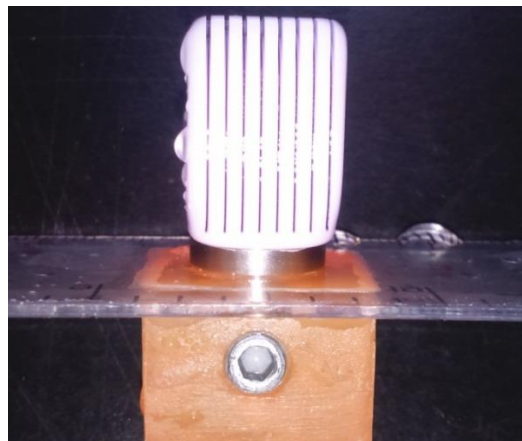


Fig. 18 base para colocar los bloques de cerámica

Dichas modificaciones decidieron usarse para una mayor exactitud en la obtención de las muestras además de ser una variante a lo que ambas casas comerciales emplearon para realizar sus cortes ya que de acuerdo a sus reportes científicos la marca VITA Zahnfabrik[®] realizó sus cortes de muestras mediante el uso de una sierra de alambre de diamante manual, para posteriormente someterlas al proceso de desbastado también manual.

Mientras que la marca Ivoclar Vivadent[®] realizó sus cortes mediante el sistema CEREC MCXL ó E3D bajo los estándares de la norma ISO.

Otra diferencia significativa entre los estudios realizados por las casas comerciales y este estudio fue el número de muestras ya que en el caso de IPS. e. max cad[®] de Ivoclar Vivadent[®] se ensayaron un total de 400 muestras para la prueba de resistencia a la flexión pero no se informa como se obtuvo el valor de la dureza Vickers. En el caso de VITA Suprinity[®] de VITA Zahnfabrik[®] se realizó una comparación entre los mismos materiales empleados en el presente estudio y se emplearon el mismo número de muestras (10 muestras para cada material); para la prueba de dureza Vickers se realizaron solo 3 impresiones de dureza.^{(18) (19)}

En el ensayo de dureza Vickers realizado para el presente estudio el material se empleó en dos fases diferentes: presinterizado y sinterizado. En este estudio los resultados se obtuvieron mediante la medición de las diagonales en la huella dejada por la punta de carga de diamante, se observó la huella dejada en el microscopio del mismo aparato y mediante la medición de las diagonales de cada muestra se obtuvo un promedio mismo que se verificó en la tabla de dureza de Vickers ya establecida obteniendo así el valor de la dureza. Esta prueba no se encuentra en la norma ISO 6872. Por lo que únicamente se ensayaron 20 muestras por marca, de las cuales 10 estaban presinterizadas y 10 sinterizadas.

El material que nuevamente mostro un mejor desempeño en la prueba fue IPS.e.max CAD obteniendo un mejor promedio.

De acuerdo a todo lo antes mencionado los resultados obtenidos por las casas comerciales son los siguientes:

Ivoclar Vivadent[®] (18)

Propiedad	Presinterizado	Sinterizado
Resistencia a la flexión	130 MPa	360 MPa
Dureza Vickers	5400 MPa	5800 MPa

Tabla 17. Resultados para la cerámica IPS e. max CAD[®] por parte de su fabricante.

Estudio realizado en la F.O U.N.A.M

Propiedad	Presinterizado	Sinterizado
Resistencia a la flexión	103 MPa	168 MPa
Dureza Vickers	6410 MPa	6735 MPa

Tabla 18. Resultados para la cerámica IPS e. max CAD[®] obtenidos en el presente estudio

VITA Zahnfabrik[®]: (19)

Propiedad	Presinterizado	Sinterizado
Resistencia a la flexión	420 MPa	180 MPa
Dureza Vickers	6400 MPa	7000 MPa

Tabla 19. Resultados para la cerámica VITA Suprinity[®] obtenidos por parte de su fabricante

Estudio realizado en la F.O U.N.A.M

Propiedad	Presinterizado	Sinterizado
Resistencia a la flexión	74 MPa	152 MPa
Dureza Vickers	4676 MPa	6733 MPa

Tabla 20. Resultados para la cerámica VITA Suprinity[®] obtenidos en el presente estudio

En los resultados obtenidos se observa una gran diferencia entre los obtenidos por las casas comerciales de cada cerámica y los obtenidos en este estudio además de diferencias significativas en el método de obtención de las muestras situación que puede ayudar a la variación entre las dimensiones de cada muestra, por ello en este estudio se buscó la mayor precisión posible mediante el uso de la máquina recortadora para cortes finos y la medición individual de cada muestra previo a la aplicación de carga en la máquina universal de pruebas INSTRON 5567.

Otro detalle significativo son las composiciones de cada material ya que VITA Suprinity[®] se considera una vitrocéramica con un refuerzo de dióxido de zirconio el cual según los reportes del fabricante es de un 12% de la composición total de la cerámica a diferencia de IPS. e. max CAD[®] que es una vitrocéramica con un 8% de dióxido de zirconio de la composición total de la cerámica.

Pese a esto la cerámica de disilicato de litio obtuvo los mejores resultados contrario a lo que se expresa en la documentación científica de VITA Zahnfabrik[®] en la cual se menciona que el dióxido de zirconio confiere una estructura más fuerte y uniforme que una vitrocéramica con un menor porcentaje de dicho compuesto. Contrario a lo observado en este estudio, en este caso el material resultó más quebradizo y complicado en su manipulación al momento de ser cortado ya que la cantidad de material perdido durante los cortes con el disco de diamante era mayor lo cual dificultaba la obtención de las medidas necesarias de las muestras, lo cual no sucedió con la vitrocéramica de disilicato de litio.

La dureza es otro dato significativo es que de acuerdo a lo reportado por la casa comercial debido al contenido de dióxido de zirconio en VITA Suprinity[®] debería de haber mostrado una mayor dureza que IPS. e. max CAD[®] pero el resultado obtenido en ambas es muy similar tras ser sometidas al proceso de cocción y alcanzar su fase de sinterizado IPS. e. max CAD[®] mostro más estabilidad en su dureza en ambas fases de sinterizado mostrando una variación de aproximadamente ± 30 MPa.

28. Conclusión

Con el aumento en la demanda de materiales estéticos se ha ampliado el mercado de los materiales de restauración siendo las cerámicas dentales uno de los materiales con mayor demanda en el mercado dental por ello las casas comerciales se han visto en la necesidad de innovar y mejorar sus materiales con el fin de ofrecer cada vez materiales más competitivos y con mejores características físicas.

En base a lo establecido en la norma ISO 6872 ninguno de los dos materiales cuentan con los parámetros necesarios para cumplir con los parámetros mínimos de resistencia a la flexión en su fase de presinterizado, que es la fase en la cual los bloques son fresados para la confección de las restauraciones.

Ambos materiales cumplen y rebasan los parámetros mínimos en su fase final o de sinterizado, pero se puede considerar que el material IPS. e. max CAD[®] es una buena opción para restauraciones estéticas libres de metal, ya que posee una mayor resistencia a la flexión y dureza que VITA Suprinity[®] además de ser un material ya con varios años en el mercado lo cual facilita su obtención y el trabajo con este material ya que hay una mayor disponibilidad de los aditamentos necesarios para su empleo. A diferencia de la cerámica VITA Suprinity[®] que tiene una incursión reciente en el mercado y que no mostro la resistencia a la flexión esperada acorde a los datos de su fabricante y que muestra una amplia variación entre sus resultados y una menor resistencia, algo que para este tipo de materiales es una característica en la que se busca una mejora y a pesar de ser

un material de última generación no logró obtener resultados similares a los de IPS. e. max CAD[®] o superarlos como se pudo pensar en un principio esto debido a que el refuerzo en su matriz vítrea con dióxido de zirconio debía de mejorar sus características físicas acorde a lo revisado con la literatura.

29. Cronograma de actividades

Noviembre 2015						
dom	lun	mar	mié	jue	vie	sáb
1	2	3	4	5	6	7
8	9	10	11	12	13	14
15	16	17	18	19	20	21
22	23	24 Pruebas piloto del corte de muestras	25	26	27	28
29	30 Pruebas piloto del corte de muestras					

Diciembre 2015

dom	lun	mar	mié	jue	vie	sáb
		1	2	3	4	5
6	La máquina recortadora es retirada del laboratorio para ser llevada a mantenimiento					
13	14	15	16	17	18	19
20	vacaciones decembrinas					
27	28	29	30	31		

Enero 2016

dom	lun	mar	mié	jue	vie	sáb
					1	2
3	4	5	6	7 Final de la vacaciones decembrinas	8	9
10	11	12	13	14	15	16
17	Aún no hay máquina recortadora					
24	25	26	27	28	29	30

Febrero 2016

dom	lun	mar	mié	jue	vie	sáb
	1	2	3	4	5	6
7	8 Es regresada la recortadora pero sin disco y protección por lo cual no se puede emplear	9	10	11	12	13
14	15	16	17	18	19	20
21	22	23 La recortadora esta completa se realizan pruebas piloto nuevamente	24	25 Debido a fallas en el eje de la recortadora y el disco de diamante no se pueden realizar los cortes de	26	27
28	29 Se decide calibrar personalmente la recortadora					

Marzo 2016

dom	lun	mar	mié	jue	vie	sáb
		1 Calibración de recortadora	2	3 Calibración de recortadora	4	5
6	7	8 Calibración de recortadora	9	10 Corte de las muestras acorde a las especificaciones ,bloques VITA Suprinity	11	12
13	14	15Corte de las muestras acorde a las especificaciones ,bloques VITA Suprinity	16	17Corte de las muestras acorde a las especificaciones ,bloques VITA Suprinity	18	19
20	21	22	23	24	25	26
vacaciones de semana santa						
27	28	29 Preparación de base de acero inoxidable para pruebas en máquina instron	30 Cocción de muestras	31 Pruebas de flexión biaxial		

Abril 2016

dom	lun	mar	mié	jue	vie	sáb
					1	2
3	4	5 Pruebas de flexión biaxial en muestras ya sintetizadas	6	7 Calibración y mantenimiento al máquina de dureza	8	9
10	11	12 Pruebas de dureza de vickers en todas las muestras	13 Obtención de resultados	14 Revisión de resultados	15	16
17	18	19 Cortes de muestras para segundas pruebas de flexión	20	21 Segundas pruebas de resistencia a la flexión	22	23
24	25	26 Revisión de resultados	27	28	29	30

Bibliografía

1. **G., Henostroza Haro, Espinoza Fernandez R, Fernandez Borederau, Henao Perez.** Estética en Odontología Restauradora. 1 Madrid : Ribano, 2006. pág. 320.
2. **Yáez de M L., Morón A., Vega A.** Carillas Estéticas Como Alternativa de Tratamiento Protésico. Venezuela : Ciencia Odontológica, 2006. Vol. 3, 2.
3. **Preis V., Weiser F., Handel G., Rosentritt M.** Wear Performance of Monolithic Dental Ceramics with different surface treatments. Alemania : Quintessence International, 2013. Vol. 44, 6.
4. **Capararoso Pérez C., Duque Vargas J.A.** Cerámicas y Sistemas Para Restauraciones CAD - CAM : Una Revisión. 2010. págs. 88-95.
5. **G. Sannino, F. Germano, L. Arcuri, E. Bigelli, C. Arculi, A. Barlattani.** Cerec CAD/CAM Chairside System. Roma Italia : Departamento de ciencias clínicas y medicina traslacional, 2014. 3, págs. 57,60,63.
6. **Balda Zavarce R., Gonzalez Blanco O., Sólorzano Peláez A.** Carillas de Porcelana. Venezuela : Postgrado de la Facultad de Odontología de la Universidad Central de Venezuela, 1999. Vol. 37, 6.
7. **Spear F., Holloway Julie.** Which all ceramic system is optimal for anterior esthetics. Ohio : American Dental Association, 2008. Vol. 139, pág. 205.
8. **Saavedra R., Iriarte R.** Clasificación y significado clínico de las diferentes formulaciones de las cerámicas para restauraciones dentales. Santiago de Chile : Acta odontologica venezolana, 2013. págs. 2-16.
9. **Koushyar, K. J.** Recomendaciones para la selección del material cerámico libre de metal, de acuerdo a la ubicación de la restauración en la arcada. Cuernavaca, México : s.n., 2010. Vol. 4, 3, págs. 237-238.
10. **Bertoldi Hepburn, A.** Porcelanas Dentales. Buenos Aires, Argentina : RAAO, 2012. Vol. 50, 2, págs. 26-38.
11. **Villaruel M., Coelho M., Clavijo V., Kabbach E., Jorquera C., Batista de Oliveira O.** Sistemas cerámicos puros parte 1 : una evolución basada en la composición. Araraquara Brasil : Acta odontológica venezolana, 2012. Vol. 50, 1, págs. 2,3.
12. **M., Barrancos.** Operatoria dental integración clínica. 4a Buenos Aires Argentina : Médica panamericana, 2006. pág. 1191.
13. **L, Calatrava.** Toma de decisiones en el tratamiento estético en el sector posterior. Santa María, Brasil : Odous científica, 2009. Vol. 10, 1, pág. 58.
14. **ISO.** Norma ISO 6872:1995. s.l. : Organización Internacional Para Estandarización, 1995.

15. **Fons Font A., Solá Ruíz F., Granell Ruíz M.** Selección de la cerámica a utilizar en tratamientos mediante frentes laminados de porcelana. Valencia : s.n., 2006. págs. 297-299.
16. **E., Mallat Desplats.** Fundamentos de la Estética Bucal en el Grupo Anterior. Barcelona : Quintessence, deposito legal, 2001. págs. 157, 165,166, 169.
17. **Álvarez Fernández M., Peña López J., González González I.** Características Generales y Propiedades de las Cerámicas sin Metal. Oviedo : Facultad de Odontología Universidad de Oviedo, 2003. Vol. 8, 5, págs. 527,533-536.
18. **Vivadent, Ivoclar.** IPS. e. max CAD scientific documentation. Germany : Ivoclar Vivadent, 2005. págs. 4-11,13.
19. **KG, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.** VITA Suprinity documentación científico-técnica. Alemania : VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, 2014. 1, págs. 3-21.
20. **Castro E., Matta-Morales C., Orellana O.** Consideraciones actuales en la utilización de coronas unitarias libres de metal en el sector posterior. 4 Lima, Perú : Estomatol Herediana, octubre de 2014. Vol. 24, págs. 279-280.
21. **Navarez A., Nevarez M., Bologna R., Serena E., Carreón N., Gómez N., Molina N., González R.** Características de los materiales cerámicos empleados en la práctica odontológica actual. Ciudad Juarez, México : ADM, 2012. Vol. 49, 4, págs. 157-163.
22. **Pimentel J., Salazar A.** Zirconia para rehabilitación completa maxilar sobre implantes. caso clínico. [ed.] Facultad de odontología. México : Revista odontológica mexicana, 2015. Vol. 19, 1, págs. 43-47.
23. **Sánchez Jorge I., Castillo de Oyagüe R., Sánchez Turrión a., García Fernandez C.** Métodos CAD-CAM en prótesis. [ed.] UCM Madrid. Madrid : Gaceta dental, 2007. Vol. 178, págs. 90-96.
24. **Peña López J., Fernández Vazquez J., Álvarez Fernández M.** Técnica y sistemática de la preparación y construcción de carillas de porcelana. Oviedo España : RCOE, 2003. Vol. 8, 6, págs. 648-651.
25. **C., Nochii.** Odontología restauradora salud y estética. segunda s.l., Brasil : Editorial medica panamericana, 2008. pág. 324.
26. **Barceló Santana F., Palma Calero J.** Materiales Dentales Conocimientos Básicos Aplicados. México : Trillas, 2008. págs. 45-47.
27. **O., Steenbecker.** Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva. 1a Chile : Universidad de Valparaiso, 2006. págs. 36,37, 135,136.

28. **Kang S., Chang J., Son H.** Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative dentistry & endodontics*. Seoul, Korea : the korean academy of conservative dentistry , mayo de 2013. Vols. 134-137.
29. **Bagheri H., Hooshmand T., Aghajani F.** Effect of ceramic surface treatments after machine grinding on the biaxial flexural strength of different CAD/CAM ceramics. s.l., Irán : Journal of dentistry Tehran university of medical sciences , septiembre de 2015. Vol. 12, 9, págs. 622-625.
30. **Zhang Y., Lee J., Srikanth R., Lawn B.** Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramic. *29 Academy of dental materials*. New York : Wlsevier, Diciembre de 2013. 12, págs. 2-7.
31. **Vivadent, Ivoclar.** IPS.e. max Cad instrucciones de uso. Alemania : Ivoclar vivadent, 2009. pág. 51.
32. **KG, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.** VITA Suprinity instrucciones de uso. Alemania : VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co, 2014. pág. 27.
33. **Yáez de M L., Morón A., Vega A.** Carillas Estéticas Como Alternativa de Tratamiento Protésico. Venezuela : Ciencia Odontológica, 2006. Vol. 3, 2.
34. **Edgar, Torres.** Actualización y modificación de la clasificación de materiales de sistema CEREC. Bogotá Colombia : Revista odontos, 2013. 38, págs. 79-82.
35. **Zúñiga A., Frutos K A, Velasco J., Ceja I, Espinosa R.** Effect at different etching times at the lithium disilicate surface. Guadalajara : Universidad de Guadalajara, septiembre de 2013. Vol. 2, 3, págs. 2-2.
36. **D., Carmona Cando.** Clinical case study: esthetic anterior restoration with VITA Suprinity. Alemania : Dental Visionist, 2015. Vol. 1, 14, pág. 8.
37. **Preis V., Weiser F., Handel G., Rosentritt M.** Wear Performance of Monolithic Dental Ceramics with different surface treatments. Alemania : Quintessence International, 2013. Vol. 44, 6.
38. **G., Henostroza Haro.** Estética en Odontología Restauradora. Madrid : Ribano, 2006.
39. **E., Mallat Desplats.** Fundamentos de la Estética Bucal en el Grupo Anterior. Barcelona : Quintessence, deposito legal, 2001.
40. **Capararoso Pérez C., Duque Vargas J.A.** Cerámicas y Sistemas Para Restauraciones CAD - CAM : Una Revisión. 2010. págs. 88-95.
41. **G. Sannino, F. Germano, L. Arcuri, E. Bigelli, C. Arculi, A. Barlattani.** Cerec CAD/CAM Chairside System. Roma Italia : Departamento de ciencias clínicas y medicina traslacional, 2014. 3, págs. 57,60,63.
42. **Balda Zavarce R., Gonzalez Blanco O., Sólorzano Peláez A.** Carillas de Porcelana. Venezuela : Postgrado de la Facultad de Odontología de la Universidad Central de Venezuela, 1999. Vol. 37, 6.