



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

INFLUENCIA EN LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN
DEL DISILICATO DE LITIO, TRAS REPETIDOS
CICLOS DE COCCIÓN Y SUS TEMPERATURAS
CORRESPONDIENTES. ESTUDIO IN VITRO.

TRABAJO TERMINAL ESCRITO DEL DIPLOMADO
DE ACTUALIZACIÓN PROFESIONAL

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A:

GUILLERMO BARANDA FUENTES

TUTOR: C.D. MIGUEL NORIEGA BARBA

ASESORES: Esp. EMILIO CANALES NAJJAR
Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de Odontología por brindarme la oportunidad de crecer académicamente y personalmente.

Igualmente a mi familia por su apoyo en todo momento y lugar, por sus consejos y palabras de aliento, que me permitieron seguir adelante y me enseñaron a no rendirme a pesar de las circunstancias.

Agradezco a todas aquellas personas que he conocido a lo largo de mi estancia en la UNAM, ya que todas ellas me han dejado una enseñanza de vida.

A mis profesores, amigos, colegas y a todas aquellas personas que me han ayudado a concluir el presente trabajo.

A Dios, por brindarme la oportunidad de seguir este camino y darme las armas para seguir adelante. La vida o es una maravillosa aventura o no es nada, diviértete, gana, pierde, tropieza, pero siempre levántate y sigue.

Í N D I C E

Capítulo 1

Introducción.....	5
-------------------	---

Capítulo 2

2. Cerámicas dentales.....	7
2.1. Reseña histórica.....	7

Capítulo 3

3. Generalidades.....	12
3.1. Cerámicas policristalinas.....	13
3.2. Cerámicas vítreas con partículas de relleno	13
3.3. Cerámicas predominantemente vítreas.....	14
3.4 Método de fabricación.....	16
3.4.1. Materias primas para la fabricación de vidrios.....	16
3.4.2. Fusión del vidrio.....	18
3.4.3. Bloque del cristal precursor.....	18
3.4.4. Fabricación de una vitrocerámica	18
3.5. Cristalización y nucleación.....	19

Capítulo 4

4. Propiedades básicas de las cerámicas.....	23
4.1. Biocompatibilidad.....	23
4.2. Radioactividad.....	25
4.3. Estética.....	25
4.3.1. Color.....	25
4.3.2. Translucidez.....	26
4.3.3. Textura superficial.....	26
4.4. Solubilidad química.....	26
4.5. Propiedades mecánicas.....	27
4.5.1. Resistencia a la tracción.....	28
4.5.2. Resistencia a la flexión en tres puntos.....	29
4.5.3. Resistencia a la flexión biaxial.....	30
4.5.4. Resistencia a la fractura.....	31
4.5.5. Microdureza.....	32

4.6. Comportamiento térmico.....	33
4.6.1. Expansión térmica.....	33
Capítulo 5	
5. Disilicato de litio.....	35
5.1. Indicaciones.....	36
5.2. Propiedades del disilicato de litio.....	43
Capítulo 6	
Planteamiento del problema.....	48
Justificación.....	49
Objetivos.....	49
Hipótesis.....	50
Capítulo 7	
Metodología.....	51
Tipo de estudio.....	51
Población de estudio.....	51
Muestreo.....	51
Criterios de inclusión.....	52
Criterios de exclusión.....	52
Criterios de eliminación.....	52
Método.....	52
Prueba de resistencia a la flexión.....	59
Capítulo 8	
Resultados.....	61
Discusión de resultados.....	63
Capítulo 9	
Conclusiones.....	65
Bibliografía.....	66

Introducción

Las demandas estéticas han aumentado en los últimos años, y con ello el desarrollo de nuevos sistemas cerámicos. Las cerámicas son ampliamente utilizadas en odontología rehabilitadora debido a sus propiedades estéticas, como lo es la capacidad de imitar las características ópticas del esmalte y dentina, tales como translucidez, color y textura.

Aunado al avance de la tecnología, han surgido nuevas técnicas en odontología, en especial restaurativas. El cambio es constante y dinámico, así como también la experimentación debiera serlo, ya que lo experimental es la base del conocimiento.

Los materiales utilizados en odontología deben ser estudiados a fondo, ya que su empleo está en relación con el complejo cuerpo humano, en específico con la cavidad bucal. En ella existen diversos factores que influyen directamente en las restauraciones, como la oclusión, fuerzas de masticación, pH salival, flora bucal, hábitos parafuncionales, higiene, entre otros. Además el tipo de preparación, el sellado marginal, el tipo de cementación, el grosor del material restaurador y otros factores influyen en el éxito y longevidad de las restauraciones.

Por ello, se han investigado muchos materiales, tratando de encontrar al material restaurador ideal, el cual cumpla con las mejores propiedades estéticas, mecánicas y adhesivas, sin embargo, en la actualidad no existe dicho material. El circonio es un material con excelentes propiedades mecánicas, pero con bajas propiedades estéticas y adhesivas, el feldespato es un material con excelentes propiedades estéticas y adhesivas, pero con bajas propiedades mecánicas, el disilicato de litio posee buenas propiedades estéticas y adhesivas, pero carece de propiedades mecánicas suficientes para emplearse en el sector posterior, aun así, este material ha sido ampliamente utilizado en los últimos años, ya que ha

reportado buenos resultados clínicos, por ello, ha surgido un interés para su estudio.

Una de las ventajas del disilicato de litio, es que puede usarse sin una base metálica, al contrario del feldespato, además, el grabado ácido lo provee de una buena adhesión a la estructura dental.

La resistencia del disilicato ha sido suficiente para emplearse en el sector anterior y premolar, incluso en prótesis fija de hasta tres unidades. También se emplea en la confección de pilares protésicos en implantes y coronas implantosoportadas, tanto cementadas como atornilladas.

Sin embargo, su uso llega al abuso, cuando el clínico pretende ajustar varias veces la restauración, ya sea por ajuste oclusal o ajuste de color. Con ello el técnico dental, tendrá que llevar a cabo cocciones repetidas sobre la restauración, ya sea para glasearla o maquillarla. Estas cocciones y sus respectivas temperaturas, podrían repercutir en la resistencia del disilicato de litio, la cual está dada por la estructura de la cerámica, en específico de sus cristales. La temperatura es crítica durante la cristalización del disilicato de litio, por ende, las temperaturas de fusión tanto del glaze como del maquillaje, podrían repercutir en el proceso de cristalización y por lo tanto en la resistencia del disilicato de litio.

El objetivo de este estudio es determinar el efecto que poseen cuatro cocciones repetidas sobre la resistencia a la flexión del disilicato de litio prensado, para asegurar su uso y fiabilidad, sin comprometer la resistencia del material.

CAPÍTULO 2

2. Cerámicas Dentales

Una *cerámica* es definida por la *Academia de Prostodoncia* como un «compuesto de uno o mas metales con un elemento no metálico, usualmente oxígeno. Se forman de sustancias químicas y bioquímicas, son sólidos, duros, frágiles, inertes y no conductores de energía térmica y eléctrica» (imagen 1)¹.



*Imagen 1. El barro y el alfarero.
Fotografía de J.T. Gale. Conjecture
Corporation. 2015.*

2.1 Reseña histórica

La cerámica se empleó por primera vez en odontología en 1774, cuando el boticario Alexis Duchateau cansado de su prótesis hecha de marfil que desprendían mal olor y mal sabor, observó en la porcelana las características ideales para la sustitución de dicho material. Junto con el dentista francés Nicholas Dubois de Chémant, Duchateau creó la primer prótesis hecha de porcelana².

Un siglo después, en 1886, Charles Henry Land, después de experimentar con varios tipos de cerámicas, logró combinar una lámina de platino pulida como subestructura (mediante calor controlado a altas temperaturas en un horno de gas) y porcelana feldespática, introduciendo por primera vez incrustaciones y coronas jaquet de porcelana³⁻⁵.

La porcelana feldespática tiene una baja resistencia a la fractura, característica que limita su uso como material libre de metal. Buscando alternativas para compensar esta desventaja y ampliar el uso de la cerámica en el sector posterior,

en 1965 J. Mc Lean y T. Hughs adicionaron óxido de aluminio o alúmina (Al_2O_3) a la porcelana feldespática, aumentando sus características físicas y mecánicas. Esta nueva porcelana contenía de 40 a 50% de cristales de alúmina, aumentando su resistencia a la fractura aproximadamente 2 veces más que una porcelana feldespática convencional. Sin embargo poseía desventajas como fragilidad, propagación de grietas (a pesar de que los cristales de alúmina previenen la propagación de grietas más que los cristales de cuarzo de la porcelana feldespática), baja resistencia a la tracción y al desgaste y disminución en la translucidez. Su uso se vio limitado, pues aun no podían usarse en el sector posterior o para construcción de prótesis parciales fijas³⁻⁶.

En 1982 Grossman y Adair introdujeron al mercado una cerámica compuesta por 55% de cristales de mica fluorada tetrasilícea ($\text{K}_2\text{Mg}_5\text{SiO}_2\text{OF}_4$) con el nombre de Dicor[®] (Dentsply, York, PA, USA). Estos cristales otorgaban flexibilidad y resistencia, sin embargo su desventaja era la imposibilidad de lograr un degradado en su superficie e inestabilidad interna de color³.

La tecnología también influyó en las cerámicas con el desarrollo del sistema CAD-CAM (diseño asistido por computadora-fabricación asistido por computadora). Esta tecnología fue introducida al ámbito odontológico en la década de los 70s por Bruce Altschuler en los Estados Unidos, Francois Duret en Francia y Mörmann y Brandestini en Suiza. En 1984 Duret, fue el primero en desarrollar un sistema llamado Duret System y posteriormente Sopa Bioconcept[®] (Inc, Los Angeles, CA), para la fabricación de coronas unitarias, sin embargo, debido a su complejidad y costo, no tuvo éxito. En 1985 Werner H. Mörmann y Marco Brandestini desarrollaron el primer sistema CAD-CAM comercialmente disponible, introducido al mercado con el nombre de CEREC[®] 1 (Siemens AG, Bensheim, Alemania), utilizaba bloques de alúmina para la fabricación de inlay's, posteriormente su uso se extendió en 1988 a onlay's y carillas y finalmente en 1994 con CEREC[®] 2 (Sirona Dental Systems, Charlotte, NC) podían fabricarse coronas parciales y totales^{3, 4, 7, 9}. Procera[®] (Nobel Biocare AB, Goteborg, Suecia) fue presentado en 1993. Con tecnología CAD-CAM podían confeccionarse núcleos de alúmina con un contenido de 99.9% de óxido de aluminio puro⁴.

Entre 1986 y 1987 se desarrolló la primera generación de cerámicas dentales prensadas por calor⁷ con un contenido del 35-45% en volumen de leucita ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$)^{3, 7, 8}. Esta vitrocerámica fue introducida con el nombre de IPS Empress® (Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtensein) en 1990²⁵. A partir de este sistema se desarrollaron otros equivalentes como Optimum Pressable Ceramic OPC® (Jeneric/Petron Inc., Wallingford, CT, USA) en 1996; Finesse® (Dentsply Inc., NY, USA); Aunthetic® (Jensen Dental, CT, USA); y PMTM9 (VITA, Bad Säckingen, Alemania)⁸. El objetivo de añadir este relleno, era crear una porcelana que pudiera ser cocida con éxito sobre una subestructura metálica. Existen dos beneficios principales de esta cerámica: en primera instancia su índice de refracción es muy similar al de las cerámicas feldespáticas, lo cual permite mantener cierta translucidez, y segundo, la leucita se graba mucho más rápido que las cerámicas convencionales, creando un gran número de microretenciones para la entrada de los cementos de resina, creando una buena retención micromecánica². Aunque la resistencia de las porcelanas reforzadas con leucita es más del doble de las porcelanas feldespáticas convencionales, sigue siendo insuficiente para prótesis parciales fijas posteriores. Su uso, por lo tanto, se restringe a coronas unitarias anteriores y posteriores, carillas, inlay y only⁸.

En 1989 es introducido al mercado InCeram® Alumina (VITA Zahnfabrik). Este fue el primer sistema libre de metal para restauraciones unitarias y prótesis parciales fijas de tres unidades en el sector anterior⁴. Se utiliza para fabricar un núcleo cerámico infiltrado con vidrio³ que es cubierto por porcelana feldespática. Se fabrica por la técnica de slip-casting, donde una masa densamente comprimida (de 70-80% en volumen) de óxido de aluminio (Al_2O_3) es aplicada a un troquel refractario y es sometido a un proceso de sinterizado a 1120° C por 10 horas. Esto produce un esqueleto poroso que posteriormente es infiltrado con cristales de lantano y sometido a una segunda cocción a 1100° C por 4 horas para eliminar la porosidad, aumentar la resistencia y limitar los sitios potencialmente propensos a la propagación de fracturas⁴.

Desde 1969 se propuso el uso del circonio en la medicina en aplicaciones ortopédicas (Helmer and Driskel). En odontología se utilizó por primera vez en 1989 en la confección de postes para reconstrucción postendodóntica, en 1995 para

implantes y hasta 1998 para coronas y prótesis parcial fija en el sector posterior¹⁰. El circonio puede adoptar tres fases cristalinas: monoclinica (M), cúbica (C) y tetragonal (T). El circonio natural presenta una fase monoclinica a presión y temperatura ambiente, para llevarla a una fase tetragonal se requiere elevar la temperatura gradualmente hasta 1170° C aproximadamente y hasta 2680° C para una fase cúbica. Cuando se aplica una tensión a la fase tetragonal, se induce una transformación a la fase monoclinica, incrementando la resistencia a la propagación de fracturas. Esta transformación ocurre por debajo de los 1170° C y es acompañada de una expansión volumétrica del 3-5%, causando gran cantidad de estrés en su estructura interna. Para alcanzar una buena estabilidad molecular de la fase tetragonal, se añaden óxidos metálicos al circonio, como óxido de magnesio (MgO), llamado circonio parcialmente estabilizado con magnesio (Mg-PSZ) y óxido de itrio (Y₂O₃), llamado circonio tetragonal estabilizado parcialmente con 3% de itrio (3Y-TZP). También se encuentra disponible circonio reforzado con alúmina (ZTA) comercializado como InCeram[®] Zirconia (VITA), sin embargo presenta gran cantidad de poros (del 8-11%). La forma más común es 3Y-TZP, fue utilizado por primera vez en 1998 por el sistema CERCON[®] (DeguDent) para confección de coronas, mediante tecnología CAD-CAM podían escanearse patrones de cera. En el 2001 se presentó Procera All Zircon[®] (Nobel Biocare) con bloques para fresado en CAD-CAM y posteriormente en el 2007 In-Ceram YZ[®] (VITA) ^{4, 7, 10, 11}.

La segunda generación de cerámicas prensadas por calor, corresponde al disilicato de litio (SiO₂-Li₂O). En 1998 se presentaron dos marcas comerciales: IPS Empress 2[®] (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lietchtensein) y Optec OPS 3G[®]. Con la llegada de la tecnología CAD-CAM y el circonio, Ivoclar Vivadent decide en 2005 lanzar al mercado un sistema compatible entre sí, tratando de cubrir todas las indicaciones de las restauraciones con el sistema llamado IPS e.max[®] (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lietchtensein). Este sistema tiene en su línea de fabricación a IPS e.max CAD[®] (disilicato de litio para sistema CAD-CAM), IPS e.max ZirCAD[®] (óxido de circonio para sistema CAD-CAM), IPS e.max ZirPress[®] (cerámica de fluorapatita para prensado), IPS e.max Ceram[®] (cerámica de nanofluorapatita para estratificado) e IPS e.max Press[®] (disilicato de litio para prensado) el cual es fabricado en combinación con la técnica

de cera perdida y técnicas de prensado por calor. Una pastilla de disilicato es plastificada a 920° C y es prensada en un molde refractario al vacío y bajo presión^{4, 8, 12}. Esta cerámica, a diferencia de IPS Empress 2[®], presenta mejores propiedades físicas y mecánicas debido a su modo de manufactura¹².

CAPÍTULO 3

3. Generalidades

En base a su estructura, las cerámicas dentales pueden dividirse en tres grupos: 1) Cerámicas cristalinas o policristalinas, 2) Cerámicas con alto o bajo contenido vítreo (vítreos con partículas de relleno o parcialmente cristalinos) y 3) Vidrios amorfos o predominantemente vítreos (imagen 2)^{2,14,44,45}.

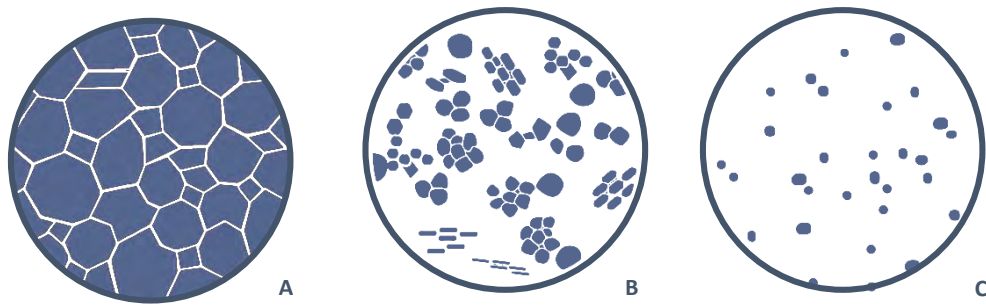


Imagen 2. Representación esquemática de las cerámicas dentales. A. Cerámicas policristalinas. B. Cerámicas vítreas con partículas de relleno. C. Cerámicas predominantemente vítreas. Modificado a partir de Kelly JR (2008)¹⁴.

Así, las cerámicas pueden poseer una o dos fases en su composición, una fase cristalina y una fase vítrea. Estas fases determinan las propiedades estéticas, químicas, mecánicas, biológicas y térmicas de las cerámicas, que se tratarán en el siguiente capítulo. Aunque las propiedades de las cerámicas se determinan por su composición, la estructura atómica ligada, el proceso de fabricación, entre otros factores, influyen en dichas propiedades⁴⁴.

3.1. Cerámicas policristalinas

Las cerámicas policristalinas no contienen fase vítrea; todos los átomos se agrupan en una matriz regular cristalina, a través de la cual es más difícil la propagación de una fractura, contrario a lo que sucede en la red de átomos de un vidrio, la cual es más irregular y menos densa. Las cerámicas policristalinas son más resistentes que las cerámicas basadas en vidrio, gracias a la fase cristalina, pero también son más opacas por la falta de una fase vítrea. Ejemplos de cerámicas policristalinas son, óxido de aluminio (alúmina) y óxido de circonio. Las prótesis de cerámicas policristalinas bien ajustadas, no fueron posibles hasta la disponibilidad de la fabricación asistida por computadora (CAD-CAM). En general, estos sistemas asistidos por computadora usan un modelo 3-D para representar, ya sea, la preparación del diente mediante el escaneo del modelo en yeso o directamente desde la preparación en el diente, o el encerado para diseñar una subestructura. Estos datos 3-D se usan para crear un modelo el cual es cubierto con cerámica en polvo (Procera, Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) o maquinado en bloques de polvo cerámico parcialmente cocido (ZirCAD, Ivoclar Vivadent; Cercon Zirconia, Dentsply Prosthetics, York, Pa.; Lava Zirconia, 3M ESPE, St. Paul, Minn.; Vita In-Ceram YZ, Vita Zahnfabrik)¹⁴.

3.2. Cerámicas vítreas con partículas de relleno

Los fabricantes añaden partículas de relleno a la composición vítrea base, generalmente compuesta por feldespato, para mejorar las propiedades mecánicas, tales como resistencia y el comportamiento de expansión y contracción térmica. Este relleno generalmente es cristalino, pero también pueden ser partículas de vidrio de alta fusión que son estables a las temperaturas de cocción de la cerámica. A menudo, son estas partículas de relleno las que se disuelven durante el grabado ácido, creando retenciones micromecánicas para permitir la adhesión. Las partículas pueden añadirse mecánicamente en forma de polvo durante la fabricación, o precipitarse dentro del vidrio inicial por tratamientos específicos de nucleación y cristalización; en el segundo **caso tales materiales se denominan "vitrocerámicas"**. La familia de cerámicas que contienen altas concentraciones de cristales de disilicato de litio es un ejemplo de vitrocerámicas (IPS e.max Press e IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)¹⁴.

Leucita (Empress® I) y mica (Dicor®) son otros ejemplos de cerámicas con partículas de relleno.

3.3. Cerámicas predominantemente vítreas

Son las cerámicas que mejor imitan las propiedades ópticas del esmalte y la dentina, por su alto contenido vítreo. Los fabricantes añaden pequeñas cantidades de relleno para controlar los efectos ópticos como son opalescencia, color y opacidad. Los átomos en los vidrios forman una red 3-D irregular, estos átomos no tienen un patrón regular de separación (distancia y ángulo), por lo que su estructura es amorfa o sin forma. Los vidrios de las cerámicas dentales provienen de un grupo de minerales llamados feldespatos, el cual está basado en sílice (óxido de silicio) y alúmina (óxido de aluminio), por ello, las porcelanas feldespáticas pertenecen a una familia llamada cerámicas de aluminosilicato (imagen 3)^{2,12,14}.

En el mercado se encuentran disponibles una gran variedad de sistemas cerámicos, y es necesario tener en cuenta su estructura y composición, para poder elegir el material ideal para cada caso (tabla 1)¹⁴.

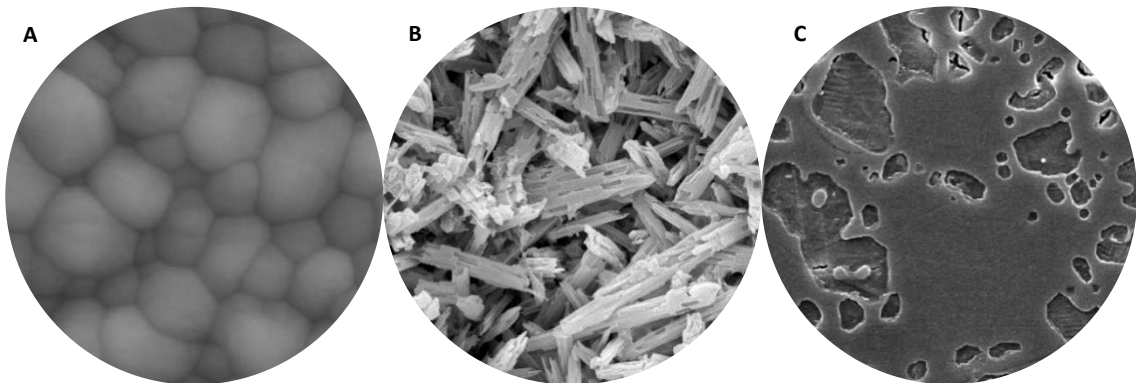
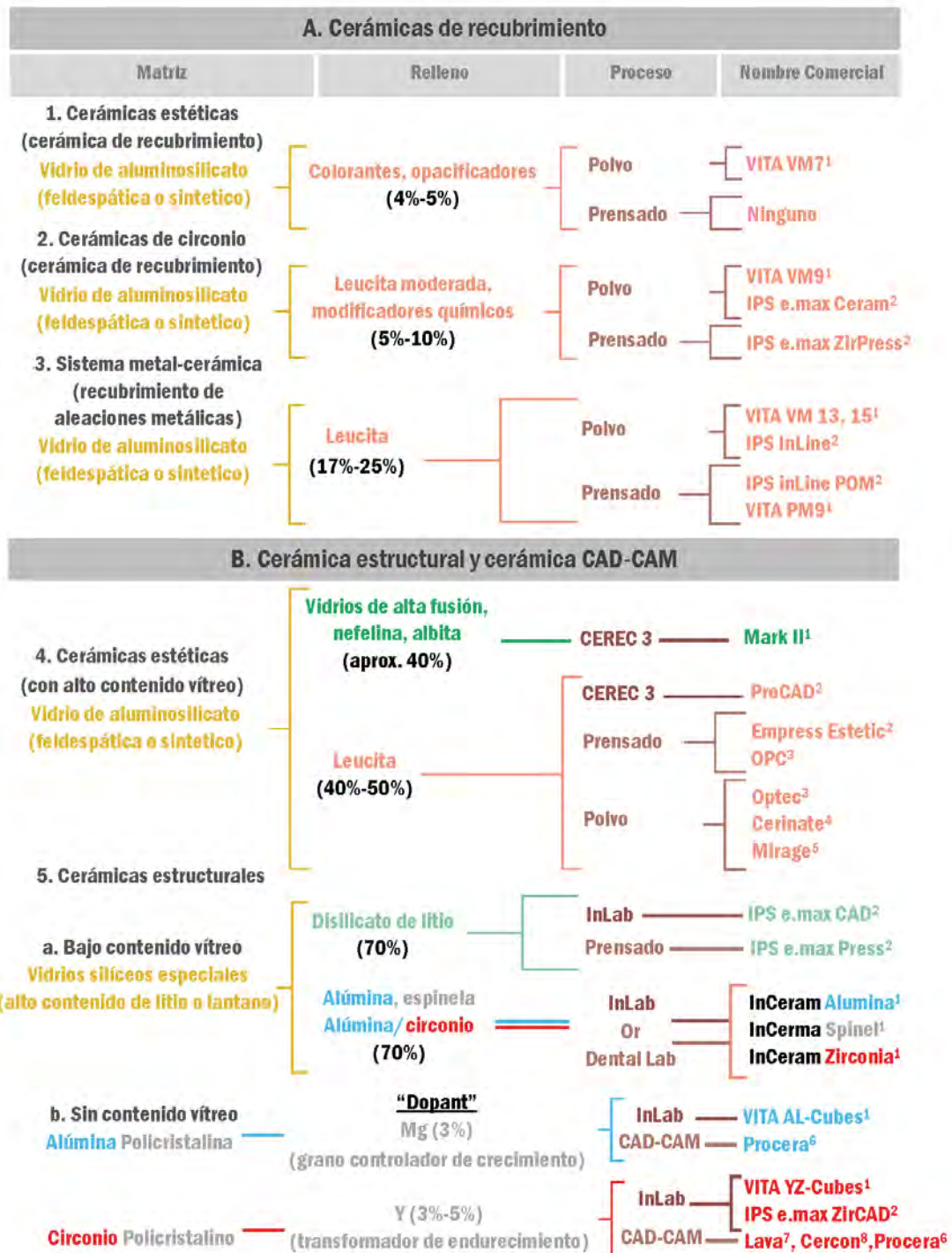


Imagen 3. A. microfotografía por Microscopio Electrónico de Barrido (MEB) de circonio (IPS e.max® ZirCAD, Ivoclar Vivadent AG. Christian). Ritzberger (2010). B. Microfotografía de una cerámica prensada por calor (IPS Empress 2). C. Microfotografía de una porcelana feldespática. Tomado de Denry I (2010)¹².

Tabla 1. Diferentes sistemas cerámicos más utilizados disponibles en el mercado.



Composición de las cerámicas dentales basada en el concepto de "composites", consistente en una matriz y un relleno. Modificado de Kelly JR (2011)¹⁴. 1. VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany; 2. Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein; 3. Pentron Clinical Technologies, Wallingford, CT, USA; 4. Den-Mat Holdings, LLC; 5. Myron Int. Inc. Kansas, USA; 6. Nobel Biocare, Kloten, Switzerland; 7. 3M ESPE, St. Paul, MN, USA; 8. Dentsply-Ceramco, York, PA, USA.

Modificado a partir de Kelly JR (2011)¹⁴.

3.4. Método de fabricación

Los vidrios son materiales inorgánicos hechos por fusión. Aunque casi cualquier elemento de la tabla periódica podría estar presente en la composición de un vidrio, la mayoría de ellos se compone de silicio, boro o fósforo en cantidades considerables, estos elementos y sus respectivos óxidos, se denominan formadores de vidrio. Existen otros elementos que son añadidos a la composición, tales como los intermediarios que se asimilan a los formadores de vidrio, y modificadores. Por lo tanto, casi cualquier vidrio se puede describir en términos de las cantidades relativas de formadores, intermediarios y modificadores. Además se pueden añadir otros óxidos llamados estabilizadores, que le confieren al vidrio una alta resistencia química (tabla 2)³⁸.

Tabla 2. Clasificación funcional de los principales óxidos usados en la fabricación de vidrios

Formadores de red	Intermediarios	Modificadores de red
B ₂ O ₃	Al ₂ O ₃	MgO
SiO ₂	Sb ₂ O ₃	Li ₂ O
GeO ₂	ZrO ₂	BaO
P ₂ O ₅	TiO ₂	CaO
V ₂ O ₅	PbO	SrO
As ₂ O ₃	BeO	Na ₂ O
	ZnO	K ₂ O

Modificado de Emad El-Meliegy (2012)³⁸

3.4.1. Materias primas para la fabricación de vidrios

Usualmente, la mayoría de las cerámicas contiene de cuatro a seis componentes principales, como son sílice, alúmina en forma de feldespato, piedra caliza, albita, y/o nefelina. El resto se compone de hasta 20 materiales en cantidades menores que realizan ciertas funciones en el vidrio. Entre los objetivos de añadir estos elementos se encuentran³⁸:

1. Decoloración de la cerámica, proporcionado por óxidos de tierras raras
2. Desarrollo del color de la cerámica con óxido metálicos

3. Agentes oxidantes
4. Disminución de la temperatura del proceso de fusión
5. Opacificadores
6. Agentes de nucleación, como TiO_2 y óxido de niobio

Las materias primas más importantes para la fabricación de la porcelana tradicional son caolín, cuarzo, feldespato y sus derivados. La primera porcelana que se fabricó, contenía estos tres componentes en cantidades iguales, mientras que las porcelanas actuales contienen mayor cantidad de feldespato (imagen 4)³⁸.

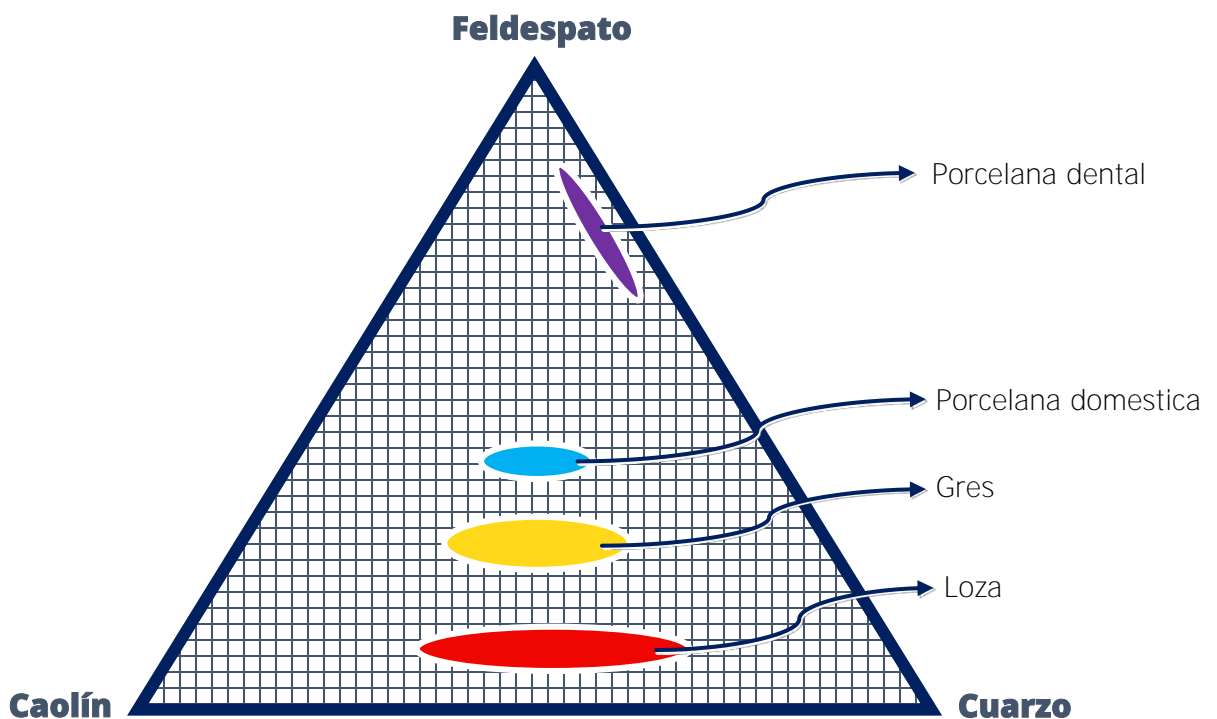


Imagen 4. Diagrama triaxial representando a distintos tipos de porcelana. Modificado a partir de Emad El-Meliegy (2012)³⁸.

3.4.2. Fusión del vidrio

Una vez que se han seleccionado los componentes de la cerámica, la materia prima es pesada. El lote (una mezcla calculada de las materias primas) se funde en un horno a una temperatura lo suficientemente alta (entre 1200 y 1600° C, dependiendo de la composición de la mezcla) para asegurar la reacción de todos los materiales para una fusión homogénea³⁸.

3.4.3. Bloque del cristal precursor

Siempre que sea posible la cerámica de vidrio, después de fundirse, debe conformarse en un bloque o pastilla mientras está moldeable en estado vítreo. Durante el enfriamiento del vidrio se forman tensiones internas por los gradientes de temperatura, estas tensiones deben ser eliminadas mediante un proceso de recocido (nucleación y cristalización) a una temperatura adecuada ya que podrían ocasionar fracturas³⁸.

Durante el recocido, la composición del vidrio irá cambiando progresivamente, precipitándose cristales dentro de la fase vítrea. Además de las tensiones residuales indeseables, el efecto de la alta velocidad de calentamiento puede dar lugar a la deformación de vidrio. El proceso de cristalización produce un cambio de volumen, que resulta en tensiones tanto en la fase vítrea como cristalina³⁸.

Las tensiones pueden ser aliviadas por un calentamiento lento hasta alcanzar la temperatura de cristalización. A la temperatura de cristalización, la cristalización continuará sin que la cerámica se deforme debido al ablandamiento de la fase vítrea³⁸.

3.4.4. Fabricación de una vitrocerámica

En resumen, el proceso de fabricación de una vitrocerámica involucra tres pasos generales³⁸:

1. La preparación de un lote de vidrio con las materias primas, óxidos y agentes de nucleación.
2. La fundición del lote y su posterior enfriamiento a una temperatura dentro del intervalo de transición.

3. El calentamiento del vidrio a una temperatura por encima del rango de transición para llevar a cabo la cristalización.

Un lote homogéneo de vidrio se prepara usando materias primas de alta calidad que se fusionan en un crisol resistente a altas temperaturas para formar un vidrio fundido homogéneo. La masa fundida se enfría en un cuerpo o bloque a la forma deseada. El vidrio se recuece a continuación a una temperatura cercana a la temperatura de transición³⁸.

3.5. Cristalización y nucleación

El proceso de cristalización, es el desarrollo de la fase cristalina dentro de la fase vítrea y comprende dos etapas principales. En la primera etapa el vidrio se calienta a una temperatura ligeramente por encima del rango de transición y se mantiene durante el tiempo suficiente para lograr una nucleación sustancial. En la segunda etapa el cuerpo nucleado se calienta a una temperatura más elevada, con frecuencia por encima del punto de ablandamiento del vidrio precursor para permitir el crecimiento de cristales en estos núcleos (imagen 5)³⁸.

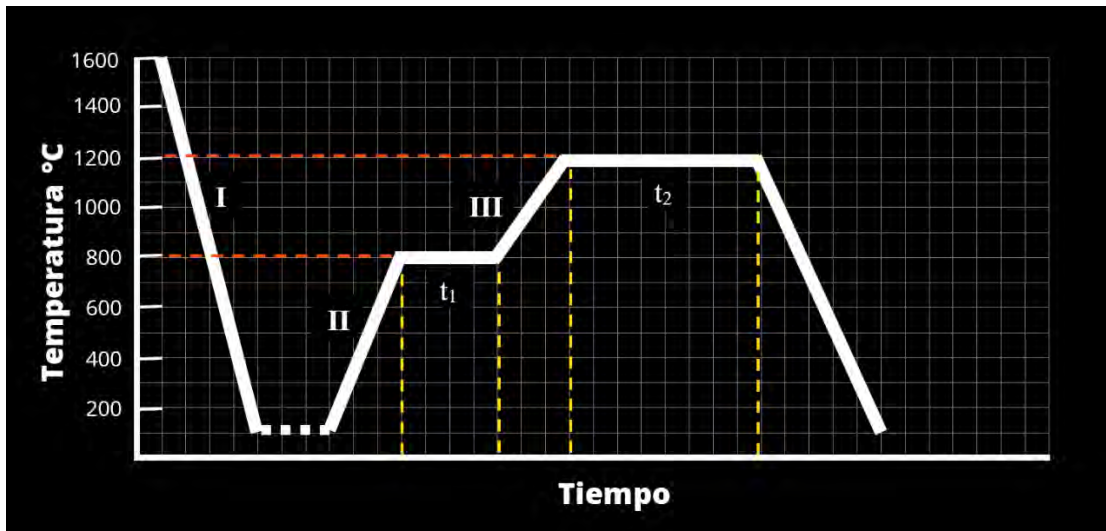


Imagen 5. Esquema gráfico del proceso de fabricación de una vitrocerámica. I. Después de fundir la materia prima molida se enfría lentamente. II. Aumento de la temperatura para la formación de núcleos. III. Aumento de la temperatura para la cristalización de los núcleos. t_1 . Tiempo necesario para la nucleación. t_2 . Tiempo necesario para la cristalización. Modificado a partir de Montagna F. (2012)⁴⁶.

En el proceso de cristalización se pueden obtener diferentes microestructuras, incluyendo una fase cristalina uniforme, cristales entrelazados, y cristales con una gran variedad de formas y tamaños³⁸, en el caso de la vitrocerámica de disilicato de litio se pretende obtener una microestructura cristalina entrelazada que provee a la cerámica final de las propiedades mecánicas y ópticas deseables. La temperatura y el tiempo juegan un papel fundamental en la cristalización del disilicato de litio⁴⁷.

Durante el tratamiento térmico del disilicato de litio, se llevan a cabo dos etapas, primero cristaliza en metasilicato de litio y posteriormente se transforma en disilicato de litio, además, quedan residuos del metasilicato ahora llamados ortofosfato de litio⁴⁸. En la figura 3.6 se muestra claramente el proceso de nucleación heterogénea por medio de fases amorfas, a partir de la cristalización del metasilicato de litio para formar disilicato de litio⁴⁷.

La nucleación, implica la formación de regiones atómicas que pueden conducir a la creación de cristales. En este tratamiento, el vidrio necesita ser calentado inicialmente a una temperatura dentro o algo por encima del intervalo de transición por un período de tiempo suficiente para inducir el desarrollo de suficientes núcleos en el vidrio. A partir de entonces, la temperatura necesita ser aumentada a niveles cercanos o por encima del punto de reblandecimiento del vidrio para inducir el crecimiento de cristales en los núcleos. La nucleación puede ser clasificada como homogénea o heterogénea. En la nucleación homogénea, los núcleos son químicamente del mismo material que los cristales en crecimiento. El proceso de nucleación homogénea de la mayoría de los vidrios es difícil y tiende a ser imposible debido a los peligros de la cristalización incontrolada, que se conoce comúnmente como desvitrificación. En la nucleación heterogénea, los núcleos son químicamente muy diferentes a los cristales desarrollados, son creados mediante el uso de agentes de nucleación. La nucleación puede iniciar desde la superficie o desde dentro de la masa del vidrio³⁸.

Cuando se aumenta la temperatura, el límite de la fase amorfa que contiene fosfato actúa como un centro de nucleación heterogénea (Höland determinó que la temperatura óptima para la nucleación del disilicato de litio es de 525° C) como un punto de partida del metasilicato de litio y la formación de disilicato de litio. A temperaturas por encima de los 700° C el metasilicato de litio empieza a disolverse al mismo tiempo que el contenido de fase cristalina de disilicato de litio aumenta. El metasilicato de litio deja de existir a temperaturas mayores a los 800° C. En un estado cristalino final, el disilicato de litio se encuentra como la fase cristalina principal (imagen 6)⁴⁸. A parte de la fase de disilicato de litio se forma una fase de ortofosfato de litio secundaria (Li_3PO_4) a aproximadamente 800° C⁴⁸.

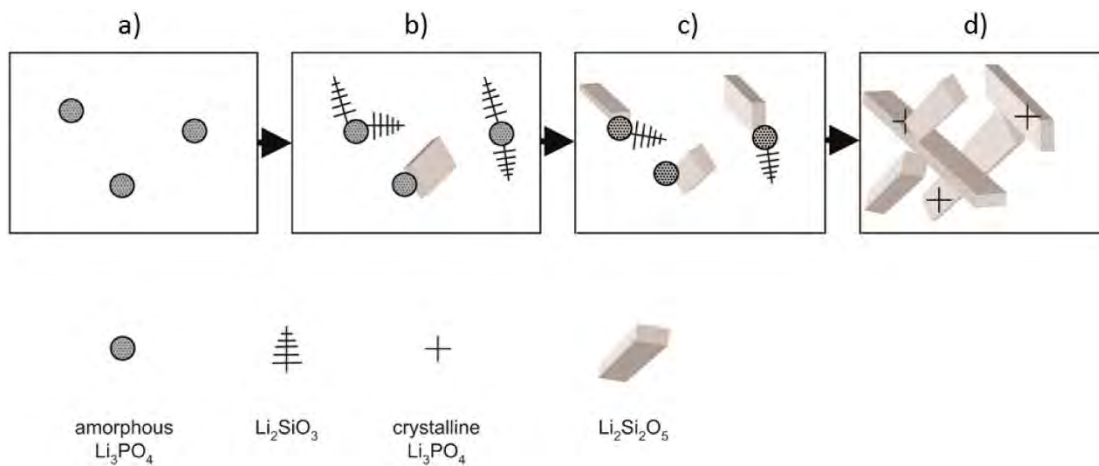


Imagen 6. Esquema de la formación de cristales de disilicato de litio. a) Centros de nucleación. b) Formación de metasilicato de litio. c) Crecimiento de cristales de disilicato de litio. d) Cristales finales de disilicato de litio con cristales residuales de ortofosfato de litio. Tomado de Zhang P. (2014)⁴⁸.

La conversión de metasilicato de litio a una vitrocerámica de disilicato de litio se asocia con una muy pequeña contracción lineal de sólo el 0,2-0,3%, que es casi insignificante en comparación con una contracción lineal de hasta el 30% cuando la cerámica se sinteriza. La vitrocerámica final de disilicato de litio, tiene excelentes propiedades mecánicas, tales como alta resistencia y tenacidad³⁸.

En resumen el proceso de cristalización puede ser descrito de la siguiente manera: cristalización interna de metasilicato de litio (Li_2SiO_3) en disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), esto ocurre a bajas temperaturas, aproximadamente a 550°C . El disilicato de litio comienza a crecer más rápido a aproximadamente 720°C como resultado de la reacción en estado sólido de: Li_2SiO_3 (cristal) + SiO_2 (**fase vítrea**) \rightarrow $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ (cristal) (imagen 7)⁴⁸.

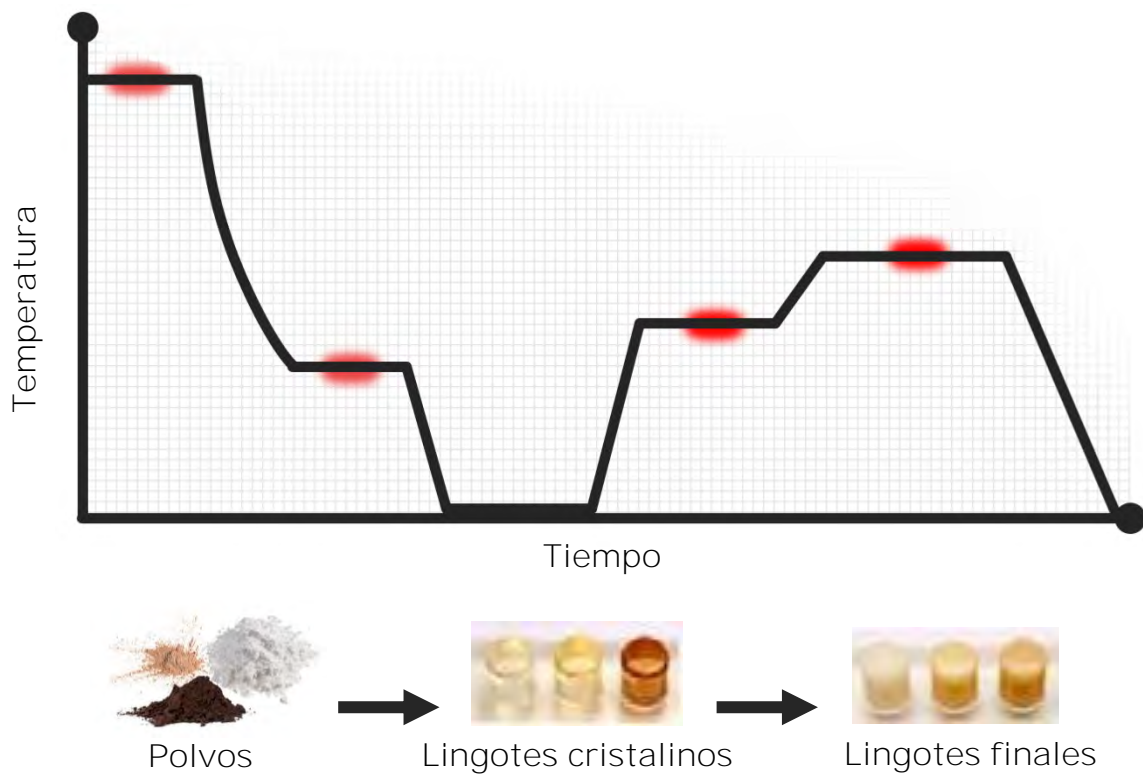


Imagen 7. Esquema de la manufactura del disilicato de litio⁴⁸.

■ CAPÍTULO 4

4. Propiedades básicas de las cerámicas

Las propiedades de una cerámica dependen de su composición química y de su microestructura. La composición química controla la formación del vidrio, para ello se funden adecuados agentes de nucleación para lograr una adecuada cristalización. Las partículas de vidrio (gruesas o finas) determinan directamente la formación de la fase cristalina, y esto a su vez, determina las propiedades físicas y químicas, por ejemplo dureza, densidad y resistencia química⁴⁹.

La microestructura es la clave para la mayoría de las propiedades mecánicas y ópticas⁴⁹.

4.1. Biocompatibilidad

La biocompatibilidad se refiere a los efectos de los biomateriales cuando se ponen en contacto con los tejidos vivos, y cómo estos materiales son capaces de integrarse y reaccionar con el tejido circundante. La biocompatibilidad se define como:

"La capacidad de un material para funcionar en una aplicación específica en la presencia de un huésped con una respuesta apropiada"

La biocompatibilidad es el tema más importante para la aplicación de la cerámicas en medicina, pueden ser biopasivos, bioactivos, o cerámicas reabsorbibles. Cualquier vitrocerámica desarrollada con fines médicos deben poseer esta importantísima característica de compatibilidad biológica con los tejidos vivos³⁸.

Las cerámicas dentales restauradoras se consideran generalmente como los materiales más biocompatibles de todos los materiales dentales. Como es sabido, los materiales metálicos tienden a oxidarse y desprender iones hacia la cavidad bucal, lo cual no ocurre con los materiales cerámicos. Las cerámicas no son conocidas por causar reacciones biológicas, excepto por el desgaste sobre la dentición y/o restauraciones contrarias³⁸.

Un conjunto de pruebas pueden realizarse para establecer la biocompatibilidad de un material. Entre ellas se incluyen: ensayo in vitro de citotoxicidad, prueba microbiana para determinar si los materiales inhiben, estimulan o no tienen influencia en el crecimiento de microorganismos, genotoxicidad/mutagenicidad y pruebas de carcinogenicidad para evaluar las posibles reacciones sistémicas. También hay una serie de pruebas in vivo que puede ser llevadas a cabo, se incluyen pruebas de implantación en animales para evaluar la respuesta del tejido local basado en las evaluaciones histológicas, pruebas de toxicidad sistémica como DL50 (dosis letal para el 50% de los animales de prueba después de la ingestión oral), de sensibilización y/o pruebas de irritación³⁸.

La evaluación preclínica de la citotoxicidad de los biomateriales se lleva a cabo según los métodos descritos en la norma ISO 7405: 1997. Estas pruebas generalmente implican la producción de una monocapa de células sobre la superficie del material y el seguimiento de la respuesta celular. La toxicidad relativa de los materiales se puede determinar mediante la medición de la muerte celular usando una técnica de tinción azul de Alamar a partir del cual es posible calcular el nivel de exposición LD 50. Investigaciones futuras están en proceso de desarrollar modelos más sofisticados, como la piel y los modelos 3D de la mucosa oral que pueden examinar la histología y medir los marcadores inflamatorios locales³⁸.

Otro aspecto de la biocompatibilidad de las cerámicas es el potencial para que un componente radiactivo pueda ser incorporado, ya que se utiliza una amplia gama de minerales naturales. Por ejemplo, algunos de los productos utilizados en la década de 1990 plantearon preocupaciones sobre la radioactividad debido a impurezas tales como uranio y torio en el polvo de óxido de circonio. El uranio y el torio, y algunos de

sus productos de desintegración residuales, pueden estar presentes como impurezas en los polvos de óxido de circonio, incluso si los procesos de fabricación del polvo proporcionan una separación eficiente de tales elementos³⁸.

4.2. Radioactividad

Todos los vidrios y cerámicas que se utilizarán para aplicaciones médicas y dentales, deben ser examinados para detectar la presencia de radiactividad. Esto se puede hacer tomando una muestra de 500 g del polvo del producto, moliéndolo en un adecuado molino de esferas y tamizándolo para producir un polvo con tamaño de **partícula de menos de 75 μm . Un volumen de muestra de 60 ml del polvo cerámico** se coloca en un contador de centelleo para determinar la concentración de actividad de uranio-238 por la activación de neutrones. La concentración de actividad debería ser no más de 1,0 Bq/g de uranio-238 (ISO 13356)³⁸.

4.3. Estética

La estética es una consideración primordial en el uso de las cerámicas en odontología. La estética hoy en día es de tal preocupación que los únicos materiales médicos, que de alguna manera ofrecen una solución duradera y satisfactoria para la reconstrucción estética de los dientes, son las cerámicas. Por ejemplo, las porcelanas dentales tratan de responder a los desafíos de lograr una apariencia visual adecuada, al tiempo que proporcionan una resistencia suficiente para resistir las cargas durante la función. La estética de las cerámicas dentales está determinada por tres propiedades ópticas: color, translucidez, y la textura³⁸.

4.3.1. Color

El color de un objeto que nuestros ojos detectan, está en función de la fuente de luz, esta proporciona un espectro de luz (380-700 nm) al golpear la superficie y el objeto transforma este espectro en color. Gracias a la capacidad de nuestros ojos de percibir ese espectro de luz podemos identificar el color³⁸.

4.3.2. Translucidez

La cantidad de luz reflejada (espectro de la luz reflejado por un objeto y lo detectado por el ojo) dependerá de la capacidad de la luz para viajar a través del material, de los cambios de dirección de la luz debidos a la absorción, de las propiedades de dispersión de la luz del material y del fondo contra el cual se llevó a cabo la restauración cerámica (metal o libre de metal)³⁸.

La translucidez es uno de los principales factores en el control de la estética y una consideración crítica en la selección del material cerámico. El aumento en el contenido cristalino logra una mayor resistencia pero por lo general resulta en una mayor opacidad. Si la mayoría de la luz que pasa a través de una cerámica está intensamente dispersa y difusamente reflejada, el material aparecerá opaco. Si sólo una parte de la luz se dispersa y la mayoría se transmite de forma difusa, el material aparecerá translúcido. La cantidad de luz absorbida, reflejada y transmitida depende de la cantidad de cristales dentro de la matriz del núcleo, su naturaleza química, y el tamaño de las partículas en comparación con la longitud de onda de luz incidente³⁸.

4.3.3. Textura superficial

La luz reflejada por una superficie puede ser completa como en un espejo, o dispersada en todas direcciones. El primer caso se presenta en una superficie pulida, mientras que el segundo caso se presenta en una superficie rugosa (dispersión mate)³⁸.

4.4. Solubilidad química

Hay que tener en cuenta el tipo de respuesta que se busca alcanzar. Si se pretende que el material sobreviva durante un largo tiempo, entonces es deseable una solubilidad química baja, al contrario, una solubilidad química alta provocaría que el material se reabsorbiera más rápidamente³⁸.

Para que la cerámica dental pueda sobrevivir en la cavidad bucal, no sólo necesita ser fuerte y resistente a las cargas de masticación, sino que también tiene que ser capaz de resistir el ambiente corrosivo ácido o alcalino del ambiente oral. La norma

ISO para la cerámica dental, establece que la cerámica en contacto directo con los fluidos en el entorno oral, debe tener una solubilidad química de **<100 µg/cm²** después de la inmersión durante 16 h en ácido acético al 4% hirviendo³⁸.

4.5. Propiedades mecánicas

Los vidrios y las cerámicas son muy frágiles, por lo que es muy importante mostrar el efecto de diferentes parámetros sobre la resistencia mecánica. Hay tres tipos de resistencia mecánica que se distinguen de acuerdo con la forma en que se aplica la fuerza. Los tres tipos de resistencia mecánica incluyen la resistencia a la tracción, resistencia a la flexión y la resistencia a la compresión³⁸.

Si se toma la resistencia a la tracción como la unidad, la resistencia a la flexión es aproximadamente dos veces más alta que la resistencia a la tracción, y la resistencia a la compresión es aproximadamente diez veces más alta que la resistencia a la tracción³⁸.

En materiales frágiles, el fracaso de la restauración tiene lugar con esfuerzos de tracción mucho menores en comparación con las fuerzas de compresión. La fuerza de una cerámica depende en gran medida de las condiciones de su superficie. Diminutas grietas en la superficie conducen al debilitamiento y al fracaso por fractura. Con el tiempo las cerámicas se vuelven más débiles al ser sometidas a una tensión cíclica continua (fatiga)³⁸.

Las propiedades mecánicas de la cerámica de vidrio se evalúan utilizando una máquina para pruebas universales y un software asociado para registrar los datos (imagen 8)³⁸. Puede medirse la resistencia a la flexión en tres puntos, resistencia a la flexión biaxial, y la tenacidad a la fractura. La máquina aplica una fuerza sobre la cerámica hasta que se rompe. Se registran la fuerza requerida, la deformación que se produjo, la ruptura, el estrés, y la tensión sobre la muestra³⁸.

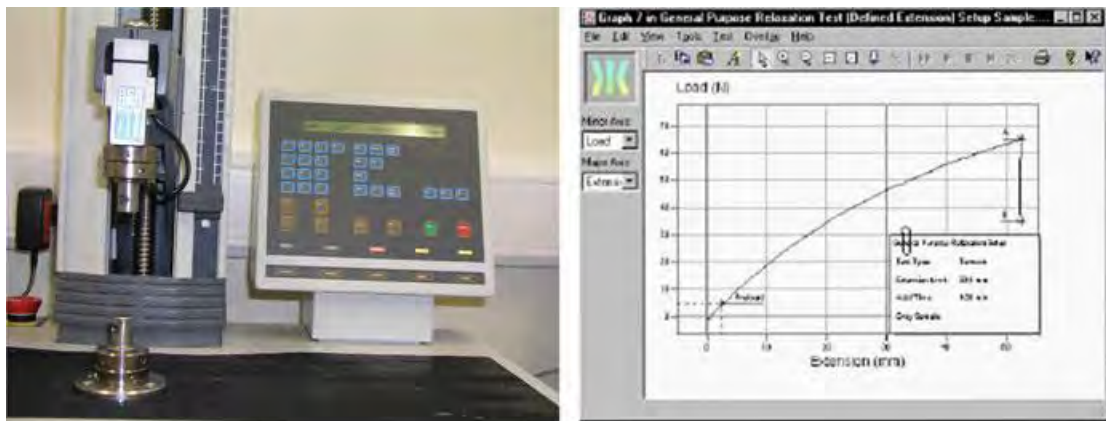


Imagen 8. Ejemplo de una máquina para pruebas universales y su software asociado³⁸.

Otro factor que juega un papel importante es la resistencia a la fractura. La tenacidad a la fractura representa la resistencia de un material a la propagación de grietas. Así, cuando una cerámica presenta una grieta, la resistencia a la fractura determina la facilidad del crecimiento de dicha grieta³⁸.

4.5.1. Resistencia a la tracción

Se basa en la idea de aplicar una fuerza de tracción sobre un material hasta el momento en que se produce una fractura. Sin embargo, al llevar a cabo un experimento así, es importante que el diseño de la muestra sea tal que el estrés y la tensión en la fractura se puedan calcular fácilmente. Para que eso sea posible, el estrés generado dentro de la muestra como consecuencia de la fuerza aplicada, debe ser distribuido uniformemente a través del área de la sección transversal completa de la muestra³⁸.

El diseño dumbbell (imagen 9)³⁸ asegura que la fractura tenga lugar en la región central de la muestra donde se reduce el área de la sección transversal, de tal manera que sea posible calcular la tensión en la fractura fuerza/área de la sección transversal (F/A). Si la fractura se produjera fuera de esta región, el resultado tendría que ser desechado. Una de las limitaciones de este diseño es que para los materiales frágiles, las altas tensiones localizadas en la zona de sujeción, pueden causar fallas en esas áreas y en consecuencia muchas muestras tienen que ser desechadas. Por lo tanto se

necesita utilizar un método alternativo y más eficaz para evaluar la resistencia a la tracción de materiales frágiles³⁸.

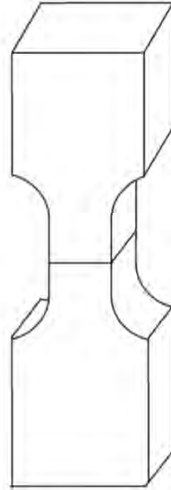


Imagen 9. Ejemplo de una muestra de dunbell usado en la prueba de resistencia a la tracción³⁸.

4.5.2. Resistencia a la flexión en tres puntos

La prueba de resistencia a la flexión de materiales frágiles se basa en una viga simple que se somete a una fuerza de flexión hasta el momento en que se fractura (imagen 10)³⁸. Cuando la viga se fractura, la resistencia a la flexión se calcula de la siguiente manera:

$$\sigma = 3PL/2bd^2$$

donde σ es el estrés, P es la carga aplicada, L es el tramo de la viga entre los soportes, b es la anchura y d es el espesor de la viga. El estrés de fractura es la resistencia a la flexión, también denominado como el módulo de ruptura³⁸.

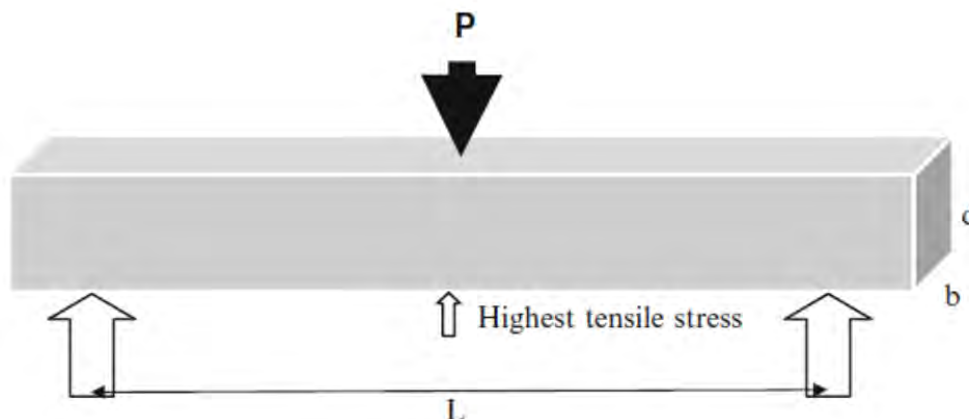


Imagen 10. Diseño experimental para la prueba de resistencia a la flexión³⁸.

Por lo general, se preparan diez muestras estandarizadas en barra con 30 mm de largo, 4 mm de anchura y 4 mm de profundidad. Las muestras se pulen para un buen **acabado superficial, típicamente 1 μm , utilizando diferentes grados de abrasivos**. La muestra se monta en el punto central de la distancia de ensayo a una velocidad de 1 mm/min. La carga se aplica en el punto medio entre los dos soportes mediante el uso de una cuchilla de punta redondeada con un radio de 0,5 mm³⁸.

4.5.3. Resistencia a la flexión biaxial

Hay algunos casos en los que es más fácil hacer un disco circular con un espesor uniforme que hacer barras, especialmente en el caso de cerámicas frágiles donde no es fácil evitar fracturas en el borde. Actualmente muchos estudios de la resistencia a la flexión prefieren utilizar este método. Esencialmente la muestra consiste en un disco de espesor uniforme, típicamente de 12 mm de diámetro y aproximadamente 2 mm de espesor, que se coloca sobre un soporte circular, se coloca en el centro del dispositivo de carga con forma de balón en la punta (imagen 11)³⁸.

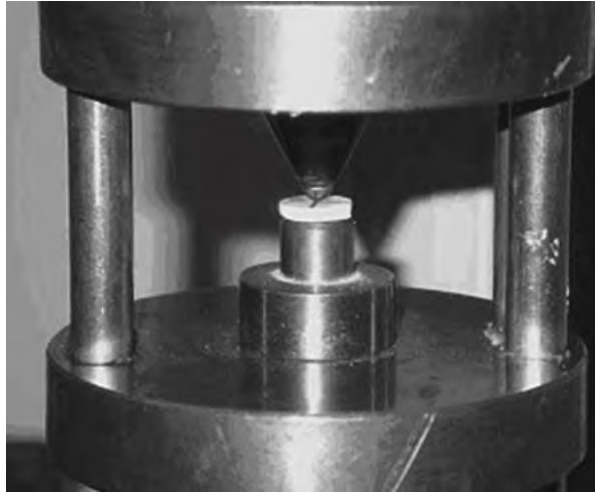


Imagen 11. Diseño experimental para la prueba de resistencia a la flexión biaxial³⁸.

4.5.4. Resistencia a la fractura

Al igual que existen tests para medir la resistencia a la flexión hay diferentes maneras de medir la resistencia a la fractura. Los métodos más comúnmente utilizados con cerámicas son las pruebas de corte de un solo filo y la prueba de indentación.

La resistencia a la fractura puede ser determinada por una muesca en tres puntos con una punta curva de un solo filo. Esta es una variante de la prueba de resistencia a la flexión descrito anteriormente.

Otra manera de determinar la resistencia a la fractura es la técnica de indentación usando un comprobador de dureza de Vickers. Las muestras deben tener un acabado superficial de 1 μm con el fin de ser capaz de ver claramente la indentación. La muestra se inserta debajo de una carga dependiendo del material, que asegurará obtener un patrón de grietas aceptable. La técnica requiere que todas las grietas se originen en las esquinas de la indentación y la presencia de sólo cuatro grietas radiales sin astillamiento ni ramificación de grietas. Las grietas radiales se miden inmediatamente después de cada muesca³⁸.

4.5.5. Microdureza

La dureza no es una propiedad que pueda ser definida con precisión. Hay varios métodos para la **determinación de la dureza incluyendo el método de Moh's** (resistencia al rayado), el método de Vickers y el método de Knoop, que se basan en un método de indentación y son los más utilizados en ingeniería para resultados precisos³⁸.

La facilidad con la que un material pueda ser rayado es la base para la escala de **dureza Moh's, que va del 1 (suave) al 10 (duro)**. El método de Moh's evalúa la dureza mediante una serie de minerales que aumentan sucesivamente de dureza, determinando cuales rayan el vidrio, y cuáles no. La prueba no determina la dureza precisa y sólo se puede utilizar para la comparación de diferentes cerámicas.

La forma más conveniente y ampliamente utilizada de medir de la dureza de vidrios y cerámicas es el método de indentación. Estos incluyen la dureza Vickers y Knoop, ambos utilizan un penetrador piramidal de diamante (imagen 12)³⁸.

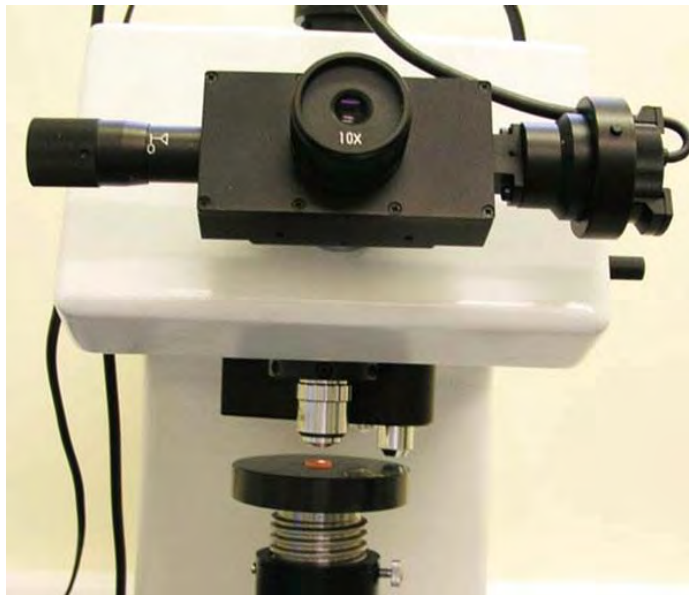


Imagen 12. Indentador para microdureza³⁸.

El método Vickers tiene la ventaja de proporcionar números de dureza, que son aproximadamente, las proporciones reales de la dureza de las sustancias. La forma de

la indentación se crea con una pirámide de diamante cuadrada. La dureza se determina mediante la medición de las diagonales de la indentación en la superficie del vidrio³⁸.

La dureza Knoop es una modificación del método Vickers y sólo difiere en la forma del indentador, que produce una indentación de forma romboidal³⁸.

4.6. Comportamiento térmico

El comportamiento térmico de las cerámicas es muy importante para diversas aplicaciones. Muchas de las propiedades de las cerámicas resultan de un proceso de calentamiento, y pueden ser deseables o indeseables, de acuerdo a la aplicación del material³⁸.

Medir el comportamiento térmico de la cerámica es muy importante durante el recocido del vidrio, el revestimiento de vitrocerámicas, la cristalización, la nucleación del cristal, la resistencia al choque térmico de los materiales, etc. El comportamiento térmico se puede evaluar utilizando un dilatómetro o por análisis térmico diferencial (DTA)³⁸.

4.6.1. Expansión térmica

Cuando una vitrocerámica se calienta, la energía extra absorbida hace vibrar a los átomos, aumentando la amplitud y expandiendo a la cerámica. El cambio en la longitud determinado por un aumento de 1° C en la temperatura por unidad de longitud, se denomina coeficiente de expansión térmica (CET) y se expresa en términos de partes por millón por grado centígrado (ppm/° C)³⁸.

Las tensiones internas se generan debido a las tensiones resultantes de la expansión térmica irregular de la cerámica. Por ejemplo, si una cerámica de vidrio se calienta en una cara y se enfría en la otra, las tensiones de compresión se generan en la cara más caliente y las tensiones de tracción se generan en la cara más fría³⁸.

Con calentamiento o enfriamiento brusco, se generan tensiones muy altas, desarrollando tensiones de compresión en la superficie. El enfriamiento rápido resulta en una mayor contracción inicial de la capa superficial que en el interior del vidrio,

provocando mayor tensión en su superficie. Las vitrocerámicas son mucho más propensas a fracturarse, ya que la cerámica ya está en un estado de tensión debido a la contracción térmica diferencial³⁸.

Por ejemplo, cuando se utiliza una vitrocerámica feldespática que contiene leucita, como un material de recubrimiento para un sustrato metálico, es importante que coincidan en el CET o que no sea demasiado grande, de lo contrario, un enfriamiento de la cerámica puede causar grietas y desprenderse del sustrato metálico³⁸.

■ CAPÍTULO 5

5. Disilicato de litio

Introducida a finales de 1950, la técnica ceramo-metalica es el procedimiento más ampliamente utilizado para fabricar prótesis parcial fija (PPF)³⁴. Las cerámicas **con núcleo o estructura ('core') metálica han demostrado tener excelente** propiedades mecánicas, sin embargo el núcleo metálico muchas veces puede comprometer la estética. Las nuevas cerámicas dentales y las nuevas tecnologías se han introducido con el objetivo de mejorar las propiedades mecánicas y estéticas de las restauraciones³¹.

En este sentido, las nuevas alternativas tienen por objetivo eliminar el núcleo metálico para mejorar la translucidez y simular una apariencia más natural de la restauración (imagen 13)⁵². Estas estructuras metálicas se han remplazado con núcleos con alto contenido de alúmina o cerámicas vítreas fusionadas para mejorar la translucidez y aumentar la resistencia^{31,32,34}. Por ejemplo, InCeram[®] (Vita, Zahnfabrik) está compuesto principalmente por óxido de aluminio (Al_2O_3), aumentando la resistencia del núcleo³³.

En el año 2005 se introduce al mercado el sistema IPS e.max[®] (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lietchtensein), integrando al circonio, la tecnología CAD-CAM y las cerámicas de disilicato de litio por sistema de prensado (IPS e.max[®] Press). Este sistema permite elaborar tanto coronas individuales, ya sean monolíticas o estratificadas, como PPF de hasta tres unidades para el sector anterior y premolar^{4,8,12}.

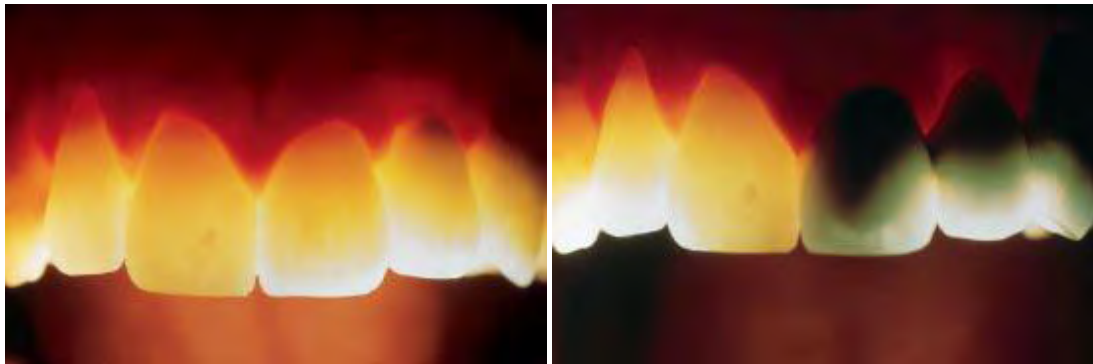


Imagen 13. Comparación de translucidez de una prótesis parcial fija de tres unidades. A) PPF con núcleo cerámico (IPS Empress® 2). B) PPF con núcleo metálico⁵².

5.1 Indicaciones

El disilicato de litio prensable, está indicado en inlys, onlys, microcarillas (contact-lens), carillas, coronas parciales, coronas anteriores y posteriores, prótesis de tres unidades anteriores y premolares, coronas telescópicas, subestructuras para implantes como pilares híbridos y corona-pilar (imágenes 14-25)¹³.



Imagen 14. Restauraciones cerámicas (IPS e.max®). (a) PPF anterior de tres unidades. (b) Corona con núcleo posteriormente estratificada. (c) incrustación. (d) Carilla.⁵⁰



Imagen 15. Carilla con IPS e.max disilicato de litio. Dr. Lukas Engist / DT Jürgen Seger, Liechtenstein⁵⁰.



Imagen 16. Inlay con IPS e.max disilicato de litio. Dr. Ronny Watzke / DT Sandra Sulser, Liechtenstein⁵⁰.



Imagen 17. Table tops (carillas oclusales) hechos de IPS e.max Press (técnica de maquillaje). Prof. D. Edelhoff / O.Brix⁵⁰.

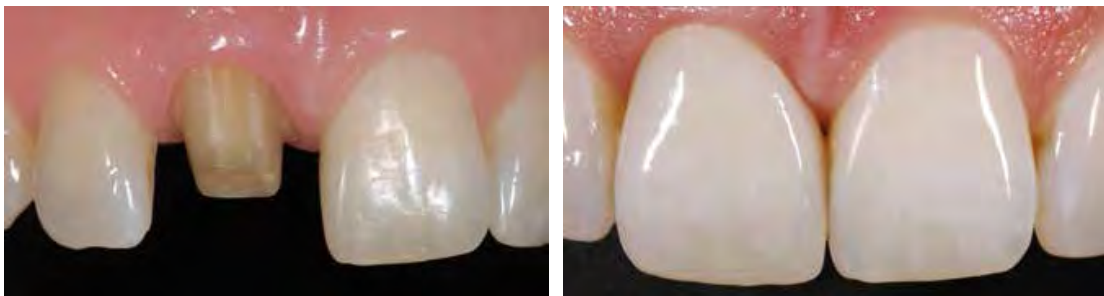


Imagen 18. Corona hecha de IPS e.max Press HD (técnica de estratificación). Jürgen Seger, Liechtenstein⁵⁰.



Imagen 19. Corona hecha de IPS e.max Press HD (técnica de estratificación). Jürgen Seger, Liechtenstein⁵⁰.



Imagen 20. Inlay, onlay hecha de IPS e.max Press HT⁵⁰.



Imagen 21. Corona hecha de IPS e.max Press LT.⁵⁰.

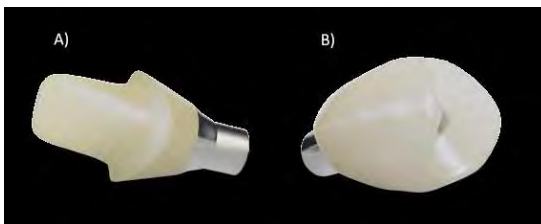


Imagen 22. A) Pilar híbrido. B) Pilar con corona⁵¹.



Imagen 23. Pilar híbrido y corona con pilar híbrido cementados a la base de titanio⁵¹.



Imagen 24. Pilar híbrido IPS e.max Press / corona IPS e.max Press (área 36), corona IPS e.max Press (área 37). A) Situación clínica tras la implantación y el modelado de la encía. B) Pilar híbrido IPS e.max Press (36) y corona IPS e.max Press, corona solo IPS e.max Press. C) Pilar híbrido IPS e.max Press, corona IPS e.max Press atornillada, cementada. D) Imagen final, visión de la boca: Corona IPS e.max Press cementada sobre pilar híbrido IPS e.max Press. E) Imagen final, visión oclusal: Corona IPS e.max Press cementada sobre pilar híbrido IPS e.max Press⁵¹.

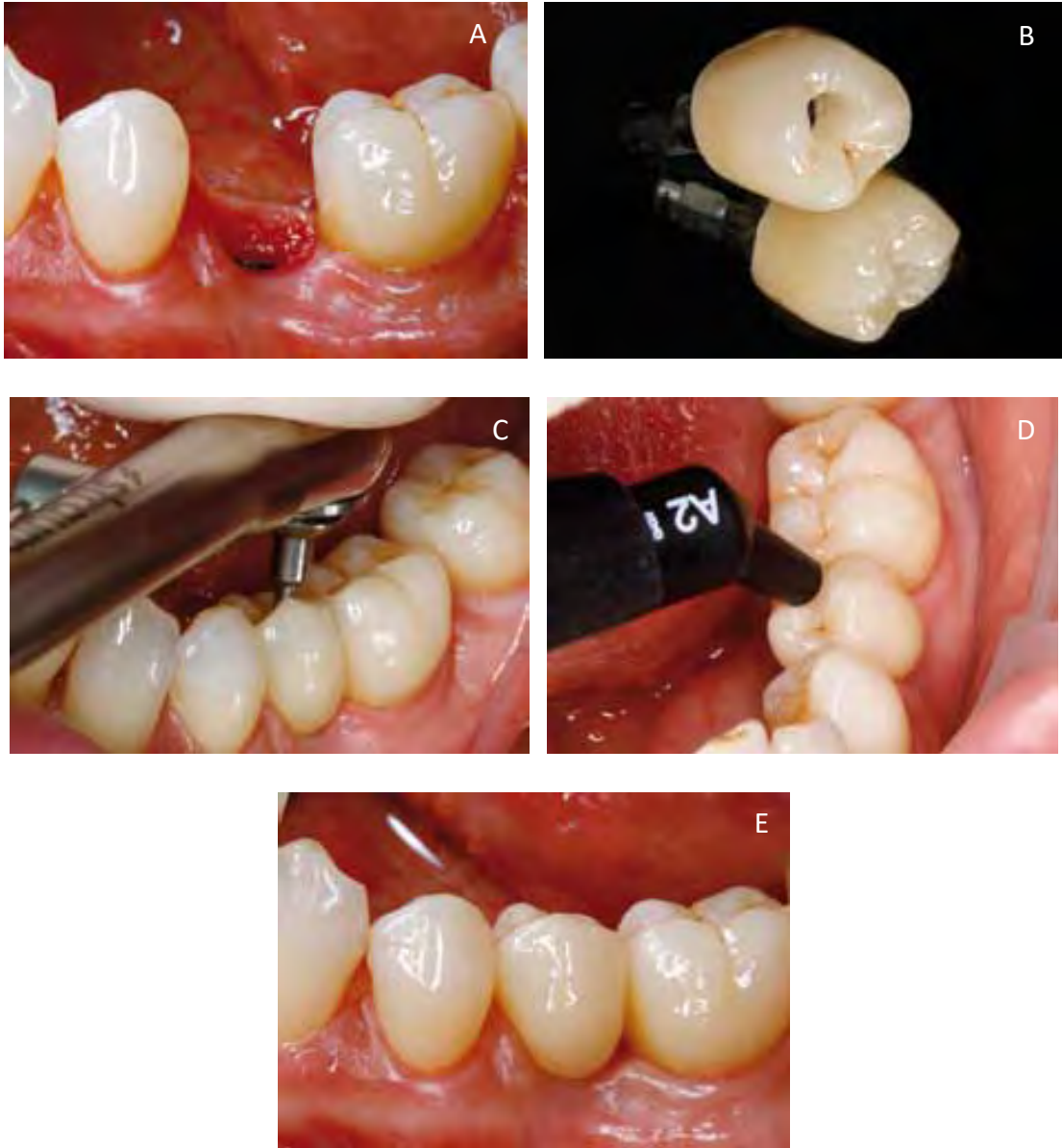


Imagen 25. Corona con pilar híbrido IPS e.max Press (área 35). A) Situación clínica tras la implantación y la conformación de la encía. B) Corona con pilar híbrido IPS e.max Press. C) Atornillado de la corona con pilar híbrido. D) Sellado del canal del tornillo con un material composite (p. ej., Tetric EvoCeram). E) Imagen final de una corona con pilar híbrido IPS e.max Press.⁵¹.

El disilicato de litio prensado (IPS e.max® Press) es manufacturado de acuerdo al proceso llamado bulk casting (técnica de colaje) para crear lingotes o pastillas de disilicato de litio (imagen 26)⁵⁰. Este proceso se basa en tecnología de cristalización (fusión, enfriamiento, con la simultánea nucleación y crecimiento de cristales) que está en constante desarrollo y optimización para prevenir defectos como poros o pigmentaciones¹³.

El disilicato de litio es una vitrocerámica única que posee pequeños cristales en forma de aguja que comprimen a la fase vítrea circundante durante el enfriamiento, este proceso contrarresta el estrés de tracción antes de que comience la propagación de grietas, resultando en una relativamente alta resistencia a la flexión (350-400 MPa)^{13,15,21,38}.



Imagen 26. Distintos tipos y tamaños de pastillas de disilicato de litio⁵⁰.

La microestructura del disilicato de litio prensado consta de aproximadamente 70% de cristales de disilicato de litio entrelazados con una forma de aguja de un largo de aproximadamente 3-6 μm , embebidos en una matriz vítrea^{13,26,38}.

El disilicato de litio puede ser prensado o inyectado en moldes refractarios con revestimiento utilizando la técnica de cera perdida³⁸.

Cuando se desea realizar una mínima preparación dental (por ejemplo, para una carilla), el disilicato de litio permite al ceramista prensar restauraciones tan delgadas como 0.3 mm, mientras se sigue asegurando su resistencia de 350-400 MPa¹³.

A pesar del desarrollo de las porcelanas feldespáticas, de las cerámicas de fluor-mica tetrasilica y la eventual tecnología de las cerámicas prensadas reforzadas con leucita, estos materiales, que son bastante estéticos, tienen desventajas como un excesivo potencial de desgaste a la oposición con el diente, una baja resistencia global y puntos potenciales de fractura¹³.

La primera cerámica de disilicato de litio (IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) todavía se utiliza como cerámica de recubrimiento, pues no fue diseñada para usarse en forma monolítica¹⁵. Se han reportado excelentes resultados de coronas anteriores y posteriores a 5 años (tasa de supervivencia del 100%)¹⁶ y a 10 años (tasa de supervivencia del 95,5%)¹⁷, mientras que en prótesis fija de tres unidades del sector anterior y premolar, se ha reportado un fracaso del 30% (de 31 PPF)¹⁶.

La segunda generación de cerámica de disilicato de litio (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent) contiene cristales más pequeños y más homogéneos, lo que ha mejorado hasta en un 10% las propiedades físicas del material (resistencia a la flexión y a la fractura)¹⁸. Se ha reportado gran éxito con coronas monolíticas posteriores hasta en 8 años de observación (tasa de supervivencia del 93%)¹⁹, sin embargo debe tomarse en cuenta que en estudios a largo plazo se ha tenido un éxito del 87.0% a 89.2% y hasta 69.8% a diez años¹⁵.

Para la cementación del disilicato de litio, se debe tratar la superficie con ácido fluorhídrico, creando microporos, debido a la disolución de la fase vítrea y óxido de

silice. Este tratamiento produce cambios en la topografía, lo que aumenta la retención micromecánica y la unión química con el silano y los cementos de resina, reflejándose en altos valores de resistencia de unión entre el cemento y la cerámica²².

El proceso de prensado en calor implica el uso de un horno especial de porcelana con un pistón neumático, que presiona el material cerámico en el molde al vacío a altas temperaturas (920° C). Los beneficios de la cerámica prensada al calor en comparación con el método más tradicional de sinterización son, el procesamiento en forma de red, disminución de la porosidad, el aumento de módulo de Weibull, el aumento de resistencia a la flexión y un excelente ajuste marginal²⁵.

5.2 Propiedades del disilicato de litio

La cristalización del disilicato de litio se lleva a cabo en una primera fase llamada metaestable, compuesta por cristales de metasilicato de litio que luego se convierten en cristales de disilicato de litio con una mayor resistencia³⁸.

La vitrocerámica de metasilicato de litio se prepara por un proceso que comprende (1) la producción de un vidrio inicial con los componentes de la vitrocerámica, (2) sometiendo este vidrio inicial a un tratamiento térmico de nucleación de 500-600 ° C determinado por el DTA (análisis térmico diferencial, es decir, una técnica que facilita el estudio del desarrollo de fases, la descomposición, o transformación de fases durante el proceso de calentamiento de la vitrocerámica) para formar núcleos adecuados y posteriormente formación de cristales de metasilicato de litio, y (3) sometiendo a la cerámica a un segundo tratamiento térmico a una temperatura más alta que la primer temperatura, es así como se obtiene disilicato de litio como fase cristalina principal. La selección de la composición y el tratamiento térmico de nucleación adecuados, aseguran el crecimiento satisfactorio de cristales con una estructura de disilicato de litio muy homogénea (imágenes 27 y 28)³⁸.

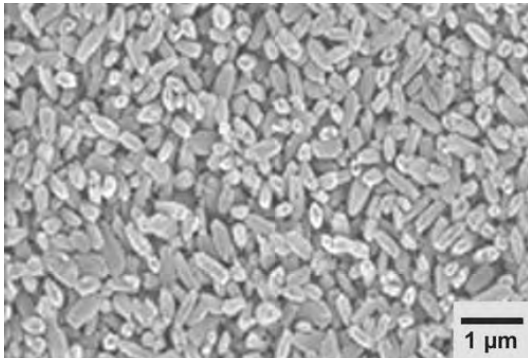


Imagen 27. Cristales de metasilicato de litio posterior a un primer tratamiento térmico³⁸.

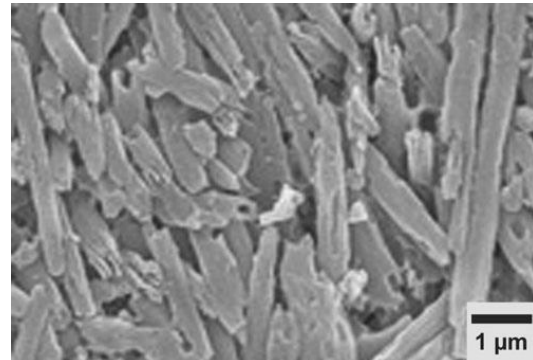


Imagen 28. Cristales de disilicato de litio (cristales de metasilicato de litio sometidos a un segundo tratamiento térmico)³⁸.

El disilicato de litio no sólo tienen una resistencia a la flexión relativamente alta, en el rango de 200 a 400 MPa, sino también un valor alto de resistencia a la fractura en el rango de 2.5 hasta 4.5 MPa m^{0.5}. Con la adición adecuada de otros óxidos metálicos, se puede obtener una translucidez similar a la del diente natural (tabla 3)³⁸. La alta resistencia mecánica del disilicato de litio hace posible su uso en coronas anteriores y posteriores³⁸.

Tabla 3. Propiedades y composición química del disilicato de litio			
Propiedades		Composición química	
CTE × 10 ⁻⁶ /K (100–500°C)	10.5	Óxidos	% en peso
Resistencia flexural biaxial, MPa	400	SiO ₂	68.7
Resistencia a la fractura, MPa m ^{0.5}	2.75	Na ₂ O	1.5
Módulo de elasticidad, GPa	95	Al ₂ O ₃	4.8
Dureza Vickers, MPa	5800	CaO	1
Resistencia química, µg/cm ²	40	BaO	2.8
Temperatura de fusión	920	Li ₂ O	14.4
		K ₂ O	2.2
		P ₂ O ₅	3.3

Emad El-Meliigy, Richard van Noort. Glasses and Glass Ceramics for Medical Applications. Springer Science+Business Media, LLC. 2012. NY, USA³⁸.

La tenacidad a la fractura se define como el nivel de intensidad de tensiones (estrés) críticas, en el que un defecto dado empieza a crecer, e indica la capacidad de un material para resistir la propagación rápida de grietas y su consecuente fractura³⁶.

La mayoría de los materiales frágiles fallan en tensión debido a su limitada capacidad para absorber una cantidad sustancial de energía de deformación elástica antes de la fractura³⁷. Defectos microscópicos en la superficie pueden desarrollarse como resultado de los procesos térmicos, químicos o mecánicos a los que son sometidas las cerámicas, actuando como concentraciones localizadas de tensiones. Estas tensiones pueden causar grietas que se originan en los sitios del defecto y se propagan, lo que lleva a una fractura de la restauración³⁶.

La dureza se considera una propiedad importante al comparar los materiales de restauración. Se define como la resistencia a la indentación o penetración permanente de su superficie. La importancia de medir la dureza de los materiales en la odontología restauradora, es identificar el grado de abrasividad que un material puede presentar al ponerse en contacto con la dentición natural (tabla 4)³⁶.

Tabla 4. Resistencia a la fractura (MPa m ^{1/2}) y dureza (GPa) de tres materiales prensables (IPS Empress, IPS Empress II e IPS e.max).					
Material	IS a la flexión en tres puntos (SD)	IS biaxial (SD)	IF grietas cortas (SD)	IF longitud de grietas (SD)	Dureza (SD)
E1	1.39 (0.3)	1.32 (0.3)	1.26 (0.1)	1.26 (0.1)	6.6 (0.4)
E2	3.14 (0.5)	2.50 (0.3)	1.53 (0.2)	1.53 (0.2)	5.3 (0.2)
EC	3.32 (0.6)	2.43 (0.3)	1.67 (0.3)	1.67 (0.3)	5.5 (0.2)
E1 = IPS Empress, E2 = Empress 2, EC = Material vitrocerámico experimental, SD = Derivación estandar, IF = Fractura a la indentación, IS = Resistencia a la indentación ³⁶ .					

Los materiales a base de disilicato de litio (materiales E2 y la CE) mostraron diferentes valores de tenacidad a la fractura. Estas diferencias significativas fueron atribuidas a las diferentes orientaciones de cristales y la orientación de las tensiones de tracción desarrolladas en las técnicas de flexión biaxial y de tres puntos³⁶.

La composición química del disilicato de litio, contiene una gama de óxidos a fin de lograr las propiedades deseadas³⁸.

Para la fabricación de estas composiciones, es necesario controlar el desarrollo de las fases y controlar el comportamiento térmico. Se añade P_2O_5 (óxido de fosforo) como un agente de nucleación, con la finalidad de crear una fase cristalina de disilicato de litio distribuida en una matriz vítrea. Aunque el control de la microestructura es posible por la modificación de la composición química, se tiene que tomar en cuenta que otras propiedades también pueden verse afectadas³⁸.

El índice de refracción del disilicato de litio (~ 1.55) es cercano a la matriz vítrea (~ 1.5), lo que permite la posibilidad de crear una cerámica vítrea con una muy alta translucidez. Específicamente, el índice de refracción de la matriz de vítrea se puede aumentar para que coincida con la fase de disilicato de litio mediante la ligera modificación en la composición química, añadido pequeñas cantidades de óxidos de metales pesados tales como Sr, Y, Nb, Cs, Ba, Ta, Ce y/u óxidos de Eu, que actuarán simultáneamente como componentes colorantes³⁸.

Desventajas del disilicato de litio

Como ocurre con todos los materiales dentales, la cerámica de disilicato de litio tiene algunas debilidades. Varias composiciones de disilicato de litio carecen de la resistencia química necesaria para su uso como material dental, cuando de forma permanente entran en contacto con los fluidos de la cavidad oral.

La presencia de ZnO no es deseable, especialmente cuando se pretenden realizar restauraciones dentales altamente translúcidas. Bajo tales circunstancias, el gran efecto opalescente causado por el ZnO es evidente, reduciendo las propiedades ópticas de la restauración.

El disilicato de litio se suministra en pastillas en dos tamaños: uno pequeño de 3,2 gr y uno grande de 6.1 gr. Debido a que es más económico prensar varias restauraciones con un solo lingote, el sobrante, si solo se prensa una restauración, muchas veces es reutilizado, en este contexto, varios artículos han indagado acerca de las propiedades mecánicas que exhiben estos materiales reutilizados, tema que es

de gran preocupación. Lo mismo sucede a restauraciones que son sometidas a cocciones repetidas, ya sea por un maquillaje, glaseado o reparación²⁶.

Algunos estudios señalan que no existe diferencia significativa en la resistencia del material re-prensado, indicando únicamente menos fiabilidad del material, debido al crecimiento de los cristales y por ende mayor dispersión de ellos²⁷. Mientras que otro estudio, sí muestra una diferencia significativa en la resistencia de la cerámica re-prensada²⁸. Sin embargo estos estudios solo muestran los efectos de un re-prensado, en la práctica podrían ser prensados varias veces, dependiendo de la cantidad de material sobrante. Un estudio ha evaluado el reuso del material, en total se prensó 4 veces. No se identificó un cambio significativo en las propiedades mecánicas del material ni en su estructura química y cristalina²⁶. Los cambios y la disminución en la resistencia se acentúan posterior a la séptima cocción²⁹.

■ CAPÍTULO 6

Planteamiento del problema

El disilicato de litio (IPS e.max Press), es una vitrocerámica para prensado. Se presenta comúnmente en forma de pastillas en cuatro niveles de translucidez (HT, LT, MO, HO)¹³.

Una vez inyectado, el disilicato de litio (IPS e.max Press®, Ivoclar Vivadent) posee una resistencia a la flexión biaxial de 350-400 MPa^{13,16,19,42}. Comúnmente la restauración debe ser maquillada y glaseada, por lo que un promedio de 4 cocciones, son requeridas para caracterizar a la restauración.

Las vitrocerámicas se obtienen a partir de la cristalización mediante un tratamiento térmico adecuado. Las excelentes propiedades del disilicato de litio son determinadas por la precipitación de los cristales y su microestructura, la composición original del vidrio y el tratamiento térmico¹⁶. El tratamiento térmico del disilicato de litio, se llevan a cabo dos etapas, primero cristaliza en metasilicato de litio y posteriormente se transforma en disilicato de litio. El tratamiento térmico en ambas etapas tendría una influencia significativa en la precipitación de los cristales, las especies y el contenido cristalino¹⁰. Borom²⁵ et al. determinaron que la composición y la microestructura del disilicato de litio se mantuvo constante al aumentar el tiempo de crecimiento. A partir de esto se plantea la siguiente pregunta de investigación, ¿Qué influencia poseen un número repetido de cocciones y sus respectivas temperaturas, sobre la resistencia a la flexión del disilicato de litio prensado?

Justificación

Debido a que el tratamiento térmico es fundamental para la cristalización del disilicato de litio y por ende para las propiedades mecánicas, la evaluación de las repercusiones en dichas propiedades debidas al efecto de varios ciclos de cocción, es también fundamental para garantizar la fiabilidad de estos materiales cerámicos.

A pesar de la evidencia que las investigaciones han puesto al descubierto, se debe aclarar que estas evidencias recaen en la primera generación de disilicato de litio (IPS Empress 2®)^{16,21,22,24,26}, más no en la segunda generación (IPS e.max Press®), que según estudios, poseen características mejoradas hasta en un 10%, debido a su composición y manufactura. Adicionalmente, los pocos estudios relacionados con IPS e.max Press^{10,23}, analizan las repercusiones de re-prensado, mas no de los tratamientos clínicos y técnicos adicionales como son maquillado y glaseado, es decir, de cocciones repetidas.

Este estudio nos acercaría a un punto de vista más clínico que teórico, para así poder aplicarlo hacia los nuevos materiales cerámicos, no solo cristalinos, sino también vítreos y policristalinos.

Objetivos

El objetivo general de este estudio es:

- I. Determinar el efecto que poseen cuatro cocciones repetidas sobre la resistencia a la flexión del disilicato de litio prensado.

Los objetivos específicos de este estudio son:

- I. Valorar la resistencia a la flexión del disilicato de litio posterior al prensado.
- II. Valorar la resistencia a la flexión del disilicato de litio tras 4 cocciones correspondientes a tres maquillajes y un glaseado con sus respectivas temperaturas.
- III. Identificar la relación existente entre el número de cocciones y la repercusión sobre la resistencia a la flexión del disilicato de litio.

- IV. Identificar el efecto de aumento, disminución o mantenimiento en la resistencia a la flexión del disilicato de litio tras 4 cocciones correspondientes a tres procesos de maquillaje y un glaseado con sus respectivas temperaturas de cocción.
- V. Comparar la resistencia a la flexión del grupo control (inyectado) con los 4 grupos siguientes, correspondientes a una, dos, tres y cuatro cocciones con sus temperaturas correspondientes.

Hipótesis

Basados en la revisión de la literatura, podemos mencionar las siguientes hipótesis del trabajo de investigación.

- I. La resistencia a la flexión en tres puntos del disilicato de litio se verá disminuida tras cuatro ciclos de cocción correspondientes a tres procesos de maquillaje y un glaseado con sus respectivas temperaturas.

Hipótesis nula

- II. La resistencia a la flexión en tres puntos del disilicato de litio no se verá disminuida tras cuatro ciclos de cocción correspondientes a tres procesos de maquillaje y un glaseado con sus respectivas temperaturas.

Hipótesis alternativa

- III. La resistencia a la flexión en tres puntos del disilicato de litio no se verá afectada tras cuatro ciclos de cocción correspondientes a tres procesos de maquillaje y un glaseado con sus respectivas temperaturas.

■ CAPÍTULO 7

Metología

Tipo de estudio

Estudio prospectivo, longitudinal, experimental, observacional.

Población de estudio

Disilicato de litio prensado (IPS e.max Press[®], Ivoclar Vivadent), color MO 0.

Muestreo

25 muestras de disilicato de litio (IPS e.max Press[®] MO 0, Ivoclar Vivadent) en barra con medidas 2 x 5 x 20 milímetros. Las muestras se dividieron en cinco grupos con cinco muestras en cada grupo (tabla 5)^{fd}. El grupo G1 identificado como grupo control, no se sometió a ciclos de cocción, el grupo G2 se sometió a un ciclo de cocción a 770° C que correspondiera a la temperatura de un maquillaje (IPS e.max Ceram Dentin, Ivoclar Vivadent), el grupo G3 se sometió a dos ciclos de cocción de 770° C correspondientes a dos maquillados (IPS e.max Ceram Dentin, Ivoclar Vivadent), el grupo G4 se sometió a tres ciclos de cocción a 770° C correspondientes a tres maquillados. El grupo G5 se sometió a cuatro ciclos de cocción a 770° C correspondientes a cuatro maquillados.

Tabla 5. Grupos de muestras y sus respectivos tratamientos.

Grupo	# de cocciones	Temperatura del tratamiento (° C)/tiempo estimado (minutos)	Correspondencia técnica/clínica
G1*	0	920/25	Prensado
G2*	1	770/20	Maquillaje 1: IPS e.max Ceram Dentin
G3*	2	770/20	Maquillaje 2: IPS e.max Ceram Dentin
G4*	3	770/20	Maquillaje 3: IPS e.max Ceram Incisal
G5*	4	770/20	Maquillaje 3: IPS e.max Ceram Incisal

* G1: grupo 1; G2: grupo 2; G3: grupo 3; G4: grupo 4; G5: grupo 5. Fuente directa.

Criterios de inclusión

(1) Muestras de disilicato de litio presado IPS e.max Press color MO 0, con dimensiones 2 x 5 x 20 mm. (2) Grupo control presado bajo las indicaciones del fabricante. (3) Cuatro grupos con una, dos, tres y cuatro cocciones respectivamente, a 770° C.

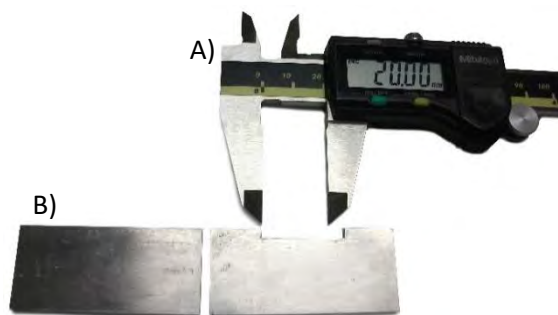
Criterios de exclusión

(1) No cumplir con los criterios de inclusión.

Criterios de eliminación

(1) Muestras con valor de resistencia a flexión mayor al 15% de diferencia respecto a las otras.

Método



Se elaborará una muestra "inicial" en cera tipo II mediante un conformador de cera metálico, con dimensiones 20 mm x 5 mm x 2 mm, establecidas en la norma internacional ISO 6872: 1995 + A1: 1997, "Cerámicas dentales" (imagen 29)^{fd}.

Imagen 29. A) Vernier digital. B) Conformador de muestras metálico. Fuente directa.



Imagen 30. Muestra inicial con las medidas establecidas en cera azul. Fuente directa.

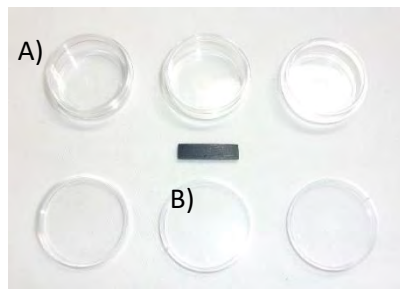


Imagen 31. A) Cajas de plástico para impresionar con silicona la muestra "inicial". B) Muestra "inicial". Fuente directa.



Imagen 32. Impresión con silicona de la muestra "inicial". Fuente directa.

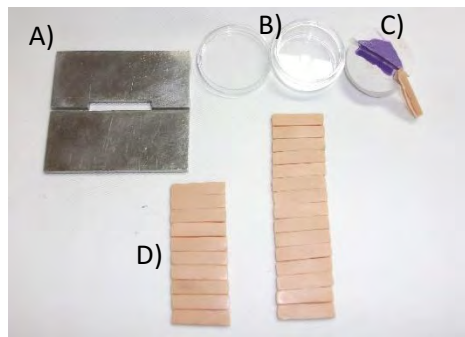


Imagen 33. A) Conformador de muestras. B) Cajas plásticas. C) Impresión en silicona de la muestra "inicial". D) Muestra por goteo recién retirada de la impresión de silicona. E) 25 muestras finales en cera. Fuente directa.

Las dimensiones fueron verificadas mediante un vernier digital y ajustadas con óxido de silicio de grano 900 hasta obtener las dimensiones establecidas en la norma (imagen 30)^{fd}.

Posteriormente se utilizaron cajas de plástico, dentro de las cuales se colocó material de impresión (silicona por adición, Elite HD Light Body Normal Set, Zhermack) y **se impresionó la muestra "inicial" para** obtener tres moldes universales, con los cuales se elaboraron todas las muestras mediante la técnica de goteo con un encerador eléctrico (Waxlectric II) y cera ProArt Wax®, Sculpturing Wax Beige Opaque (Ivoclar Vivadent). Las medidas de cada muestra fueron verificadas mediante un vernier digital y ajustadas con óxido de silicio grano 900 (imágenes 31-33)^{fd}.

Una vez obtenidos los 25 patrones de cera (imagen 34)^{fd} se colocaron dos cueles de 3-8 mm de largo por 2,5 mm de grosor a cada extremo de cada patrón de cera (imágenes 35 y 39)^{fd}. Se colocó una cubierta de cera pegajosa en el orificio del canal de inyección de la base del cilindro para evitar que penetre revestimiento.

Posteriormente se unió cada cuele a la base del cilindro de revestimiento de 200 g, para obtener finalmente tres o cuatro patrones de cera unidos a la base (imágenes 36 y 38)^{fd}. Las muestras fueron colocadas de manera horizontal, verificando una correcta posición con IPS Multi Sprue Guide® 200 g (Ivoclar Vivadent) para una inyección adecuada (imagen 39)^{fd}.

Se colocó el cilindro de revestimiento de silicona en la base (imagen 40)^{fd}. Con el cilindro en posición se procedió a mezclar el revestimiento (2 bolsas de IPS PresVEST Speed® 100 g, Ivoclar Vivadent) de acuerdo a las indicaciones del fabricante (imagen 41)^{fd}. Se vertió el revestimiento dentro del cilindro poco a poco, colocándolo en un vibrador para eliminar las burbujas, hasta la línea marcada en el cilindro. Se colocó revestimiento en la tapa (IPS Ring Gauge®, Ivoclar Vivadent) y con un movimiento de giro se colocó en el cilindro. Se esperaron 30 minutos para el proceso de fraguado propio del revestimiento.

Una vez transcurrido el tiempo de fraguado del revestimiento se retiró la tapa, la base y el cilindro de silicón con un movimiento giratorio (imagen 42)^{fd}. Se eliminaron los puntos de interferencia de la base de apoyo del cilindro de revestimiento con una espátula de yeso. Se colocó el cilindro en un horno para desencerado con el canal de inyección hacia abajo por 60 minutos (imagen 43)^{fd}. Con el fin de tener listos todos los materiales, previo a la inyección, se colocan a lado del horno de inyección (Programat® EP 5000, Ivoclar Vivadent) la pastilla de disilicato de litio fría (IPS e.max Press®, Ivoclar Vivadent) (imagen 47)^{fd} del color seleccionado (MO 0, medium opacity), y un pistón frío (IPS Alox Plunger®, Ivoclar Vivadent) (imagen 45)^{fd} recubierto de un antiadherente (Alox Plungen Separator®, Ivoclar Vivadent) (imagen 44)^{fd}.

Transcurrido el tiempo de desencerado se colocó el cilindro a un costado del horno de inyección para introducir la pastilla (imágenes 47 y 48)^{fd}, y el pistón (imagen 49)^{fd} en un tiempo no mayor a 30 segundos para evitar que el cilindro se enfríe demasiado. Se posicionó el cilindro en el centro de la base del horno de inyección (imagen 50)^{fd} y se inició con el programa de IPS e.max Press® (previamente se seleccionó el programa de acuerdo al tipo de pastilla y el tamaño del cilindro). Una vez terminado

el programa (imagen 51)^{fd}, se colocó el cilindro en una rejilla para terminar con el enfriamiento del mismo, a temperatura ambiente (imagen 52)^{fd}.

Posterior al enfriamiento se procedió al rescate de las muestras, se seccionó el cilindro con una segueta o un disco de diamante aproximadamente 30 mm desde la superficie inferior, correspondiente a la altura del pistón, rompiendo el cilindro en dos. Se usó un arenador (Basic Classic) a 2 barr de presión (29 psi) para terminar de eliminar los restos de investimento hasta que las muestras fueron visibles. Posteriormente se sumergieron las muestras en líquido Invex (Ivoclar Vivadent®) de ácido fluorhídrico al 0,5% durante 10-30 minutos, de acuerdo a las indicaciones del fabricante, para eliminar la capa de reacción formada en el disilicato de litio y posteriormente se usó óxido de aluminio de 100µm a 1-2 barr (15-29 psi) de presión (imagen 53)^{fd}.

Finalmente las muestras se pulieron (imagen 54)^{fd} con un disco diamantado de 15 µm de acuerdo a las especificaciones de la norma internacional ISO 6872: 1995 + A1: 1997, "Cerámicas dentales".



Imagen 34. Patrones de cera.
Fuente directa.



Imagen 35. Patrón de cera con
cueles en los extremos. Fuente
directa.



Imagen 36. Patrones de cera
colocados en la base del cilindro.
Fuente directa.



Imagen 37. Patrones de cera con los
cueles colocados. Fuente directa.



Imagen 38. Acercamiento de los cueles unidos
a la base del cilindro. Fuente directa.

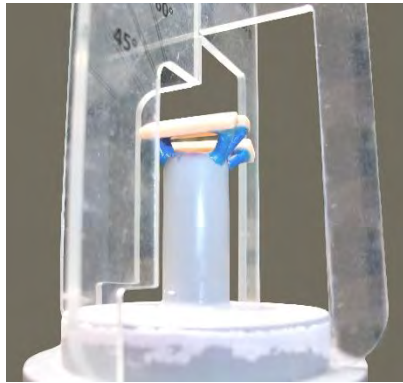


Imagen 39. Verificación de la posición de las muestras con el IPS Multi Sprue Guide 200 g. Fuente directa.



Imagen 40. Cilindro colocado en la base y al lado la tapa del cilindro. Fuente directa.



Imagen 41. Revestimiento (IPS PressVest Speed). Fuente directa.



Imagen 42. Cilindro de revestimiento. Fuente directa.

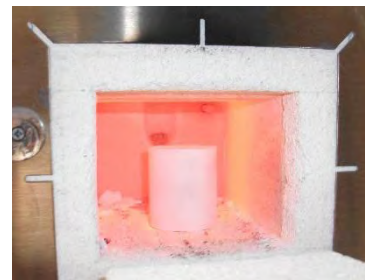


Imagen 43. Cilindro de revestimiento en el horno para desecar. Fuente directa.



Imagen 44. Separador para el pistón. Fuente directa.



Imagen 45. Pistón para inyección. Fuente directa.



Imagen 46. Cilindro posicionado en el horno de inyección inmediatamente después de retirado del horno de desecado. Fuente directa.



Imagen 47. Pastilla de disilicato tomada con las pinzas. Fuente directa.



Imagen 48. Colocación de la pastilla en el cilindro. Fuente directa.



Imagen 49. Colocación del pistón en el cilindro. Fuente directa.

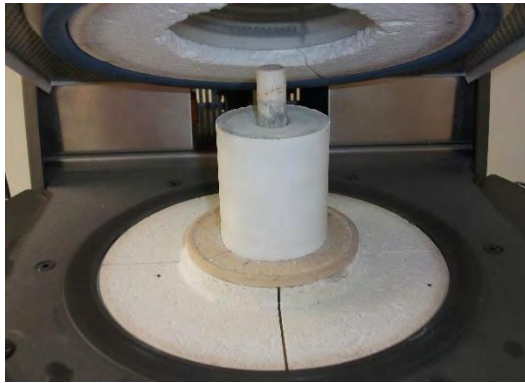


Imagen 50. Cilindro colocado en el horno de inyección. Fuente directa.

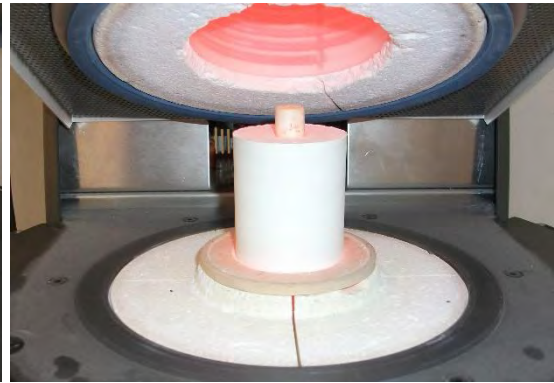


Imagen 51. Cilindro en el horno posterior a la inyección. Fuente directa.



Imagen 52. Cilindro sobre la rejilla para el enfriamiento. Fuente directa.



Imagen 53. Muestras posterior al rescate con arenador. Fuente directa.



Imagen 54. Muestras cortadas y limpias. Fuente directa.

Posteriormente cada grupo fue sometido a las cocciones correspondientes de acuerdo a la tabla 5 antes mencionada.

Prueba de resistencia a la flexión

Para el método de resistencia a la flexión en tres puntos se utilizó un dinamómetro (imagen 57)^{fd}, máquina universal de pruebas mecánicas marca Instron. Se colocaron los apoyos a una distancia de 15 mm (imagen 55)^{fd} y se aplicó una carga de 1 ± 0.5 m/minuto. Se midieron las secciones transversales de cada muestra a 0,01 mm y se registraron en la computadora antes de la prueba de cada muestra de todos los grupos. Se centraron las muestras entre los soportes de la máquina de ensayo para que la carga se aplicara uniformemente a través de una cara (imagen 56)^{fd} a lo largo de una línea perpendicular al eje largo de la muestra, hasta que se produjera una fractura (imagen 58)^{fd}. La computadora registró los valores de la fuerza en N (newton) y calculó la resistencia a la flexión en MPa (Megapascales) con base en la siguiente fórmula:

$$\alpha = \frac{3FL}{2BH^2}$$

Donde α es la resistencia a la flexión en MPa; F es la fuerza máxima en Newtons; L la distancia entre los soportes en milímetros; B el ancho de la barra en milímetros; H la altura de la barra en milímetros.

Se repitió el procedimiento con cada muestra.



Imagen 55. Apoyos colocados en el soporte a una distancia de 15 milímetros entre sí. Fuente directa.

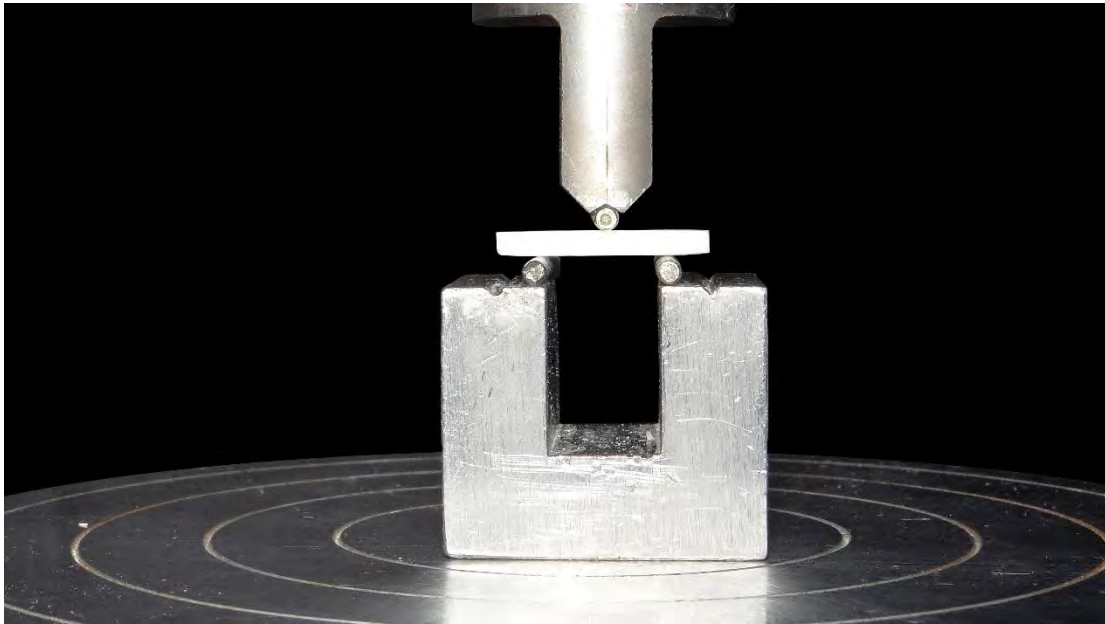


Imagen 56. Soporte colocado en la base de la máquina Instron y muestra de disilicato de litio centrada en los apoyos para realizar la prueba de resistencia a la flexión. Fuente directa.



Imagen 57. Máquina Instron. Fuente directa.



Imagen 58. Detalle de la muestra fracturada. Fuente directa.

CAPÍTULO 8

Resultados

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 6.

Tabla 6. Resultados de la resistencia a la flexión triaxial (valores en MPa)					
Muestras	COTROL	G1	G2	G3	G4
1	161.4	245.6	304.1	242.6	215.8
2	225.4	225.9	222.9	243.5	239.3
3	132.7	263.7	167	220.7	264.1
4	211.4	230.8	265	207.1	282.4
5	209.2	147.7	142	297.6	191

* G1: grupo 1; G2: grupo 2; G3: grupo 3; G4: grupo 4; G5: grupo 5. Fuente directa.

En la tabla 7 se muestra el promedio de cada grupo.

Tabla 7. Promedio de la resistencia a la flexión triaxial de cada grupo de muestras (valores en MPa)					
	CONTROL	G1*	G2*	G3*	G4*
Promedio	188.020	222.740	250.160	242.300	238.520

* G1: grupo 1; G2: grupo 2; G3: grupo 3; G4: grupo 4. Fuente directa.

El grupo con la media más alta fue G2 (250.160 MPa) con una desviación estandar de 70.732 (P=0.278), no mostró una diferencia significativa respecto a otro grupo.

El grupo con la segunda media más alta fue G3 (242.300 MPa) con una desviación estandar de 34.515 (P=0.278), no mostró una diferencia significativa respecto a otro grupo.

El grupo con la tercera media más alta fue G4 (38.520 MPa) con una desviación estándar de 36.588 (P=0.278), no mostró una diferencia significativa respecto a otro grupo.

Seguido del grupo cuatro, el grupo dos (G2) tuvo una media de 222.740 MPa con una desviación estándar de 44.459 (P=0.278), no mostró una diferencia significativa respecto a otro grupo.

El grupo con la media más baja fue el grupo control (188.020 MPa) con una desviación estándar de 39.247 (P=0.278), no mostró diferencia significativa respecto a otro grupo.

En la imagen 39 se muestra la gráfica del promedio de la resistencia a la flexión de los cinco grupos.

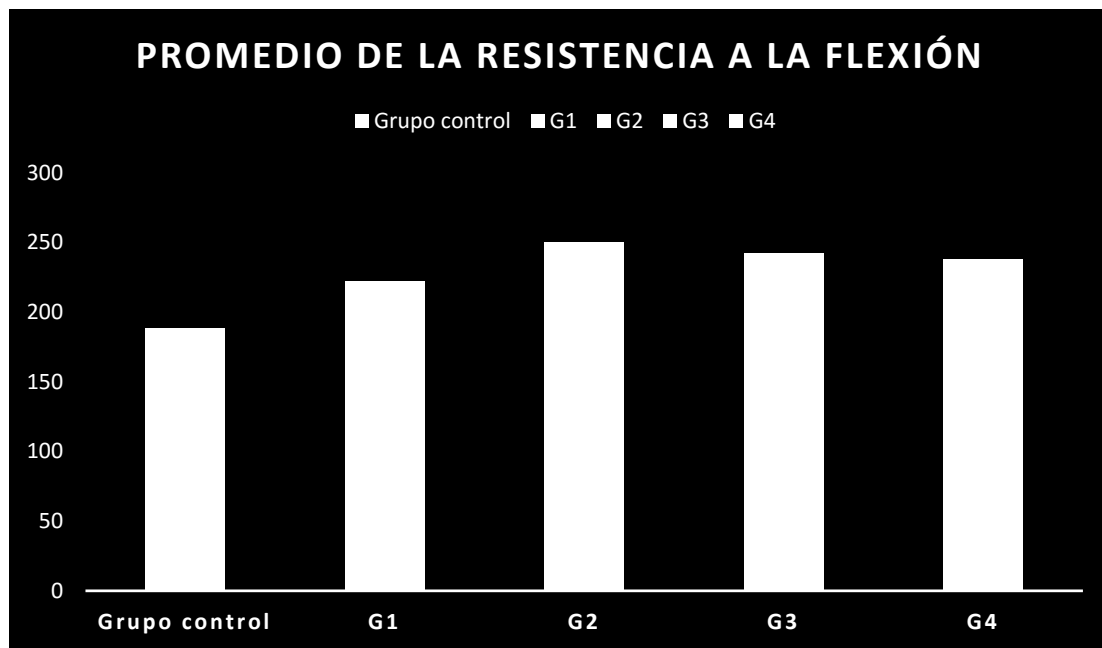


Imagen 39. Gráfica de del promedio de la resistencia a la flexión de los cinco grupos de muestras. Fuente directa.

Se observa un aumento de 34.72 MPa del grupo control al grupo G1, es decir, con una cocción, es disilicato de litio aumentó sus resistencia a la flexión en 34.72 MPa.

El grupo G2 mostró un aumento en la resistencia a la flexión de 27.42 MPa respecto al grupo G1.

El grupo G3 mostró una disminución en la resistencia a la flexión del disilicato de litio de 7.86 MPa respecto al grupo G2.

El grupo G4 mostró una disminución en la resistencia a la flexión del disilicato de litio de 3.78 MPa respecto al grupo G3.

Discusión de resultados

En base a los resultados obtenidos podemos identificar lo siguiente:

En base a estos datos podemos observar que el grupo que fue sometido a dos cocciones, mostró los valores de resistencia a la flexión más elevados de todos los grupos, adicionalmente, a partir de este grupo se observó una disminución en la resistencia a la flexión de un promedio de 5.82 MPa por cada cocción adicional a una temperatura de 770° C.

También se pudo observar un valor por debajo de los 200 MPa del grupo control, es decir, del grupo únicamente prensado sin cocciones. Este valor es menor a la mitad del valor descrito por la casa comercial de 400 MPa de resistencia a la flexión.

El valor obtenido de resistencia a la flexión más alto fue de 250.160 MPa, el cual es menor al mencionado por la casa comercial y artículos referentes de 350-400 MPa de resistencia a la flexión del disilicato de litio IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent).

Albakry (2004) determinó que no existió un efecto significativo en la resistencia a la flexión biaxial tras una segunda cocción de Empress 2 (Disilicato de litio), sin embargo menciona que los materiales podrían presentar menos fiabilidad después de una segunda cocción, en este estudio se observa una disminución en la resistencia a la flexión posterior a la segunda cocción que no es significativa.

Cattell (2001) determinó que no existe diferencia significativa en la resistencia a la flexión biaxial por el tratamiento térmico durante el recubrimiento del disilicato de litio (Empress 2). Contrario a este punto, en nuestro estudio se pudo determinar un aumento considerable en la resistencia a la flexión del disilicato de litio con la primera cocción.

Tang (2014) determinó una disminución en la densidad y un aumento en la porosidad del disilicato de litio (IPS e.max Press) después de un segundo prensado. Observó además una disminución significativa en la resistencia a la flexión, dureza Vickers y resistencia a la fractura después de dos procesos de prensado. Este estudio a pesar de no corresponder a cocciones repetidas si no a inyecciones repetidas, nos ofrece un panorama respecto a las temperaturas y sus repercusiones sobre la estructura del disilicato. Nuestro estudio concuerda con la disminución de la resistencia a la flexión tras una segunda cocción, sin embargo no es estadísticamente significativo.

CAPÍTULO 9

Conclusiones

A pesar de que estadísticamente no se aprecia una diferencia significativa entre los grupos, tomando en cuenta que 1 MPa es igual a 10.2 kgf/cm², y añadiendo que la diferencia entre los grupos control y G2 es de 62.14 MPa, podemos estimar que existe una diferencia de 633.820 kgf/cm². Es decir, el grupo 2 de muestras soportaría 633.820 kilogramos de fuerza por centímetro cuadrado más que el grupo control. Esto se traduce en una diferencia de fuerza significativa.

Adicionalmente, se puede concluir que ninguna de las muestras obtenidas poseían valores cercanos a los 400 MPa que menciona el fabricante, pues el valor registrado más alto fue de 301.4 MPa.

4 cocciones repetidas en el disilicato de litio prensado, no tienen una influencia estadísticamente significativa en la resistencia a la flexión, sin embargo, si poseen una significancia clínica al reresetar los megapascuales en kf/cm².

Dos cocciones adicionales al prensado del disilicato de litio pueden aumentar la resistencia a la flexión, mientras que dos cocciones adicionales (es decir cuatro en total) causan una disminución en la resistencia a la flexión.

Bibliografía

1. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent.* 2005 Jul;94(1):10-92.
2. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56 Suppl 1:84-96.
3. Krishna JV, Kumar VS, Savadi RC. Evolution of metal-free ceramics. *J Indian Prosthodont Soc* 2009;9:70-5.
4. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007 Nov;98(5):389-404.
5. Sidney Kina, August Bruguera. *Invisible: restauraciones estéticas cerámicas.* São Paulo: Artes Médicas, 2008.
6. Pilathadka S, Vahalova D. Contemporary all-ceramic materials, part-1. *Acta Medica (Hradec Kralove).* 2007;50(2):101-4.
7. Chaudhary S, Mittal R, Mohan M, Chauhan A. Ceramics - from evolution to revolution: a review. *Int J Dent Health Sci* 2014; 1(2): 170-178.
8. Zhijian Shen J, Kosmak T. *Advanced Ceramics for Dentistry.* Massachusetts, USA. Elsevier, 2014. Pp. 263-275.
9. Perng-Ru Liu. Panorama of Dental CAD/CAM Restorative systems. *Compedium*, July 2005: 26(7): 507-512.
10. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004 May-Jun;17(3):285-90.
11. Faeizah Amat, Noor; Muchtar, Andanastuti; Yahaya, Norziha; Jameelah Ghazali, Mariyam. A Review of Zirconia as a Dental Restorative Material. *Australian Journal of Basic & Applied Sciences*; Nov2012, Vol. 6 Issue 12, p9.
12. Denry, I.; Holloway, J.A. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials* 2010, 3, 351-368.
13. Ritter RG. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent.* 2010 Oct;22(5):332-41.

14. Kelly JR. Dental ceramics: what is this stuff anyway?. *J Am Dent Assoc.* 2008 Sep;139 Suppl:4S-7S.
15. Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc.* 2012 Mar;143(3):234-40.
16. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int.* 2006 Apr;37(4):253-9.
17. Valenti M, Valenti A. Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence Int.* 2009 Jul-Aug;40(7):573-9.
18. Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today.* 2009 Mar;28(3):112-3.
19. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dent Mater.* 2009 Sep;25(9):e63-71.
20. Sato T, Cotes C, Yamamoto LT, Rossi NR, Macedo V, Kimpara ET. Flexural strength of a pressable lithium disilicate ceramic: influence of surface treatments. *Applied Adhesion Science* 2013, 1: 7.
21. Kang SH, Chang J, Son HH. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod* 38(3):134–140. doi:10.5395/rde.2013.38.3.134.
22. Brentel AS, Ozcan M, Valandro LF, Alarça LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater.* 2007 Nov;23(11):1323-31. Epub 2006 Dec 26.
23. Saavedra G1, Arika EK, Federico CD, Galhano G, Zamboni S, Baldissara P, Valandro LF. Effect of acid neutralization and mechanical cycling on the microtensile bond strength of glass-ceramic inlays. *Oper Dent.* 2009 Mar-Apr;34(2):211-6. doi: 10.2341/08-68.

24. Belli R, Guimarães JC, Filho AM, Vieira LC. Post-etching cleaning and resin/ceramic bonding: microtensile bond strength and EDX analysis. *J Adhes Dent*. 2010 Aug;12(4):295-303. doi: 10.3290/j.jad.a17709.
25. Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater*. 2000 Nov;16(6):389-95.
26. Gorman CM, Horgan K, Dollard RP, Stanton KT. Effects of repeated processing on the strength and microstructure of a heat-pressed dental ceramic. *J Prosthet Dent*. 2014 Dec; 112(6):1370-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.06.015. Epub 2014 Sep 23.
27. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J Prosthodont* 2004;13:141-9.
28. Chung KH, Liao JH, Duh JG, Chan DC. The effects of repeated heat-pressing on properties of pressable glass-ceramics. *J Oral Rehabil* 2009;36:132-41.
29. Gozneli R, Kazazoglu E, Ozkan Y. Flexural properties of leucite and lithium disilicate ceramic materials after repeated firings. *Journal of Dental Sciences*. 2014; 9, 144-150.
30. Pecho OE et al. Influence of microstructure on optical properties of lithium disilicate ceramics. *Dental Materials*. 2015; Volume 31 , e47.
31. Sobrinho LC, Cattell MJ , Knowles JC. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. October 1998, Volume 9, Issue 10, pp 555-559.
32. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 1994 Mar-Apr;7(2):149-54.
33. Pröbster L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*. March 1996; Volume 23, Issue 3, pages 147-151.
34. Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical

- fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil.* 2001 Apr;28(4):361-9.
35. Kappert HF. Dental materials: new ceramic systems. *Transactions Academy of Dental Materials.* 1996; 9, 180.
 36. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2003 Mar;31(3):181-8.
 37. Morena R, Lockwood PE, Fairhurst CW. Fracture toughness of commercial dental porcelains. *Dental Materials* 1986;2: 58-62.
 38. Emad El-Meliegy, Richard van Noort. *Glasses and Glass Ceramics for Medical Applications.* Springer Science+Business Media, LLC. 2012. NY, USA.
 39. Peall, G.H.: Lithium disilicate containing glass ceramics some of which are self glazing. EP 536 479 A1, 1993
 40. Schweiger, M., Frank, M., Rheinberger, V., Höland W.: Lithium disilicate glass ceramics dental product. US patent 6,342,458, 2002.
 41. Schweiger, M., Frank, M., Rheinberger, V., Höland, W.: Sinterable lithium disilicate glass ceramic. US patent 6,514,893, 2004.
 42. Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., et al.: A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed. Mater Res.* 2000;53, 297–30.
 43. Anusavice KJ, Zhang NZ. Chemical Durability of Dicor and Fluorocanaseite-based Glass-ceramics. *J Dent Res;* July 1998 77: 1553-1559.
 44. Della Bona A. *Adhesión a las cerámicas : evidencias científicas para uso clínico.* São Paulo : Artes médicas, 2009.
 45. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin N Am* 48 (2004) 513–530.
 46. Montagna F. *Cerámicas, zirconio y Cad-Cam.* Venezuela ; México : AMOLCA, 2012.
 47. Ritzberger C, Schweiger M, Höland W. Principles of crystal phase formation in Ivoclar Vivadent glass-ceramics for dental restorations. *Journal of Non-Crystalline Solids.* Volume 432, Part A, 15 January 2016, Pages 137–142.

48. Zhang P. Effect of heat treatment on the microstructure and properties of lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of Non-Crystalline Solids* 402 (2014) 101–105.
49. Beall GH. Design and properties of glass-ceramics. *Annu. Rev. Mater. Sci.* 1992.22:91-119.
50. IPS e.max® Press. Monolithic Solutions. Instrucciones de uso. Ivoclar Vivadent AG, 9494 Schaan, Liechtenstein. 2014.
51. IPS e.max® Press. Abutment Solutions. Instrucciones de uso. Ivoclar Vivadent AG, 9494 Schaan, Liechtenstein. 2011.
52. *Glass-Ceramic Technology, Second Edition*. Wolfram Höland and George H. Beall. 2012. The American Ceramic Society. Published 2012 by John Wiley & Sons, Inc.