



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

PROPIEDADES FÍSICAS Y ESTÉTICAS DE CORONAS
MONOLÍTICAS Y ESTRATIFICADAS DE DISILICATO DE
LITIO, ELABORADAS MEDIANTE CAD/CAM.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

DOMENICO JEROME RODRÍGUEZ GONZÁLEZ

TUTORA: Esp. ALBA LORENA CAÑETAS YERBES

ASESOR: Esp. JOSÉ FEDERICO TORRES TERÁN



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.

A la Universidad Nacional Autónoma de México, institución que, hace diez años, me permitió acceder a un “libro abierto” de oportunidades, lo que he vivido en este tiempo me ha ayudado a formarme hasta el día de hoy. Me llena de orgullo decir que soy Universitario y espero que esta relación continúe por mucho tiempo más.

A la Facultad de Odontología, UNAM, por permitirme sus instalaciones para mi formación tanto académica como personal; las experiencias ahí vividas las tendré siempre en mi memoria.

A los maestros que me educaron, enseñaron y apoyaron a lo largo de la licenciatura; tengo profundo respeto y admiración para ustedes.

A la Mtra. María Luisa Cervantes y a la Dra. Lourdes Mendoza por su apoyo durante el seminario de titulación.

A la Esp. Alba Lorena Cañetas Yerbes, por confiar en mí y brindar parte de su tiempo para orientarme durante la realización del presente trabajo.

Al Esp. José Federico Torres Terán, por su disposición a solucionar mis dudas y asesorarme en la realización de este proyecto.

Al Dr. Ricardo Ortiz, por su apoyo en la edición de este material.

Al Dr. Abraham García Ornelas, por haberme facilitado y explicado información necesaria para el cubrimiento del contenido de la presente tesina.

A mis padres, porque me tuvieron confianza durante el tiempo que permanecí elaborando el presente trabajo. Por haberme apoyado a lo largo de toda mi vida personal y académica; gracias por estar siempre de mi lado.

A mi hermana, Dalilah, porque me brindaste tu calidez y tu hombro para desahogarme en un momento crucial para la culminación de la tesina; gracias por tu sensibilidad.

A mi hermana Bianca, me apoyaste a pesar de la distancia entre nosotros, te sigo queriendo y extrañando como en el momento en que dejaste éste, tu hogar.

A mi hermana Samantha.

A mí mismo, pues fui mi mayor obstáculo para realizar esta tesina y también mi mayor ayuda y fortaleza. Me agradezco por haberme dado la oportunidad de superar las limitaciones que existen sólo dentro de mi mente. Agradezco haber aceptado que la imperfección de las cosas ayuda a tener paz en mi interior.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	5
OBJETIVO	6
CAPÍTULO I GENERALIDADES	7
1.1 Aspectos históricos de las cerámicas dentales	7
1.2 Aspectos históricos de los sistemas computarizados CAD/CAM	13
1.3 Clasificación de las cerámicas dentales	14
1.4 Disilicato de litio	19
CAPÍTULO II PROPIEDADES FÍSICAS DE LAS CERÁMICAS DENTALES	22
2.1 Propiedades mecánicas	22
2.1.1 Elasticidad, módulo E	22
2.1.2 Resistencia.....	25
2.1.2.1 Modos de resistencia	25
2.1.3 Tenacidad a la fractura.....	30
2.1.4 Análisis de Weibull	33
2.1.5 Análisis de elementos finitos	33
2.2 Propiedades físicas	34
2.2.1 Dureza.....	34
2.2.2 Energía y tensión superficial	35
2.2.3 Erosionabilidad	37
2.2.4 Conductibilidad y difusividad térmica	38
2.2.5 Coeficiente de expansión térmica, CET	39
CAPÍTULO III PROPIEDADES ESTÉTICAS DE LAS CERÁMICAS DENTALES	40
3.1 Color... ..	40
3.2 Metamerismo.....	43
3.3 Translucidez	45
3.4 Opalescencia.....	45
3.5 Fluorescencia.....	47
CAPÍTULO IV ELABORACIÓN DE CORONAS DE DISILICATO DE LITIO MEDIANTE CAD/CAM	49
4.1 Diseño asistido por computadora (CAD).....	49
4.2 Fabricación asistida por computadora (CAM).....	53
4.3 Terminado de las coronas de disilicato de litio elaboradas mediante CAD/CAM... ..	54

CAPÍTULO V PROPIEDADES FÍSICAS Y ESTÉTICAS DE CORONAS MONOLÍTICAS Y ESTRATIFICADAS DE DISILICATO DE LITIO, ELABORADAS MEDIANTE CAD/CAM	61
5.1 Propiedades físicas	61
5.2 Propiedades estéticas.....	66
CONCLUSIONES	73
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74

INTRODUCCIÓN

Las coronas de cerámica reforzada con disilicato de litio, elaboradas mediante CAD/CAM, son una opción relativamente reciente para la rehabilitación protésica de órganos dentarios que presentan defectos como pigmentación y pérdida de estructura, causados principalmente por caries y traumatismo.

Conocer sus propiedades físicas y estéticas nos ayudará a entender sus indicaciones en determinadas situaciones clínicas.

En el presente trabajo se darán a conocer las generalidades de las cerámicas para uso odontológico, de los sistemas CAD/CAM y del disilicato de litio, posteriormente se describirán algunas propiedades físicas de las cerámicas dentales y las pruebas que se utilizan para determinarlas.

Se describirán algunas propiedades estéticas de las cerámicas dentales y se mencionarán los pasos del procesado del disilicato de litio mediante CAD/CAM, además del terminado y caracterización de las coronas elaboradas mediante este material, dependiendo de si son monolíticas o estratificadas.

Se hablará sobre las propiedades físicas del disilicato de litio elaborado mediante CAD/CAM y se compararán con las propiedades del mismo cuando se procesa por técnica de prensado, con la finalidad de observar las ventajas que representa su procesado por CAD/CAM. Se mencionarán las propiedades estéticas de ésta cerámica y, por último, un resumen acerca de las indicaciones de las coronas de disilicato de litio elaboradas mediante CAD/CAM, de modo que podamos elegir entre estructuras monolíticas o estratificadas en casos específicos, con la finalidad de optimizar sus propiedades.

OBJETIVO

Identificar las propiedades físicas y estéticas de coronas monolíticas y estratificadas de disilicato de litio, elaboradas mediante CAD/CAM.

CAPÍTULO I GENERALIDADES

Para lograr entender el presente trabajo, conviene primero conocer aspectos históricos de la cerámica, así como algunas de sus clasificaciones, de los sistemas CAD/CAM y conocer el disilicato de litio.

1.1 Aspectos históricos de las cerámicas dentales

El término cerámica proviene del griego antiguo *kéramos*, que significa “arcilla quemada” o “tierra de alfarero”. Los primeros registros de su uso datan del año 23 000 a.C. En China se fabricaron objetos de cerámica desde el año 4550 a.C. y para el siglo X a.C. se le incluyeron componentes feldespáticos, llegando los chinos a dominar su confección. El vidrio fue utilizado desde el año 3000 a.C. para esmaltado en alfarería. En el siglo VIII d.C. se conoció la técnica para fabricar cerámica en Europa, pero no se hizo uso de ella.^{1,2}

En los años 1700, mucha porcelana era importada a Europa desde China y Japón, la cual era de gran calidad (figura 1), pero era insuficiente para abastecer toda la demanda de porcelana en el continente, lo cual dio lugar a que se patrocinaran investigaciones para descubrir su método de obtención.^{1,3,4}



Figura 1 Schloss Charlottenburgo, en Berlín, imagen representativa de pequeñas porciones de una de las más grandes colecciones de porcelana, populares entre la realeza europea.

En Alemania, dos personajes fueron clave para el descubrimiento de la cerámica: Walther Von Tschirnhaus y Friedrich Bottger. El primero comenzó a explotar los minerales de la región de Saxony y los fundió bajo lupas gigantes (de un metro de diámetro) bajo la luz del sol. Bottger, por otro lado, teniendo el oficio de boticario, fundió metal junto con “arcano” de la piedra filosofal y declaró haber encontrado oro. Al haberse dado cuenta que esto era mentira, las autoridades de Berlín lo empezaron a perseguir y él se escapó a Saxony, donde lo llevaron con Tschirnhaus para perfeccionar su producción de “oro”. Tschirnhaus, experimentando con sus lupas, descubrió que la arena, mezclada con el óxido de calcio, se fusionaba. Esto último podría conocerse como el primer intento cercano a producir porcelana en Europa. Bottger descubrió que para dar brillo a la cerámica, ésta debía contener un ingrediente que se fundiera a altas temperaturas; al enterarse del hecho de que la porcelana china contenía barro de alta calidad, mezcló caolín con limadura (alabastro deshidratado y calcinado), obteniendo, en 1708, las primeras cerámicas, que fueron llamadas de “porcelana blanca” (figura 2).^{1,3,4}



Figura 2 Jarro con tapa, 1713. Modelado por J. Irminger y producido en Meissen, Alemania.

En 1710, Bottger introdujo la cerámica vítrea al descubrir los tres elementos cerámicos principales: caolín o silicato de aluminio hidratado; sílice, en forma de cuarzo, y feldespato, que es una mezcla de silicatos de

aluminio, potasio y sodio (figura 3). Esto conllevó al establecimiento de la fábrica de porcelana de Meissen (figura 4).^{1,3,4}

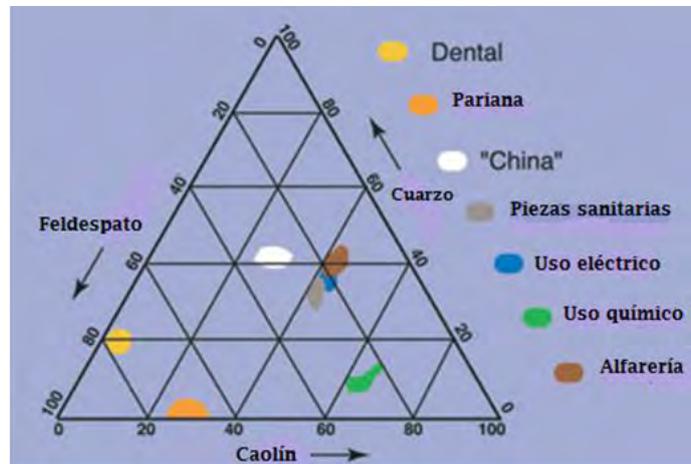


Figura 3 Diagrama de fase terciaria del cuarzo, caolín y feldespato. Las fórmulas para uso dental comenzaron en el centro del diagrama y evolucionaron hacia fórmulas altas en feldespato, el cual se usaba como fundente en las porcelanas chinas.



Figura 4 Castillo de Albrechtsburgo en Meissen, Alemania, sede del temprano descubrimiento de la porcelana y primer lugar de producción de la misma, que rivalizó con la de China.

Hacia 1774 el boticario francés Alexis Duchateau, cansado de su prótesis de marfil de hipopótamo, ideó y elaboró para sí mismo un puente de porcelana. Solicitó ayuda del dentista Nicholas Dubois DeChémant y lograron utilizar porcelana por primera vez en una dentadura. DeChémant, en 1788, publicó un libro acerca de los dientes artificiales, y, siendo

acusado de plagiar a Duchateau, huyó a Inglaterra y trabajó junto con Wedgwood. Agregó mayor cantidad de feldespato a su cerámica. La técnica se difundió por Europa y se popularizó el uso de prótesis parciales con estructuras metálicas. Con DeChémant el feldespato se convirtió en el componente principal de las cerámicas, lo cual prevalece al día de hoy en cerámicas de recubrimiento estético.¹⁻⁴

En 1808, un dentista parisino, Giuseppangelo Fonzi, descubrió que se podía unir platino u oro a la cerámica, permitiendo que los dientes protésicos pudieran ser unidos a metal (figura 5).¹



Figura 5 Prótesis parcial superior con dientes en cerámica sobre estructura de oro, hecha por Giuseppangelo Fonzi.

En 1884 se desarrolla el primer horno para porcelana de uso dental. Para 1886, Charles Henry Land patentó y desarrolló un sistema de cocción de porcelana sobre hoja de platino, siendo construida la primera corona mediante este sistema en 1903. En 1898 se introdujo la porcelana de baja temperatura de fusión. Hacia 1930 se produjeron los primeros sistemas vitrocerámicos. En 1962 se comercializa la primera cerámica colada sobre metal, gracias al descubrimiento de la leucita, la cual provee de mayor resistencia y ajuste de la cerámica al núcleo metálico. Las alergias al metal y lo antiestético del margen metálico condujeron a la búsqueda de nuevos materiales.¹⁻⁴

- Las coronas libres de metal estratificadas: con base en estudios por Mc Lean y Hughes, en 1965 se introdujo el sistema de cerámica pura, que consistía en un núcleo de cerámica

feldespática con 50% de alúmina, revestida con cerámica de recubrimiento. Poseía una resistencia a fractura de 132 MPa y era un material aceptable sólo para uso en incisivos.^{1,2}

- Las coronas libres de metal monolíticas surgen en 1930 y a finales de la década de los 40, las técnicas de fundición al vacío abrieron un campo en odontología estética. En 1958, Vines y colaboradores desarrollaron el procesado de cerámicas al vacío, reduciendo la inclusión de burbujas de aire en la cerámica y aumentando la translucidez; en 1968, McCulloch reconoció el potencial de las cerámicas fundidas para su uso odontológico. En 1984 surge la vitrocerámica por fundición Dicor®, la cual permitía obtener restauraciones monolíticas.^{2,4}
- Vitrocerámica: también conocida como cerámica libre de contracción, fue desarrollada en los *Corning Glass Works* en Nueva York, por el químico Donald Stookey. Una noche en 1954, él dejó una pieza de vidrio experimental en un horno. A la mañana siguiente, descubrió que éste se había sobrecalentado. Él esperaba que el vidrio estuviera derretido, pero en lugar de eso, encontró una estructura sólida resistente a la fractura, a la cual llamó vitrocerámica o vidrio cerámico. Después del incidente, se dio cuenta que podría controlar el grado de cocción del vidrio para adaptarlo a diferentes usos y aplicaciones.⁵

En 1984 se introdujo la vitrocerámica con base de mica fluorada tetrasilícea (Dicor®, Dentsply International), primera vitrocerámica comercial, formulada con base en los estudios de Grossman en 1973. Se utilizaba mediante un procedimiento de colado por cera perdida y centrifugación del material cerámico fundido, posteriormente cristalizado en un horno, obteniendo así restauraciones monolíticas con 50% de translucidez, que serían

caracterizadas después con colorantes; presentaban una resistencia a la flexión de 152 MPa. Dicor® fue retirada del mercado a finales de los 80, debido a que el revestimiento para su cocción contenía magnesio, el cual provocaba porosidad al difundirse en la capa externa de la restauración.^{1,3,5}

En 1991 se introdujeron las vitrocerámicas reforzadas con leucita (IPS Empress®), con resistencia a la flexión de 125 MPa. En 1998, gracias a los estudios de Wohlwend, se produjo el disilicato de litio (IPS Empress 2®), con resistencia a la flexión de 350-400 MPa, e indicado para uso solamente en el sector anterior. En el año 2005, se volvió a introducir el disilicato de litio (IPS e.max® Press, IPS e.max® CAD), como lingote prensable y como bloque para utilizarse mediante CAD/CAM, parcialmente cristalizado (Cerec® en una sola sesión y equipos In-Lab® para laboratorio).¹⁻³

- Zirconia: los primeros estudios sobre el uso del zirconio en odontología datan de la década de 1970, los cuales trataban del revestimiento cerámico de implantes intraóseos metálicos. En 1989 se propuso la fabricación de cerámicas por infiltración de vidrio o *slip-casting*, pero la complejidad de la técnica impidió que su uso se extendiera. En 1990 se introdujo el uso del zirconio para ésta técnica, y para la prótesis dental en general (In-Ceram Zirconia®, Vita Zahnfabrik, con 35% de zirconio y aumento de resistencia flexural de 30 a 40%). A principios de la década de 1990, se inició la utilización de óxidocerámicas de alúmina pura y policristales de zirconia.¹

1.2 Aspectos históricos de los sistemas computarizados CAD/CAM

En 1971, Francisco Duret empezó a fabricar coronas con la forma funcional de la cara oclusal, para ello planificó un sistema para realizar una impresión óptica intraoral, un diseño considerando los movimientos funcionales y el torneado con control numérico (sistema Sopha®). En 1985, Moermann y Brandestini introdujeron el Cerec® System, de Siemens dental (hoy Sirona®) (figura 6). En su intento por desarrollar restauraciones en una sola sesión o *chairside*, Moermann midió directamente una cavidad con una cámara intraoral, a lo que siguió el diseño y fabricación de una restauración a partir de un bloque cerámico.⁶

Con este sistema, el término CAD/CAM se esparció dentro de la profesión dental. En 1989, M. Andersson desarrolló el sistema Procera® para obtener estructuras metálicas (cromo- cobalto y titanio revestidos por resina compuesta) por electroerosión y cerámica de alúmina pura. En 1990, se creó el Digident® (Girrbach Dental, Alemania). En 1991, apareció el sistema Celay® (Mikrona tecnología, Spreitenbach). En 1993 se introdujo el sistema Cicerón (Cicerón Dental Systems, Hoorn, NL). En 1995 se creó la cerámica Cercon Inteligents (DeduDen GmbH, Alemania). En 2001 fueron creados Everest® (KaVo, Leutkirch, Alemania), Lava 3M ESPE AG® (Alemania), EDC® (Wieland Dental, Alemania) y Wol-Ceram (WolDent GmbH, Ludwigshafen, D.).^{1,2,6,7}

En un principio, los sistemas fueron desarrollados enviando por internet los proyectos digitalizados a los centros industriales, para su manufactura.¹

En 2005, las técnicas de elaboración de núcleos para coronas en CAD/CAM y el revestimiento con cerámica convencional fueron reunidas en sistemas compatibles entre sí (IPS e. Max®, Ivoclar- vivadent).¹



Figura 6 Dr. Werner Moermann e ingeniero Marco Brandestini posan con su máquina prototipo CEREC, 1985.

1.3 Clasificación de las cerámicas dentales

Las cerámicas dentales son materiales sintéticos que constan de dos fases: la matriz vítrea (que posee estructura atómica desordenada) y la cristalina (de origen mineral y con estructura atómica ordenada). La fase vítrea se encarga de aglutinar los cristales (figura 7) y posee propiedades parecidas a las del vidrio; proporciona brillo y translucidez. Los cristales aportan opacidad y resistencia a la cerámica. Su clasificación puede ser de acuerdo con su contenido vítreo o con su método de fabricación.^{1,8,9}

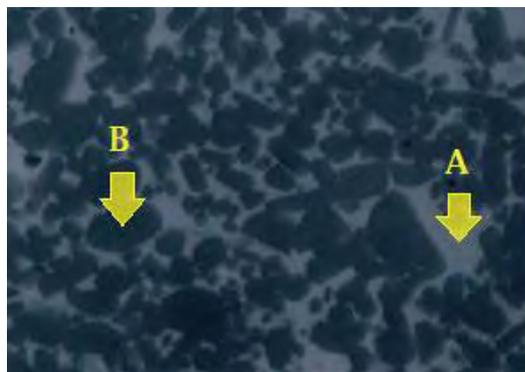


Figura 7 Microestructura de la cerámica In Ceram® Alumina (Vita). A) Matriz vítrea, B) Cristal.

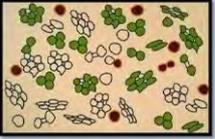
- De acuerdo con su contenido vítreo

Las cerámicas se pueden clasificar, de acuerdo con su contenido vítreo, como: predominantemente vítreas, cerámicas de bajo contenido vítreo y sin contenido vítreo o policristalinas (tabla 1).^{1,4,8,9}

TABLA 1 CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES DE ACUERDO CON SU CONTENIDO VÍTREO				
Vítreas	<p><u>Feldespáticas:</u> compuestas por feldespato de potasio, sílice, caolín, óxido de aluminio, colorantes, opacificadores y fundentes. Indicada para carillas o recubrimiento de cofias metálicas o cerámicas.</p> <p>Ejemplos de marcas comerciales: Vintage®, IPS Classic®, Mark II®, Tri Luxe Forte®, Duceram®.⁸</p>	<p><u>Feldespáticas modificadas con cristales de leucita,</u> los cuales reducen porosidad. Indicada para recubrir núcleos cerámicos, metálicos, realizar carillas, inlays y onlays.</p> <p>Ejemplos de marcas comerciales: Optec®, Mirage®, IPS Empress I®, IPS Empress CAD®, IPS Empress Esthetic®, Paradigm C®.⁹</p>	<p><u>Feldespáticas reforzadas con cristales de alúmina,</u> de un 40 a 50% de proporción. Indicada para recubrir núcleos metálicos o de cerámica aluminosa.</p> <p>Ejemplos comerciales: Vitadur N®, Alphavitadur®, NBK 100®, Vita Omega 900®.⁸</p>	 <p>Figura 8 Esquema de la estructura cerámica vítrea.⁴</p>

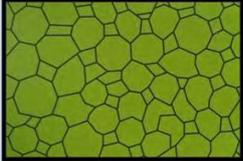
Continúa...

TABLA 1 CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES DE ACUERDO CON SU CONTENIDO VÍTREO

<p>Vitrocerámica</p>	<p><u>Cerámica reforzada con cristales de disilicato de litio:</u> Alta estética, indicada para la confección de núcleos y estructuras monolíticas. Ejemplos de marcas comerciales: Style- Press®, IPS Empress II®, IPS E.max Press®, IPS E.max CAD®.⁸</p>	<p><u>Cerámica infiltrada por vidrio o slip-casting:</u> vidrio más alúmina, alúmina-magnesio y alúmina-zirconio. Indicadas para núcleos con sustrato obscuro. Ejemplos comerciales: In-Ceram Alumina®, In-Ceram Spinell®, In-Ceram Zirconio®.⁸</p>	<p><u>Vitrocerámica con base de nanofluorapatita:</u> representa una alternativa reciente, disponible para estratificación y prensado, como revestimiento sobre estructuras en disilicato de litio y zirconio. Carecen de feldespatos. Se componen de cristales hexagonales de fluorapatita y vidrio. Presentan propiedades ópticas similares a las del diente natural. Ejemplo comercial: IPS e.max Ceram®.¹</p>	 <p>Figura 9 Esquema de la estructura vitrocerámica.⁴</p>
----------------------	--	---	---	---

Continúa...

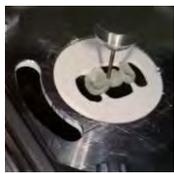
TABLA 1 CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES DE ACUERDO CON SU CONTENIDO VÍTREO

<p>Policristalinas</p>	<p><u>Cerámica con alto contenido de alúmina:</u> elevada densidad, pureza de 99%. Es cristalina, libre de poros. Indicada para núcleos total cerámicos, en sector anterior.</p> <p>Ejemplos comerciales: Procera All-Ceram®, In-Ceram AL®.⁹</p>	<p><u>Cerámica con policristales de zirconia:</u> contiene óxido de zirconio al 95% estabilizado con Ca, Mg, Y y ceria. Indicada para construcción de coronas unitarias y pilares sobre implantes; prótesis fija de hasta 5 unidades en sector posterior.</p> <p>Ejemplos comerciales: DC- Zircon®, Cercon®, In-Ceram YZ®, Procera Zirconia®, Lava®, IPS e.max ZirCAD®.⁸</p>	 <p>Figura 10 Esquema de la estructura cerámica policristalina; los cristales contactan entre sí.⁴</p>
------------------------	---	---	--

- De acuerdo con su método de confección

Las coronas totalmente cerámicas se pueden elaborar de las siguientes maneras: condensación sobre muñón refractario, sustitución de la cera perdida, infiltración por vidrio y tecnología CAD/CAM (tabla 2).^{1,8,9}

TABLA 2 CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES DE ACUERDO CON SU MÉTODO DE CONFECCIÓN

<p>Condensación sobre muñón refractario.</p>	<p>Duplicado del modelo primario de escayola, mediante un material refractario. La porcelana se aplica sobre él, se sinteriza y se elimina el material refractario para ajustar la restauración en el modelo primario.</p> <p>Ejemplos de sistemas que usan éste método: Optec-HSP® (Jeneric), In-Ceram® Spinell (Vita).⁸</p>	 <p>Figura 11 Estratificación de cerámica feldespática.¹</p>
<p>Prensado</p>	<p>Se encera el núcleo o el cuerpo completo de la restauración sobre el modelo, se reviste en un cilindro y se calcina la cera. La cerámica se funde e inyecta mediante un pistón hacia el molde que quedó de la cera que fue calcinada. Esto origina restauraciones monolíticas o núcleos para restauraciones estratificadas.⁸</p> <p>Ejemplos de sistemas que usan éste método: IPS Empress®, e.max® Press (Ivoclar).⁸</p>	 <p>Figura 12 Realización del encerado de las prótesis para su prensado.¹</p>
<p>Infiltración por vidrio</p>	<p>También llamado colado en molde, consiste en rellenar un material poroso con una suspensión en cerámica. Las partículas cerámicas forman un objeto sólido en la superficie del molde, después éste se retira y el empaste resultante se infiltra con vidrio y se sinteriza antes de revestir con cerámica estética.¹</p> <p>Sistemas que usan este método: In-Ceram Alumina®, In-Ceram Spinell®, In-Ceram Zirconia®.¹</p>	 <p>Figura 13 Infiltración de vidrio en estructura de In-Ceram®.¹</p>
<p>CAD/CAM.</p>	<p>Tecnología Computer Aided Design/ Computer Aided Machining (CAD/CAM), consta de tres pasos: escaneo de la preparación, ya sea intra o extraoralmente; diseño de la restauración con software especial; maquinado de la misma mediante órdenes provenientes del software CAD.⁸</p> <p>Sistemas que usan éste método: Cerec® (Sirona), Procera® (Nobel Biocare), Lava®.⁸</p>	 <p>Figura 14 Fresado CAM de estructura de zirconia.¹</p>

1.4 Disilicato de litio

El disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) es una vitrocerámica, es decir, un material basado en silicato de vidrio. Su componente principal es el óxido de sílice (SiO_2). Sus partículas se encuentran como cristales en forma de aguja dentro de la matriz vítrea de la cerámica (figura 15), en una proporción de 70%.¹



Figura 15 Disilicato de litio visto bajo microscopía electrónica de barrido 5000x. (IPS e.max CAD, Ivoclar-vivadent).

Durante la confección de las restauraciones con este material, las partículas de relleno “se hacen crecer” dentro de la matriz vítrea, posterior al prensado o al fresado, según sea el método de confección. Es decir, que una vez que se le ha dado la forma a la restauración, se le aplica un tratamiento de calor que causa el crecimiento y la precipitación de las partículas dentro del vidrio (procedimiento también llamado *ceraming*). Es por ello que estos compuestos reciben el nombre de vidrios cerámicos. Los rellenos usados para el vidrio son usualmente cristalinos, pero pueden ser también partículas de mayor punto de fusión del mismo. La matriz vítrea sufre también cambios en el proceso.^{1,3}

Para su uso en CAD/CAM, se comercializan los bloques con partículas de metasilicato de litio, es decir, en un estado intermedio de cristalización, lo cual facilita el fresado, sus cristales se encuentran en una proporción de 30 a 40% y tienen un tamaño de 0,2 a 1 micrón. Para su cristalización se

le da un templado a 850°C, convirtiéndose en disilicato de litio, con contracción de 0,2% y aumentando las propiedades mecánicas, llegando a una proporción de partículas de 60 a 70% y longitud de las mismas de 3 a 6 micrones (figura 16).¹

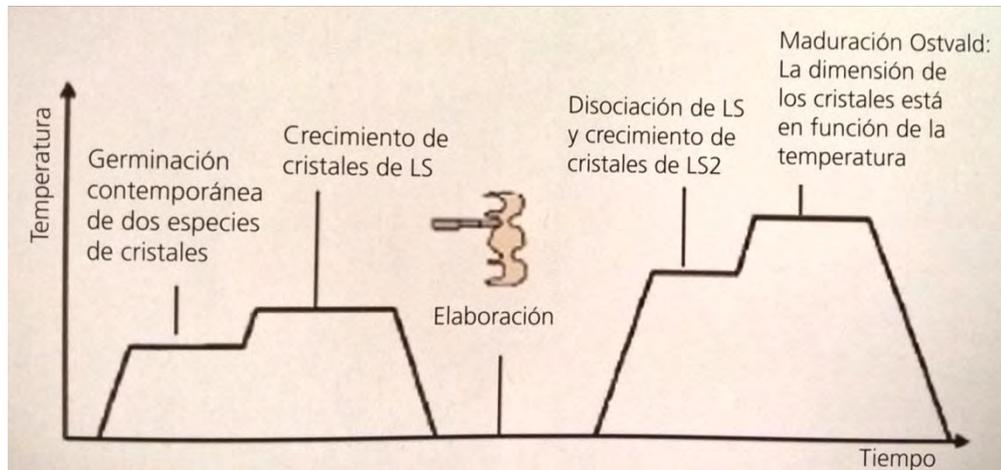


Figura 16 Esquema de cristalización de IPS e.max CAD. El primer tratamiento (LS-metasilicato de litio) se realiza industrialmente; la cristalización final, en laboratorio (LS2-disilicato de litio).

La cerámica reforzada con disilicato de litio tiene una resistencia a la flexión de 360 a 400 MPa, y tenacidad a la fractura de 2- 2.5 MPa/ m^{1/2}; se elabora tanto en forma de prótesis monolíticas como en núcleos que posteriormente se recubrirán con cerámica feldespática (por ejemplo, IPS Empress Esthetic Veneer®. Ivoclar vivadent) o cerámica vítrea de fluorapatita (IPS e.max Ceram®, Ivoclar vivadent). Sus indicaciones son:¹

- En coronas unitarias posteriores, hasta primer molar (sólo con la técnica de inyección y, en CAD/CAM, técnica monolítica y cut-back).¹⁰
- En coronas unitarias anteriores, ya sea monolíticas o estratificadas.¹¹
- En prótesis fijas ferulizadas anteriores de tres unidades, de preferencia con técnica monolítica de prensado.¹²

- El pilar más posterior posible, en caso de prótesis fija ferulizada de tres unidades, es el segundo premolar (realizándolo con técnica de prensado) ya que el material no tiene suficiente resistencia a la fractura para su uso como prótesis fija ferulizada en zona de molares.^{12,13}
- Está contraindicado realizar prótesis fijas ferulizadas de disilicato de litio de más de tres unidades, ya que existe el riesgo de fractura del material.¹⁴

Su uso en coronas unitarias se indica frente a otros materiales, principalmente porque ofrece mayor translucidez y estética, además de que su rigidez aumenta si es cementada con técnica adhesiva.¹¹

Posee mayor translucidez que las oxidocerámicas (aluminosas de infiltración vítrea y cerámicas de óxido de zirconio), es decir, posee cristalinidad de 60%; aunque por su variedad de opacidades puede utilizarse en pilares con sustrato oscuro (figura 17).^{1,11}



Figura 17 A) Caninos discrómicos, 13 y 43. B) Estructuras de metasilicato de litio. C) Cementado de las coronas de disilicato de litio.

CAPÍTULO II PROPIEDADES FÍSICAS DE LAS CERÁMICAS DENTALES

Existen normas internacionales de referencia que rigen las pruebas para determinar las propiedades físicas de las cerámicas dentales; las más importantes son:

- EN-ISO 6872
- *Dental Ceramic* (1998)
- EN- ISO 9693
- *Metal Ceramic Dental Restorative Material* (año 2000).

Las pruebas de resistencia en los materiales cerámicos más aplicadas y citadas en la literatura son: pruebas de flexión, de tenacidad a la fractura y parámetros de Weibull.¹

2.1 Propiedades mecánicas

Son un subconjunto de las propiedades físicas, que se basan en las leyes de la mecánica. Son las respuestas tanto elásticas (reversibles al eliminar la fuerza) como plásticas (irreversibles al retirar la fuerza) de los materiales sometidos a una fuerza, distribución de fuerzas o presión. Se definen según las leyes de la energía, las fuerzas y los efectos que éstas producen en los cuerpos.¹⁵

2.1.1 Elasticidad, módulo E

El módulo de Young (E) o elástico es un valor que describe la inflexibilidad o rigidez relativa de un material; se representa a través de una gráfica carga/deformación y se expresa en GPa (figura 18).^{1,15}

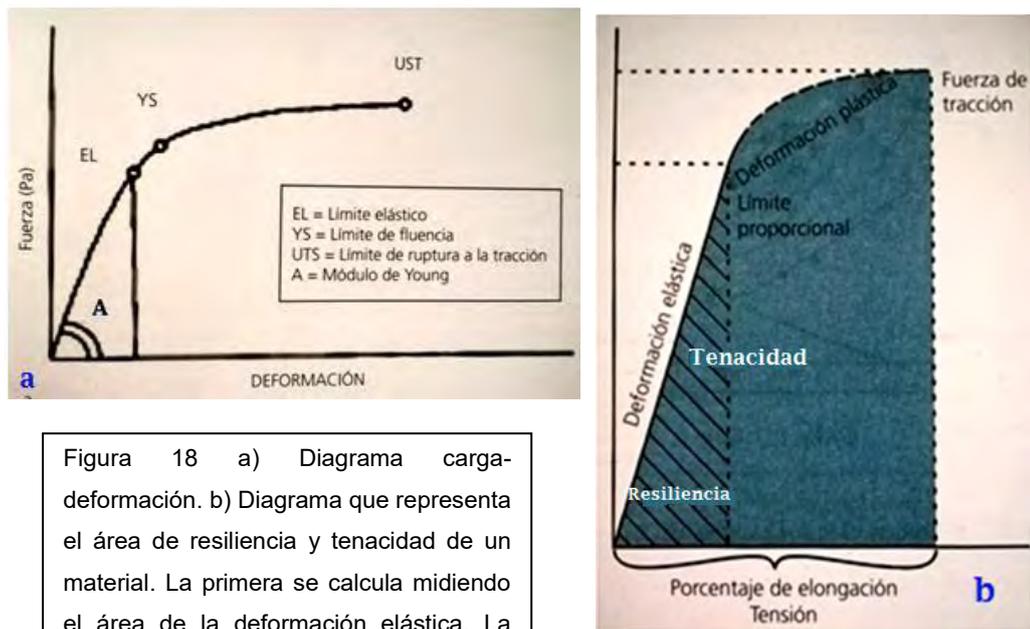


Figura 18 a) Diagrama carga-deformación. b) Diagrama que representa el área de resiliencia y tenacidad de un material. La primera se calcula midiendo el área de la deformación elástica. La tenacidad está relacionada con el área total de las regiones plástica y elástica.

Los trazados en dicha gráfica son diferentes con base en las propiedades mecánicas de los materiales; sus componentes son:¹

- Deformación elástica: deformación que se recupera al dejar de aplicar una fuerza o presión externa.¹⁵
- Deformación plástica: deformación que no se puede recuperar cuando se deja de aplicar una fuerza externa.¹⁵
- Resiliencia: es la energía que se necesita para producir deformación elástica en un material (hasta llegar a su límite proporcional). Capacidad de un material, mecanismo o sistema para recuperar su estado inicial cuando ha cesado la presión a la cual había sido sometido.^{1,16}
- Tenacidad: cantidad de energía de deformación elástica y plástica que se necesita para fracturar un material.¹⁵
- Límite proporcional: es el punto máximo en el que la tensión es directamente proporcional a la deformación, es decir, si se retira la fuerza en este momento, el material recupera su forma original sin

deformación alguna (recuperación elástica). En la gráfica, es la zona en donde termina la línea completamente recta.^{1,4,15}

- Límite elástico (*elastic limit*, EL): punto que generalmente es parecido o coincide con el límite proporcional. A partir de aquí, comienza la deformación plástica, representada en la gráfica como una curvatura.^{1,15,17}
- Fluencia o límite elástico convencional (LEC, *yield strength*, YS): carga a partir de la cual la deformación plástica empieza a incrementar sin un correspondiente aumento de la fuerza.^{1,18}
- Resistencia máxima a la tracción (RMT): es el estrés de tracción en el punto de fractura. Dependiendo del tipo de prueba, se define como UTS para tracción, C para compresión y MOR para flexión, las cuales se detallarán más adelante.^{1,4,18}

El módulo E se obtiene dividiendo la fuerza de tracción o compresión aplicadas a un material entre la deformación que éste presenta, dentro de su rango elástico. Es decir, representa el coeficiente de fuerza elástica con respecto a la deformación elástica, por lo que cuanto menor sea la deformación causada por una fuerza dada, mayor será el valor del módulo. El módulo E es constante, lo cual quiere decir que no le afecta la cantidad de fuerza plástica o elástica que se aplica sobre él. La rigidez de una prótesis puede aumentar si aumentamos su grosor, pero el módulo E se mantiene constante.^{1,4,15}

En la figura 19 se observa un ejemplo de deformación y recuperación elástica en el bruñido de una corona metálica.¹⁵

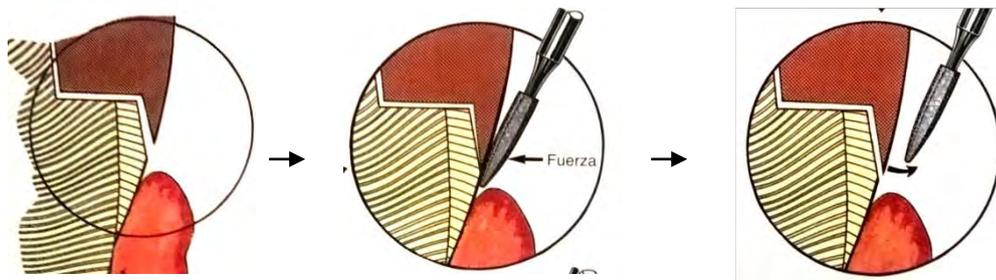


Figura 19 Ejemplo de deformación elástica en el bruñido de una corona metálica, mediante un instrumento rotatorio. Tras eliminar la fuerza, el margen se recupera elásticamente.

Para entender mejor la elasticidad, es necesario conocer los conceptos de ductilidad y fragilidad. La ductilidad es la capacidad relativa de un material a deformarse plásticamente al ser sometido a una tensión antes de que se fracture. La fragilidad se entiende como la incapacidad relativa de un material para deformarse plásticamente.^{1,15}

Un material con un módulo E alto no necesariamente es frágil, resistente ni dúctil. Se conoce que las cerámicas dentales son rígidas, frágiles y resistentes, mientras que las aleaciones son rígidas, dúctiles y resistentes. Algunos ejemplos de módulo E en cerámicas son: disilicato de litio para CAD/CAM, 95 GPa; óxido de aluminio, 300 GPa. En el acero, es de 210 GPa.^{1,4,15}

2.1.2 Resistencia

“Es la amplitud que evalúa la capacidad de un material para resistir las fuerzas externas estáticas (tracción, compresión, corte, torsión, flexión) o dinámicas (resiliencia o *impact strength*).”¹

“Estrés máximo que una estructura puede soportar sin presentar una cantidad específica de deformación plástica (resistencia a la fluencia o tensión límite de fluencia) o estrés en el punto de fractura (resistencia máxima)”.⁴

2.1.2.1 Modos de resistencia

Existen pruebas para evaluar cada modo de resistencia en diversos materiales, las cuales pueden efectuarse en muestras estandarizadas en forma de barras o en geometrías efectivas, como coronas y puentes, y utilizando material virgen o envejecido artificialmente con ciclos térmicos de agua o simuladores de masticación.¹

- Pruebas mecánicas estáticas: consisten en aplicar una fuerza creciente desde un punto cero hasta la ruptura de la muestra. Para

muestras de geometría conocida, la resistencia se expresa en N (Newtons); para barras, se expresa en N/mm² o MPa.¹

- Pruebas dinámicas: estudian la conducta de una muestra sometida a carga brusca, la energía necesaria para la ruptura se expresa en Joules o J/cm².¹
- Prueba de fatiga: puede ser dinámica o estática, se somete a más de 10 ciclos de carga a un material; en cada uno la magnitud va disminuyendo. Permite obtener, principalmente, el límite de fatiga L_f, por debajo del cual no se registra fractura, independientemente del número de ciclos.¹

Los componentes del gráfico carga/deformación están presentes en cada una de las fuerzas que se detallarán a continuación, ya que en todas se aplica una carga que deforma y/o fractura el material.¹⁵

- Resistencia a la compresión

Estrés o fuerza de compresión, resistencia a la compresión, *ultimate compressive strength* o C: es la resistencia interna a una carga que tiende a acortar o comprimir un cuerpo. Ésta fuerza está relacionada con la de tensión o tracción, por ejemplo, en la porción gingival de los conectores de una prótesis fija de tres unidades. Para calcularla, se divide la fuerza aplicada por el área transversal perpendicular a la dirección de la fuerza; el resultado se expresa en MPa (figuras 20 y 21).^{1,4,15}



Figura 20 Prueba de compresión con máquina universal.

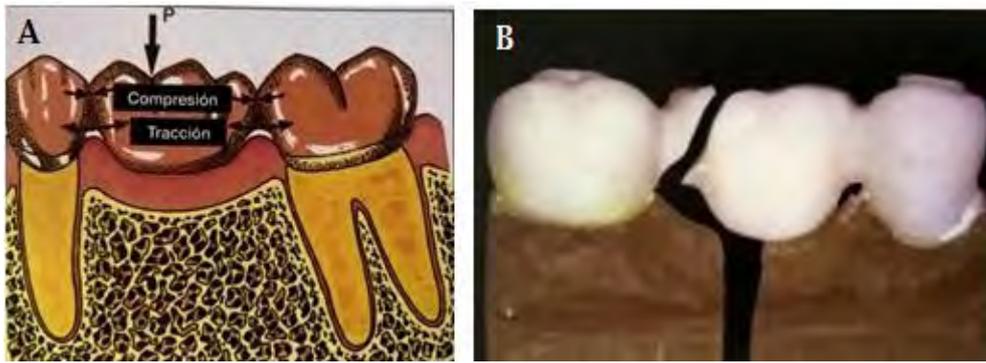


Figura 21 A) Al ejercer una fuerza sobre el pónico de una prótesis de 3 unidades, la zona oclusal de los conectores se comprime y la zona gingival se tracciona o estira.
 B) Ejemplo de fractura que se originó en la zona gingival del conector distal de la prótesis.

- Resistencia a la tracción

Estrés de tracción, resistencia a la tracción, *ultimate tensile strength*, UTS: la fuerza de tracción es provocada por una carga que tiende a estirar o alargar un cuerpo y es la fuerza que principalmente produce fractura en los materiales frágiles, como la cerámica. Con medida similar a C, se calcula dividiendo la proporción de la fuerza de tracción por el área transversal original perpendicular a la dirección de la fuerza aplicada. Se expresa en MPa. (figura 22).^{1,4,15}

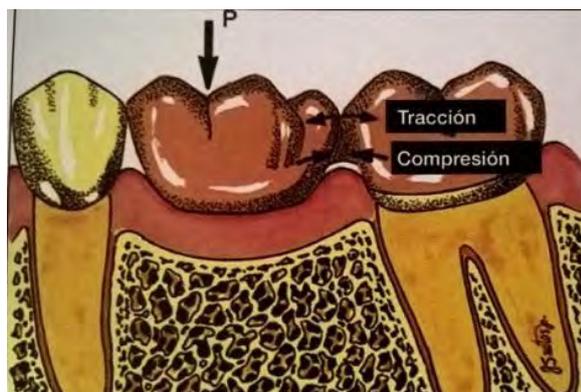


Figura 22 En un puente con extensión en voladizo, la fuerza (P) provoca tracción en la zona oclusal del conector y compresión en la zona gingival; la tracción siempre ocurre en la superficie que se vuelve convexa al aplicar la fuerza.

- Estrés de cizallamiento

Estrés de cizallamiento, *shear strength*, S , resistencia al corte: consiste en la resistencia al desplazamiento o movimiento de una parte de un cuerpo sobre otra. Se calcula dividiendo la fuerza por el área paralela a la dirección de la fuerza. En la cavidad bucal, es difícil que ocurra fractura por cizallamiento, debido a la curvatura de las superficies de la restauración y a que es poco probable que una fuerza se ubique adyacente a la interfase diente- restauración. Se mide en MPa, y se utiliza experimentalmente para evaluar la unión entre cerámicas de revestimiento y núcleos (figuras 23 y24).^{1,4,15}

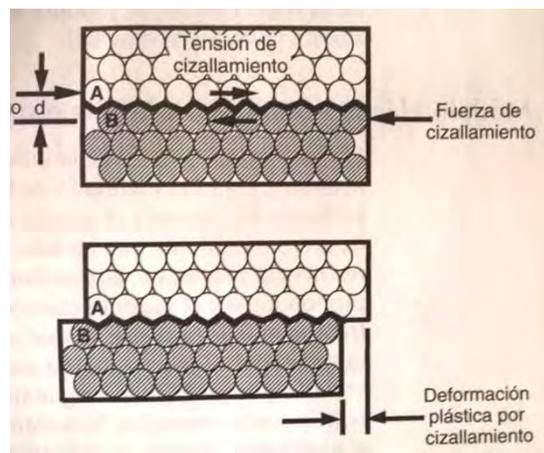


Figura 23 Esquema de deformación plástica por cizallamiento.

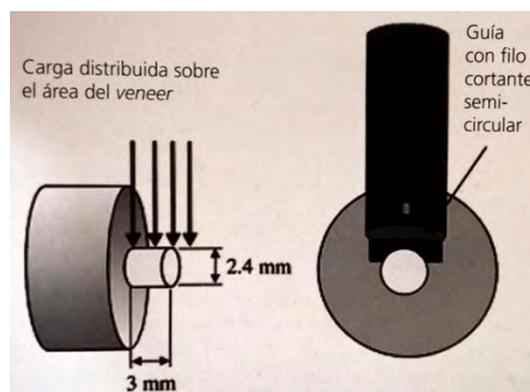


Figura 24 Máquina de prueba por cizallamiento que evalúa la unión entre una cerámica de recubrimiento y una de núcleo.

- Resistencia a la flexión

Estrés o resistencia a la flexión, *flexural strength*, *bending strength*, se define como la fuerza por unidad de área de un material sometido a una carga de flexión. Se expresa con el módulo de ruptura (MOR), en MPa. Para obtenerla, existen 4 principales tipos de prueba:^{1,15}

- a. Monoaxial de 3 puntos.
- b. Monoaxial de 4 puntos.
- c. Biaxial de anillo sobre anillo.
- d. Biaxial con pistón sobre esferas.

Para realizarlas, la máquina universal aplica una carga estática sobre una viga o muestra. En la prueba de 3 puntos, se genera una carga de compresión en la zona más cercana al punto de aplicación de la fuerza y una carga de tracción en la zona más alejada. Es decir, que la superficie donde aumenta la convexidad, al haber un estiramiento, es en la de tracción, y es donde se acumulan las fuerzas que conducen a fractura en los materiales frágiles; la otra superficie es donde se produce la compresión.^{1,15}

La prueba de 4 puntos y las biaxiales generalmente brindan valores inferiores a los obtenidos con las de 3 puntos, debido a que en aquellas la fuerza se concentra en un área más chica de la muestra (figuras 25-27).¹

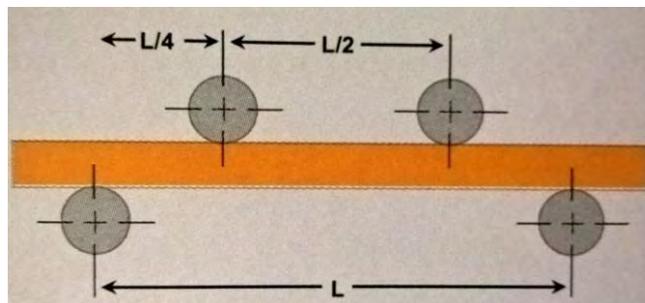


Figura 25 Esquema representativo de la prueba monoaxial sobre 4 puntos.

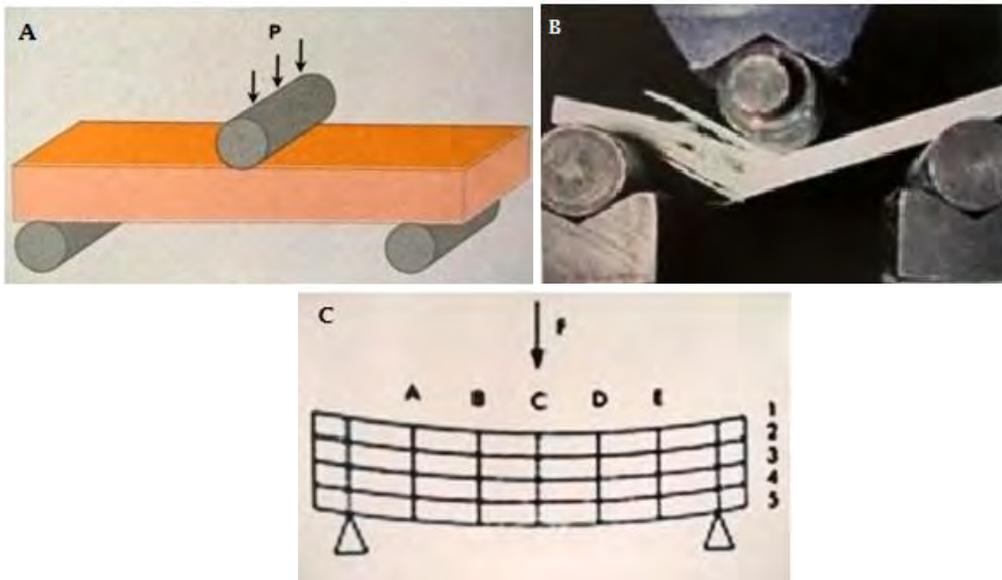


Figura 26 Prueba de flexión sobre 3 puntos. A) Esquema representativo de aplicación de la fuerza a la mitad de la distancia entre los dos soportes de la viga. B) Ruptura de la viga. C) Representación donde se observa que la zona más cercana al punto de aplicación de la fuerza sufre compresión, la zona más alejada sufre tracción, y en la zona media hay carga neutra.

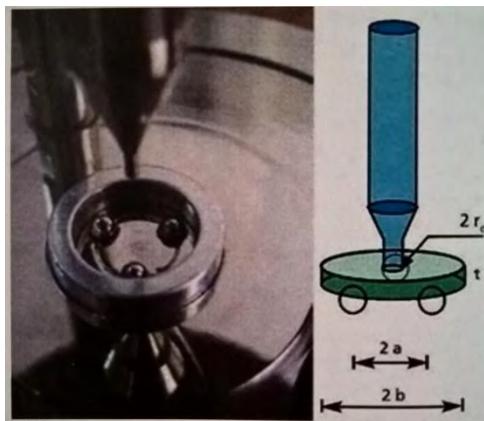


Figura 27 Prueba de pistón sobre 3 esferas.

2.1.3 Tenacidad a la fractura

Las cerámicas dentales, desde su procesamiento industrial y/o después de su procesado en laboratorio y antes de colocarlas en boca, contienen imperfecciones, poros y microfracturas que se distribuyen al azar en toda

su estructura. Esto significa que son susceptibles a fracturarse, si estas imperfecciones se extienden.¹⁵

La tenacidad a la fractura, también llamada intensidad de fuerza crítica o *fracture toughness*, es una propiedad mecánica que indica la resistencia de un material frágil a la propagación de las microfisuras, es decir, la capacidad de disipar la energía de fractura.¹

La resistencia es inversamente proporcional a la raíz cuadrada de la profundidad de la fractura en la superficie, y se expresa en unidades de fuerza por la raíz cuadrada de la longitud de la fractura, es decir, $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$, o $\text{MN}\cdot\text{m}^{-3/2}$. Las pruebas para medirla se realizan principalmente mediante dos métodos:

- ✓ El que utiliza muestras cortadas previamente, consiste en pruebas de flexión sobre barras para determinar la velocidad de propagación de la fractura.
- ✓ El método de pruebas de indentación, *small crack test* o de grieta pequeña; es el método más utilizado, se lleva a cabo con un indentador tipo Vickers.¹

Dentro de las pruebas de indentación, se utilizan dos modalidades:

- Fractura por indentación, IF: con fórmulas matemáticas que toman en cuenta la longitud de las grietas alrededor de los vértices del indentador, el módulo E y el número de dureza de Vickers (VHN) (figura 28).¹

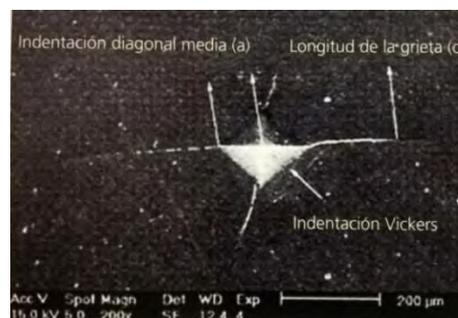


Figura 28 Prueba de la grieta pequeña.

- Fuerza de indentación, IS: se somete a flexión sucesiva las muestras indentadas, usando fórmulas que toman en cuenta el MOR, módulo E y el VHN (número de dureza de Vickers). La medición de la tenacidad se realiza con la prueba de grieta pequeña. El factor de intensidad del esfuerzo crítico, K_{1C} , es el valor del esfuerzo que determina un aumento en la longitud de la grieta. Se corresponde con la concentración de las fuerzas en el ápice de las grietas, en capacidad de propagar las mismas hasta la fractura catastrófica.¹

En K_{1C} , el número 1 se refiere al modo de tensión, C quiere decir “crítico”. Existen tres modos diferentes de tensión, pero para las pruebas de indentación, sólo se toma en cuenta el modo I (figura 29).¹

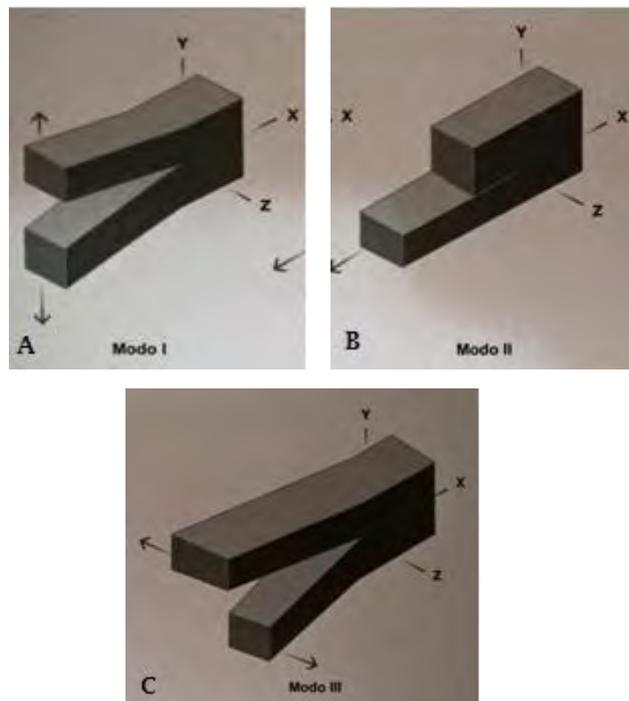


Figura 29 Modos de desplazamiento de las superficies fracturadas. A) Modo I, de apertura o tracción; B) Modo II, de deslizamiento o tangencial sobre el mismo plano; C) Modo III, de rasgamiento o tangencial sobre planos diferentes.

2.1.4 Análisis de Weibull

Llamado así por causa del ingeniero sueco Ernst Waloddi Weibull, es un método basado en conceptos estadísticos, utilizado en análisis de supervivencia $P(v)$, ingeniería de confiabilidad y análisis de falla. Se refiere al número de muestras estandarizadas de un material que sobrevive a una carga determinada. Se utiliza al evaluar más de 30 especímenes. Se compone de:

- Resistencia característica de Weibull: es el parámetro de escala, representa el 63,21% de la distribución de la resistencia, expresado en MPa. Permite la supervivencia del 37% de las muestras, es decir, indica la carga a la que el 63,21% de todas las muestras medidas en una única serie de mediciones, falla.
- Módulo de Weibull (m): es el parámetro de forma, se expresa con un número entero, indica la distribución de los valores de resistencia en los cuales las muestras se fracturan. Los valores “ m ” más altos corresponden a un nivel mayor de la integridad estructural del material. Si es mayor de 10, plantea un número reducido de defectos críticos en el material. Si, además de ello, tiene un MOR elevado, aumenta su confiabilidad.^{1,4}

2.1.5 Análisis de elementos finitos

El análisis o método de elementos finitos (AEF, MEF) se fundamenta en la simulación y análisis del comportamiento de estructuras y componentes complejos por medio de computadoras con programas específicos para análisis numérico. Permite estudiar la interacción entre tejidos vivos y estructuras de rehabilitación, además de la eficiencia, integración y durabilidad de las mismas (figura 30).^{4,14}

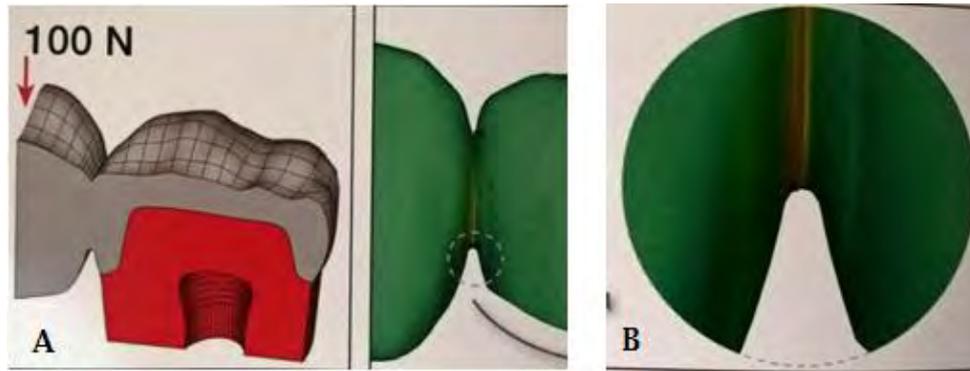


Figura 30 Análisis de elementos finitos simulando una prótesis parcial fija totalmente cerámica de 3 unidades. A) Vista en perspectiva de corte transversal de la mitad del modelo en 3D para AEF, seccionado longitudinalmente, simulando una carga de 100 N en la fosa central del pónico. B) La imagen por AEF muestra la distribución de estrés bajo una carga de falla de 740 N, el estrés de tracción máximo fue de 156 MPa.

2.2 Propiedades físicas

Son aquellas que se basan en las leyes de la termodinámica, la electricidad, el magnetismo, la radiación, la estructura atómica o de los fenómenos nucleares.¹⁵

2.2.1 Dureza

Representada por la letra H, es la medida de la resistencia de un material a la deformación plástica localizada; normalmente se calcula bajo una fuerza de indentación o abrasión. Se mide con métodos de penetración con indentadores como Vickers, Knoop, Brinnel o Rockwell. Los primeros dos son los que se utilizan para medir la dureza de la cerámica, por lo que reciben el nombre de microindentadores:^{1,4,15}

- a) Vickers: utiliza un indentador de diamante de base cuadrada con ángulos de 136°, que durante las pruebas actúa con fuerzas de 1 a 120 kg durante 20 segundos. Los valores se definen como VHN o *vickers hardness number*, y se obtienen dividiendo la fuerza

aplicada por el penetrador Vickers entre el área de superficie de la impresión permanente hecha por el penetrador. Se puede expresar ya sea en kg/mm^2 o en MPa (figura 31).^{1,15}

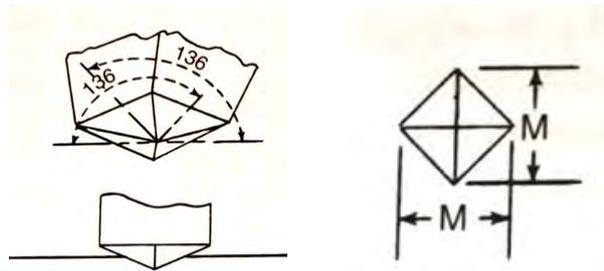


Figura 31 Indentador Vickers de 136° para realizar prueba de la pirámide de diamante.

- b) Knoop: se mide con un indentador de punta de diamante de forma romboidea y su valor se expresa en números enteros KHN o *knoop hardness number*. Es de 500 a 600 para las cerámicas feldespáticas, y de 350 para el esmalte (figura 32).^{1,15}

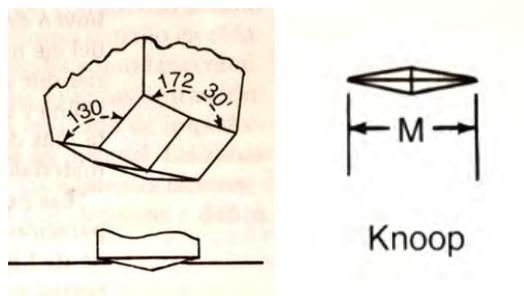


Figura 32 Microindentador de Knoop.

2.2.2 Energía y tensión superficial

La energía superficial se define como el trabajo necesario para aumentar el área de una sustancia de 1cm^2 y es medida en ergs/cm^2 . Se origina a partir de que los átomos de la superficie del objeto, al no estar completamente rodeados por otros, tienen la capacidad de unir nuevos átomos a su estructura.^{1,15}

La tensión superficial es la medida de energía libre de superficie de un líquido; se mide en dines/cm .

Estos dos conceptos están relacionados con el ángulo de contacto entre un líquido (adhesivo) y un sólido (figura 33).¹

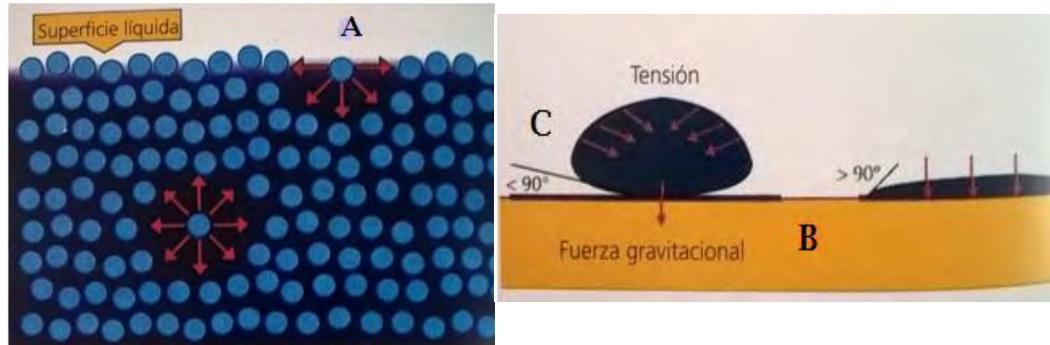


Figura 33 A) Tensión superficial, B) Energía superficial, C) Ángulo de contacto. A menor ángulo de contacto, mayor adhesión o humectabilidad.

La adhesión aumenta si la energía superficial de un sólido es mayor que la tensión superficial de un líquido que tiene contacto con él. Algunos ejemplos del ángulo de contacto se observan en la tabla 3.

La humectabilidad aumenta por el uso de *liners* acuosos y agentes acoplantes, como el silano.¹

Tabla 3 Ángulo de contacto entre diversas superficies y adhesivos¹		
Superficie	Adhesivo	Grados del ángulo de contacto
Esmalte	Adhesivo esmaltodentinario	0°
Vidrio	Agua	14°
Aleación noble	Cerámica colada sobre metal	40°, a temperatura de 1038°C
Siliconas por adición	Agua	20-110°

2.2.3 Erosionabilidad

Este concepto está directamente relacionado con la tribología, que se define como el estudio de las interacciones entre superficies en movimiento relativo de fricción entre sí y la aplicación de los principios de fricción, lubricación y desgaste. Estos mecanismos se dividen en erosión (disolución química por ácidos), abrasión (desgaste por interposición de estructuras ajenas a la cavidad oral) y atrición (desgaste entre dientes).¹

Para estudiar la abrasión de las cerámicas de revestimiento se utilizan semiesferas realizadas con distintos tipos de material protésico. Los materiales son sometidos a simuladores de masticación (ejemplo, Willitec) en ambiente húmedo, con diversos ciclos, carga de fuerza de 50 a 250 N y temperatura de 5 a 55°C. Los análisis sobre muestras se efectúan mediante microscopía electrónica de barrido (MEB) y estudios volumétricos.¹

La cantidad de abrasión depende de la rugosidad (superficies lisas se erosionan menos), presencia de agua (medio lubricante) y el coeficiente de fricción, que depende de la cohesión entre los átomos del material. Para las cerámicas dentales, además del factor de abrasión existe el de corrosión química (colutorios con base de fluoruro o geles con peróxido de carbamida causan este tipo de abrasión).¹

La pérdida vertical promedio para la abrasión *in vivo* está contenida en los siguientes valores:

- Dentadura natural en antagonismo a nivel de premolares, de 15 a 20 μ anual.¹
- Corona cerámica en antagonismo con la dentadura natural, de 40 a 50 μ después de un año.¹
- Dientes naturales en antagonismo con cerámica, de 70 a 129 μ después de un año.¹

Las superficies fresadas (CAD/CAM, acabado manual) son rugosas y deben ser pulidas mecánicamente antes de su inserción en boca. Se debe tomar en cuenta también que el glaseado de la cerámica feldespática, eventualmente se desgasta (espesor de 50μ), volviendo a ser abrasivo contra el esmalte antagonista.¹

2.2.4 Conductibilidad y difusividad térmica

La conductibilidad térmica (k , Q , λ) es el parámetro que caracteriza la capacidad de un material de conducir o transmitir energía calórica. Se mide en $Wm^{-1}K^{-1}$, que representa la cantidad de calor que pasa a través de un cuerpo con espesor de 1 cm y sección de 1 cm^2 , cuando la diferencia de temperatura entre lado caliente y frío del cuerpo es de $1^\circ C$.^{1,4}

La λ se ve favorecida en la fase cristalina de las cerámicas, caso contrario con su fase vítrea.¹

La difusividad térmica (D) mide la velocidad a la que la temperatura cambia dentro de una sustancia. Es la tasa de cambio con que un material aumenta de temperatura, al ser puesto en contacto con una fuente de calor. Es un índice que expresa la velocidad de cambio y flujo de temperaturas en un material, hasta que alcanza el equilibrio térmico. Se expresa en cm^2seg^{-1} . Un valor bajo de difusividad implica que, ante cambios bruscos de temperatura, el material se fracturará.¹

Los materiales de restauración deberían tener baja conductibilidad y difusividad térmica, para que no transmitan al diente o periodonto los cambios de temperatura por los alimentos. La cerámica dental tiene una baja difusividad, por lo cual, ante cambios bruscos de temperatura, se eleva su riesgo de fracturas. Si un material no es calentado homogéneamente, la parte fría presentará fuerza de tracción y la caliente de compresión, ya que la parte caliente se dilata y queda contenida en la

fría. Al tener las cerámicas mayor resistencia a la compresión, las fracturas por choque térmico ocurren en la parte superficial de la prótesis.¹

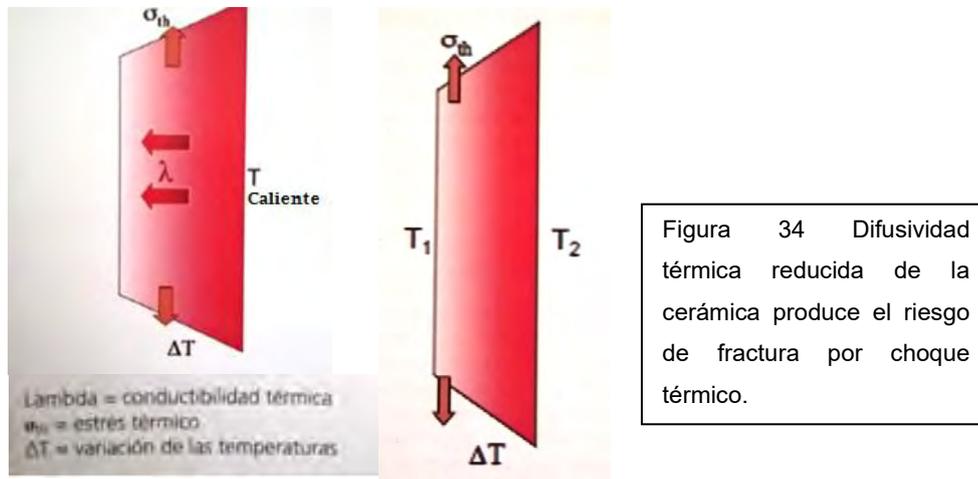


Figura 34 Difusividad térmica reducida de la cerámica produce el riesgo de fractura por choque térmico.

2.2.5 Coeficiente de expansión térmica, CET

Cuando la temperatura de un material cambia, la energía almacenada en sus enlaces intermoleculares también lo hace. Los sólidos se expanden como respuesta al calentamiento y se contraen al enfriamiento.⁴

El CET es la tasa específica de variación dimensional por variación unitaria de temperatura. Existen tres tipos de CET: el lineal, el de área y el volumétrico; el que se utiliza para cerámicas es el primero.^{1,4}

El coeficiente de expansión térmica lineal representa las variaciones dimensionales que un material sufre al variar la temperatura, indica en qué medida una barra de 1 metro de longitud se expande o contrae con una modificación de 1°C o 1°K.¹

Su unidad de medición son las partes por millón sobre longitud de la pieza (ppm/K, donde K es la longitud de la pieza), por grado Celsius (ppm/°C) o en micrones por grado Kelvin ($10^{-6}K^{-1}$). El CET de las cerámicas de revestimiento debe ser hasta 10% menor que el de los núcleos, para evitar fracturas y separación. El CET de las cerámicas es parecido al del esmalte y dentina, lo cual evita que haya percolación por expansión térmica.¹

CAPÍTULO III PROPIEDADES ESTÉTICAS DE LAS CERÁMICAS DENTALES

Las propiedades estéticas de las cerámicas dentales están relacionadas con la estructura de cada cerámica, con la fuente luminosa bajo la cual sean observadas y la percepción del observador.

3.1 Color

El color no tiene existencia material ni es una característica propia de un objeto, es una sensación, que, para poder ser observada, se necesita de la luz y del ojo humano. El color es el resultado de las capacidades de un objeto para absorber una parte de la radiación óptica con una longitud de onda específica y reflejar o transmitir la restante.^{1,14}

Los estímulos que causan la sensación de color están divididos en dos grupos: el primero está basado en la radiación luminosa, se llama color-luz; el segundo, basado en la sustancia material que recibe, absorbe, refracta y refleja la luz para el observador, se denomina como color-pigmento.¹⁴

La luz es un fenómeno electromagnético cuyo espectro varía de 10^{-14}m (rayos gamma) a 10^{-6}m (ondas de radio) y sólo las variaciones de onda electromagnética en la escala de entre 380 a 760 nm (nanómetros) son perceptibles al ojo humano (entendiendo que $1\text{nm} = 0,000001\text{ mm}$) (figura 35).¹⁴

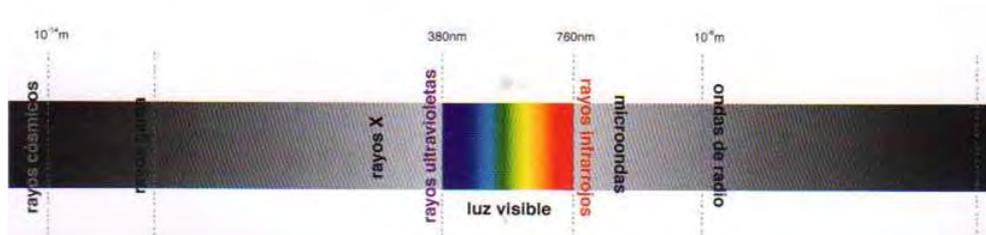


Figura 35 La luz visible se ubica entre las ondas electromagnéticas de 380 a 760 nm.

El color- luz se entiende como el fenómeno electromagnético visible que actúa sobre células especializadas en nuestros ojos, es decir, es lo que nos permite interpretar el color. Los colores- luz primarios son el rojo, el violeta y el verde, los cuales, mezclados, producen la luz blanca (figura 36).¹⁴

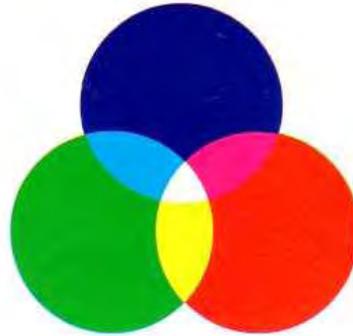


Figura 36 Colores-luz primarios: rojo, verde y azul-violeta. La mezcla de todos ellos produce la luz blanca.

El color-pigmento es el fenómeno de emisión de un color por parte de un objeto. Las sustancias u objetos no tienen color, pero sí cierta capacidad de absorber, refractar y reflejar determinados rayos luminosos que sobre ellos inciden. Los colores-pigmento primarios pueden ser opacos (rojo, amarillo y azul) o translúcidos (magenta, amarillo y azul claro) y mezclados, dan como resultado el gris neutro (figura 37).¹⁴

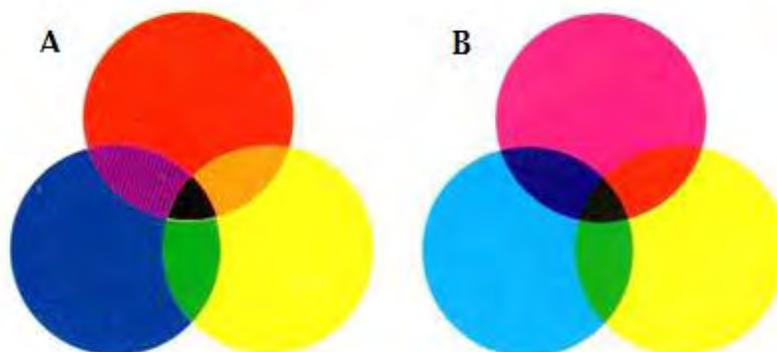


Figura 37 Colores- pigmento, los cuales, al mezclarse, resultan en color gris neutro. A) Opacos, B) Translúcidos.

Las dimensiones del color se entienden como las características con que éste puede ser explicado o descrito. Las tres principales dimensiones del color son:

1. Matiz: es la definición del color por su longitud de onda, es decir, es el nombre del color (ejemplos: verde, morado, rojo, café) (figura 38). Los colores dominantes en un diente son el rojo, amarillo y naranja.^{1,14}

Frecuencia (nm)*	Luz	Color
760-650		Rojo
649-590		Naranja
589-550		Amarillo
539-490		Verde
489-460		Azul
459-440		Índigo
439-380		Violeta

Figura 38 Nombre de los colores de acuerdo con su longitud de onda o matiz.

2. Croma o saturación: representa el grado de pureza o cantidad de pigmento en una escala de matiz. Determina tonos más o menos saturados. El croma puede relacionarse con el espesor o grosor de un objeto, por ejemplo, en el tercio cervical de un diente, se aprecia mayor saturación de color por el mayor grosor de la estructura (figura 39).¹⁴

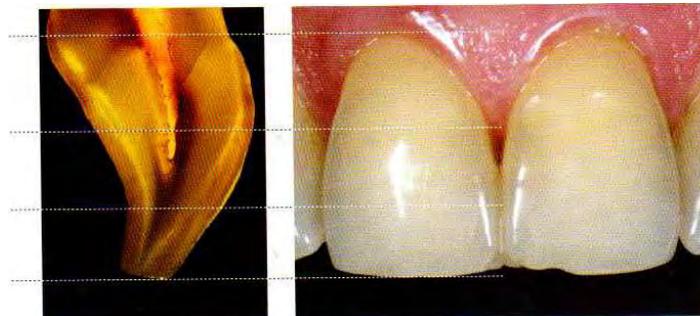


Figura 39 En la estructura dental, se observa la relación translucidez- saturación. En este ejemplo, el tercio cervical, al ser más espeso, presenta una mayor saturación.

3. Valor, brillo o luminosidad: se define como qué tan blanco o brillante es un objeto, entre más blanco, mayor valor. Es una propiedad independiente del matiz. Puede estar relacionada con el croma; entre mayor sea éste, menor valor o luminosidad (más oscuro) (figura 40).¹⁴

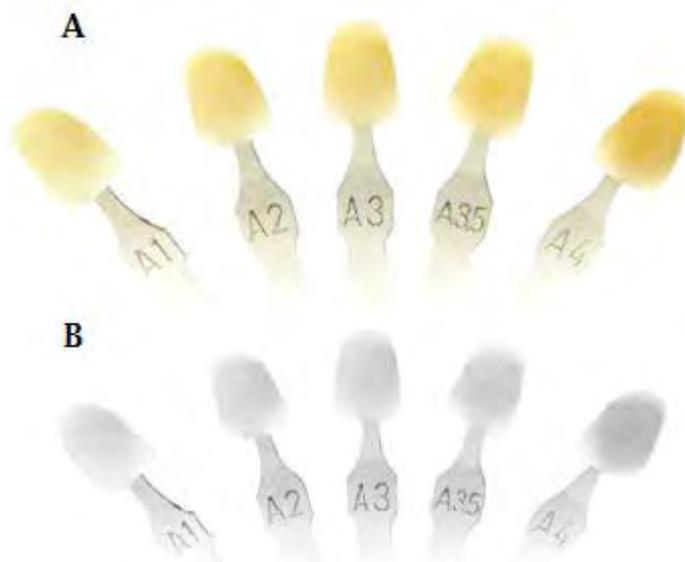


Figura 40 Escala del color marrón del colorímetro Lumin® Vacuum (Vita). A) Los números representan el incremento de croma, B) Al ver la misma escala en blanco y negro, se observa la disminución del valor a medida que aumenta el croma.

3.2 Metamerismo

Es el fenómeno que ocurre cuando dos objetos coloridos y diferentes producen la misma sensación de color en determinado ambiente y colores diferentes en otro.

El metamerismo está relacionado con los tipos de células que se encuentran en la retina: los bastoncillos y los conos. Los bastoncillos se encuentran en una cantidad de 100 a 120 millones, son responsables de la observación del blanco y negro (luminosidad) de los objetos y llegan a

registrar niveles de valor muy bajos. Los conos son responsables de que podamos observar los colores, están en cantidad de 7 a 8 millones y su sensibilidad es menor que la de los bastoncillos.

Existen tres tipos de conos:

- Tipo S: son sensibles a la radiación de 380 a 439 nm (color violeta) y se encuentran en una proporción de 2%.
- Tipo M: sirven para observar radiación de 490 a 539 nm (verde) y su proporción es de 32%.
- Tipo L: registran la radiación de 650 a 760 nm (rojo), son los más abundantes, con 64% de proporción.

Explicado de otra forma, el metamerismo entre dos objetos consiste en una sensación visual bajo determinado sistema de iluminación, ya que se excitan los tres tipos de conos, y una sensación diferente bajo otro sistema, debido a la no excitación de algún tipo de cono (figura 41). Para identificar si dos objetos son metámeros, es necesario observarlos bajo dos sistemas diferentes de iluminación y evitar interpretar colores en sistemas con bajo nivel de luz.¹⁴

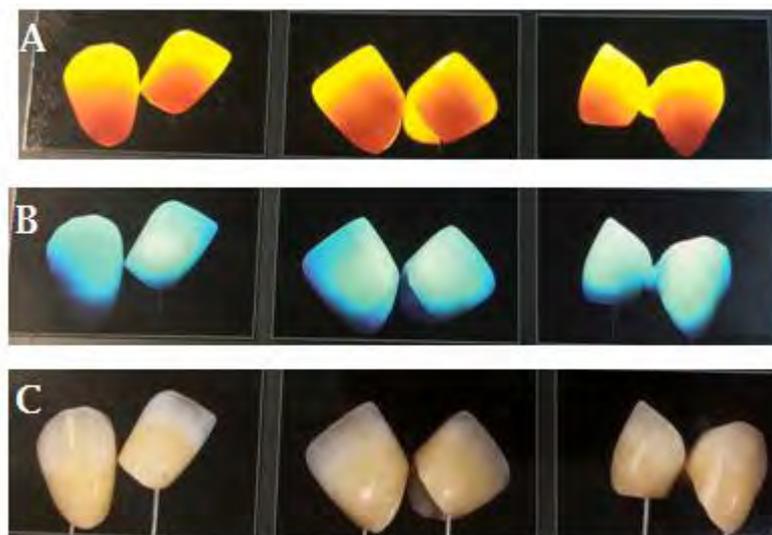


Figura 41 Diferencia de percepción del color (metamerismo) bajo diferentes fuentes luminosas. A) Luz transmitida. B) Luz negra. C) Luz natural.

3.3 Translucidez

Es un fenómeno que se ubica entre lo opaco y lo transparente. Entre más permita un objeto pasar la luz a través de él, se dirá que es más translúcido. El fondo oscuro de la cavidad bucal puede interferir en la luminosidad de las restauraciones, dependiendo de lo translúcidas que sean; a mayor translucidez, se verán más grisáceas u oscuras. La translucidez en las cerámicas depende del tamaño y cantidad de partículas de relleno que contengan; a mayor contenido de partículas, serán menos translúcidas (figura 42).^{1,14}

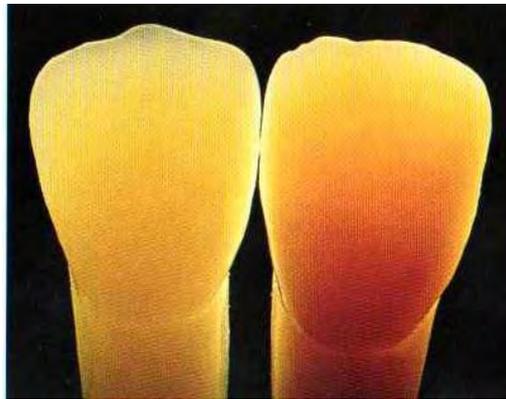


Figura 42 Diferencia de translucidez entre dos pastillas cerámicas.

3.4 Opalescencia

La opalescencia se define como el fenómeno de refracción, difusión e interferencia luminosa simultáneas en una solución coloidal (o en una suspensión), emitiendo coloraciones brillantes y vivos, variables según la incidencia de la luz.

Es un término que proviene de las características ópticas de la piedra de ópalo, que es un mineral coloidal que, al recibir luz, refleja las ondas cortas de la misma (380 nm, color azul- violeta) y transmite a través de él

las ondas largas (780 nm, color rojo-amarillo). Ésta misma propiedad la posee el esmalte dental.

Si la luz sobre un cuerpo opalescente es incidida, éste reflejará los tonos azul y violeta. Si la luz es transmitida, se podrán ver a través de él tonos rojo-amarillos (figura 43).¹⁴



Figura 43 Piedra de ópalo. A) Bajo luz incidida. B) Bajo luz transmitida.

En cuanto a la opalescencia del esmalte dental, podemos observar dos aspectos importantes:

- Halo: es una línea delimitante del borde incisal, de color amarillo-blanquecino o anaranjado, el cual se forma como producto de la refracción de la luz en el material. Se produce cuando materiales translúcidos presentan en el borde inclinaciones mayores o iguales a su ángulo crítico de reflexión de luz. El esmalte tiene un ángulo de reflexión de 37° (figura 44).¹⁴



Figura 44 Borde incisal enmarcado por una línea blanquecina (halo).

- **Contra-opalescencia:** se entiende como el fenómeno que se produce debido a que la dentina refleja la luz y la proyecta contra el esmalte. Al provocar luz transmitida, se observa como líneas de color rojo- amarillo en la mitad del borde incisal de un diente (figura 45).¹⁴

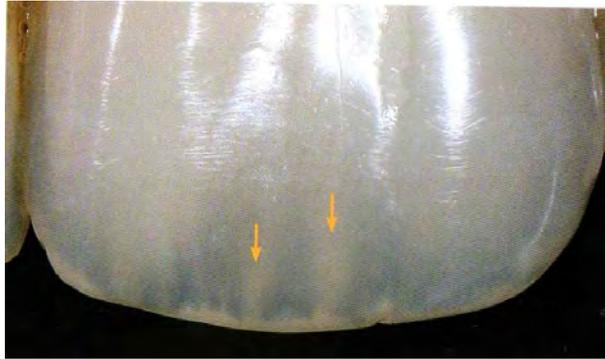


Figura 45 Zonas amarillo- rojizas en medio de la cresta incisal como resultado del reflejo que emite la dentina de los mamelones.

3.5 Fluorescencia

Es un fenómeno de emisión de luz sin incandescencia, y está relacionado con la luminiscencia. La fluorescencia es la emisión de luz visible que ocurre cuando cuerpos fluorescentes son expuestos a rayos excitantes (rayos de alta energía), como los ultravioleta.

Se presenta sólo durante la excitación que los rayos provocan al objeto. La dentina tiene alto nivel de fluorescencia, a comparación del esmalte. El método para observar la fluorescencia de un objeto es exponiéndolo a la luz negra o luz de Wood, la cual excita a los cuerpos fluorescentes y hace que emitan luz violeta (figura 46).¹⁴

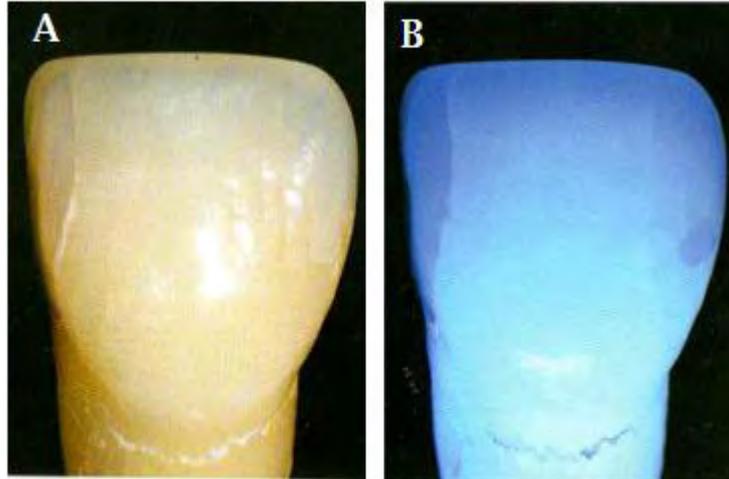


Figura 46 Diente natural observado A) bajo iluminación convencional y B) bajo luz negra.

CAPÍTULO IV ELABORACIÓN DE CORONAS DE DISILICATO DE LITIO MEDIANTE CAD/CAM

A continuación se mostrarán algunos pasos del diseño asistido por computadora (CAD, por sus siglas en inglés) y fabricación asistida por computadora (CAM) de coronas de disilicato de litio. La fase CAD está descrita para el sistema Wieland® Zenotec Cad, versión 4.3.

4.1 Diseño asistido por computadora (CAD)

El primer paso para el diseño de una corona es el escaneo de los modelos de trabajo, antagonista, dados de trabajo y relación de mordida, con esto, se podrá tener digitalmente los elementos sobre los cuales se diseñará la prótesis.

Se debe crear una orden de trabajo introduciendo el nombre del odontólogo, del paciente, fecha, tipo de restauración que se realizará (parcial o total, unitaria o puente), número de diente y material en que será elaborada. Se generará un número de orden, el cual servirá para gestionar todo el procedimiento CAD/CAM (figura 47).²⁰

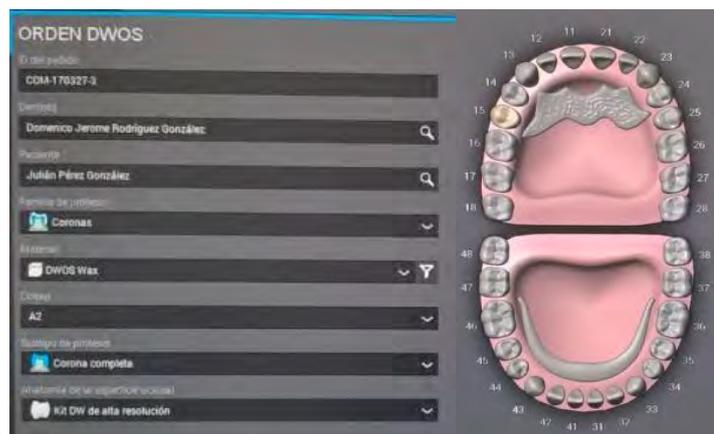


Figura 47 Ventana para la generación de orden de trabajo.

El modelo de trabajo para el escaneo debe tener zócalo y los dados deben ser desmontables. La línea de terminación debe estar bien definida en el dado de trabajo. Para escanear la arcada completa, se posiciona el modelo en el soporte estándar (figura 48).²⁰

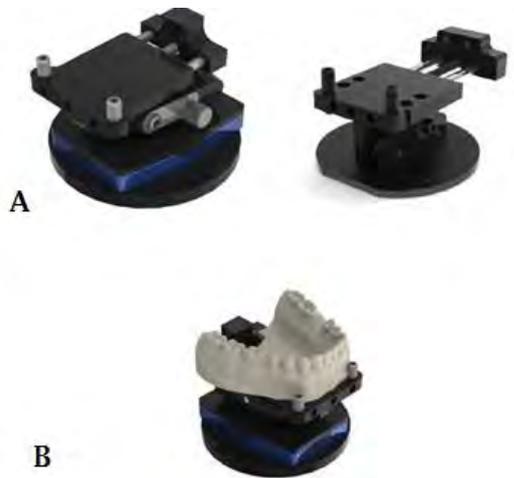


Figura 48 A) Dos tipos de soporte estándar, B) Modelo colocado en soporte estándar.

Se indica el tipo y orden de escaneado al software, posteriormente, se selecciona el área de interés a escanear. Este procedimiento se repite para escanear el antagonista.²⁰ Figura 49.

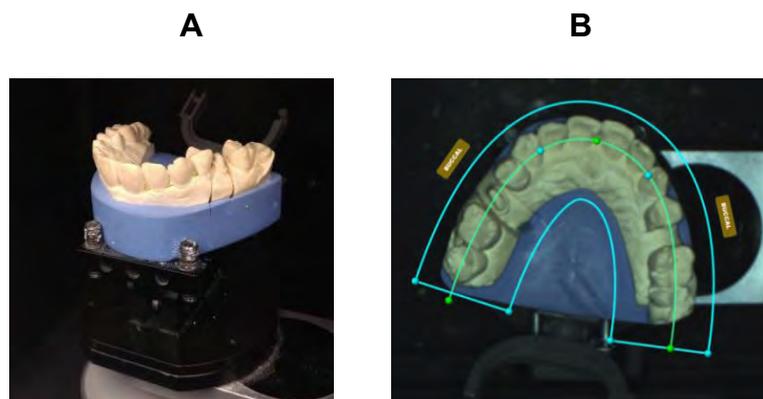


Figura 49 A) Colocación del soporte estándar con el modelo en el interior del escáner. B) Elección en el monitor de la zona de interés a escanear.^{FD}

Se colocan los modelos en oclusión, para escanear la relación de mordida.²⁰ Figura 50.

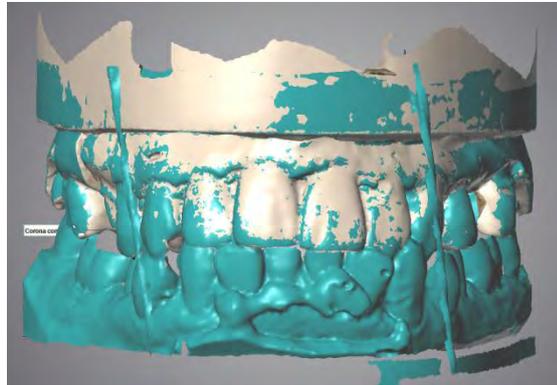


Figura 50 Escaneo de la relación de mordida.^{FD}

También es posible escanear el dado de trabajo individualmente, colocándolo en una base llamada *multi-die*, la cual tiene espacios para colocar varios dados y escanearlos simultáneamente (figura 51).²⁰

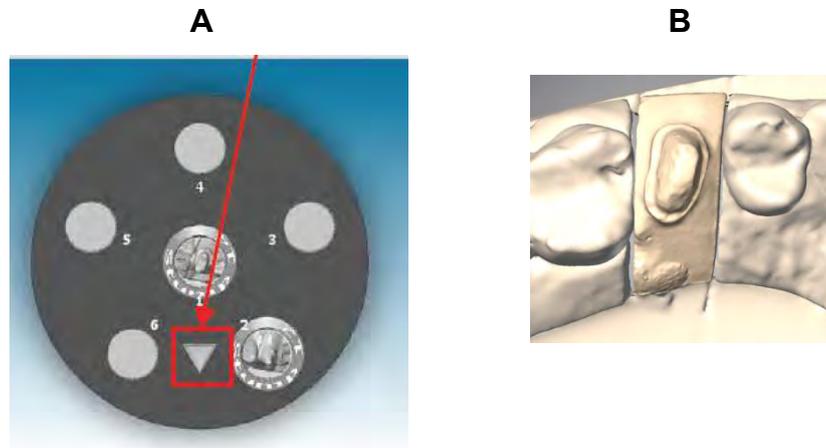


Figura 51 A) Plataforma multi-die, la cara vestibular del dado debe mirar hacia donde indica la flecha. B) Dado de trabajo escaneado.

Una vez obtenido el dado digitalmente, se verifica la vía de inserción de la restauración, la línea de terminación y la línea del cuello cervical; estos tres parámetros son modificables (figura 52).²⁰

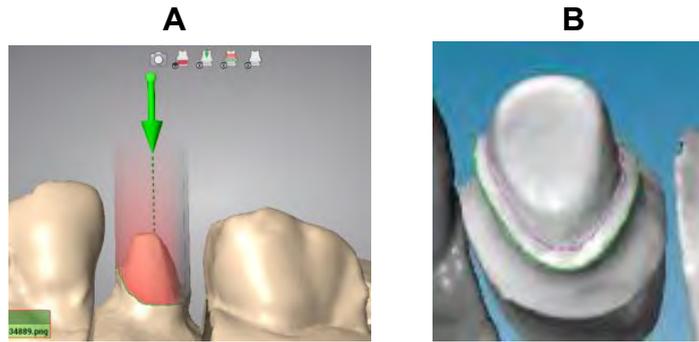


Figura 52 A) Determinación de la vía de inserción de la corona. B) Línea de la terminación.

El programa, mediante valores preestablecidos, crea un diseño de corona, el cual puede ser modificado para lograr los contactos y anchura necesarios. Es posible evaluar los contactos en movimientos de lateralidad y protrusiva mediante el articulador virtual.²⁰ Figura 53.

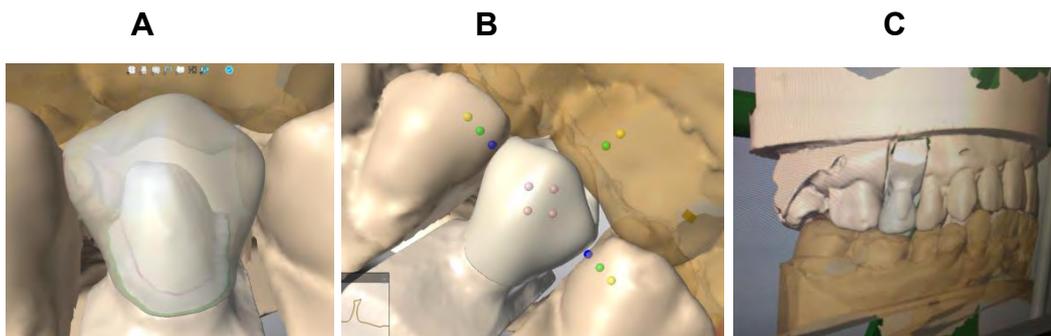


Figura 53 A) Creación de corona con valores preestablecidos. B) Modificación de las dimensiones de la corona. C) Chequeo de movimientos de lateralidad y protrusión en el articulador virtual.^{FD}

Cuando se va a diseñar un núcleo para su posterior estratificación, se solicita al programa la realización del mismo a partir del diseño anatómico de la corona previamente obtenido (figura 54).²⁰

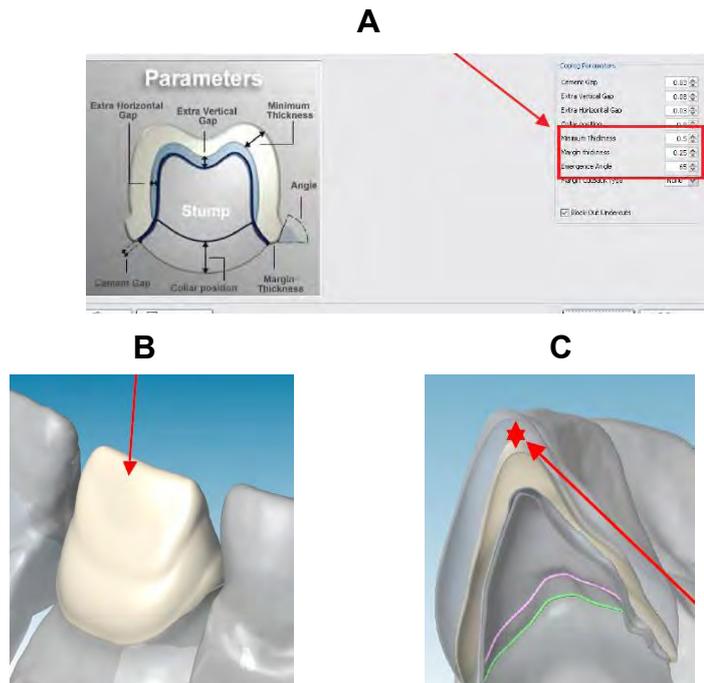


Figura 54 A) Ajuste del grosor del núcleo. B) Elaboración del núcleo a partir del diseño anatómico de la corona. C) Selección del grosor para la zona de estratificación.

4.2 Fabricación asistida por computadora (CAM)

El archivo del diseño terminado se envía a la base de datos de la unidad de fresado. Se coloca un bloque pre-cristalizado de disilicato de litio para CAD/CAM (IPS e.max® CAD) en el soporte, lo cual se visualiza en el monitor.²⁰ Figura 55.

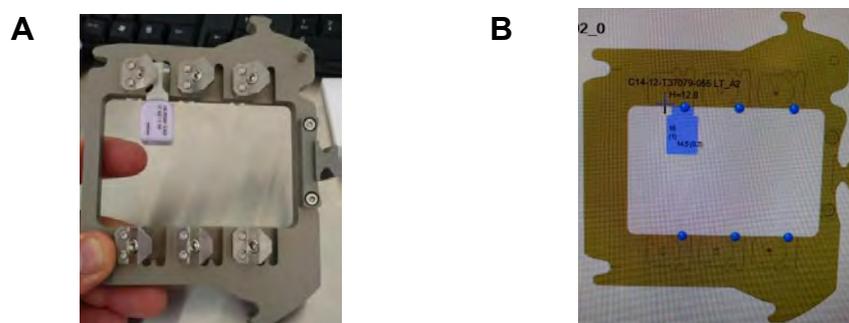


Figura 55 A) Colocación del bloque de disilicato de litio pre-cristalizado en el soporte. B) visualización en el monitor del bloque colocado.^{FD}

Se da la indicación para el fresado, el cual se efectúa bajo lubricación (figura 56).²⁰



Figura 56 Fresado de la corona bajo lubricación.

4.3 Terminado de las coronas de disilicato de litio elaboradas mediante CAD/CAM

Después del fresado, una corona de disilicato de litio elaborada mediante CAD/CAM debe ser cristalizada, pulida y caracterizada, para ello existen tres métodos: maquillaje de estructuras monolíticas, técnica de estratificación sobre el núcleo y técnica cut-back.²¹

- Maquillaje de las coronas monolíticas

Se deben utilizar instrumentos adecuados para cortar la corona del excedente de material, de lo contrario, podría ocurrir astillamiento o sobrecalentamiento. Se debe colocar la corona en el dado de trabajo para realizar su ajuste.²¹

Las coronas monolíticas de disilicato de litio elaboradas mediante CAD/CAM pueden ser caracterizadas mediante dos métodos:

1. Cocción de la estructura en un paso (cristalización, caracterización y glaseado).

Mediante éste procedimiento, la caracterización se realiza sobre la estructura sin cristalizar, es decir, “azul”. Para la caracterización se utilizan sustancias que proporcionan un color que imita al de la dentina, llamados óxidos o *stains*. Estos se encuentran en forma líquida.

Se coloca la corona en el pin que va unido al soporte para cristalización y se le aplican los *shades*, *stains* y el líquido de glaseado. Se introduce al horno para cerámica y se programa para cristalización a 850°C (figura 57).²¹



Figura 57 Aplicación de óxidos en la estructura no cristalizada.

Ya completado el ciclo de cristalización, se retira la corona del horno, la cual habrá adquirido el color que le proporcionaron los óxidos. Se coloca en un lugar protegido de corrientes de aire, para su lento enfriamiento. Una vez frío, se retira el material de soporte y se limpia con ultrasonido y vapor.²¹

2. Cristalización de la estructura y caracterización en 2 pasos.

Esta técnica consiste en, primero, cristalizar la corona de disilicato de litio en el horno para cerámica y posteriormente caracterizarla y glasearla,

para someterla a un segundo ciclo de cocción. Si se quiere un mejor resultado estético, se pueden dividir los procesos de caracterización y glaseado en dos cocciones, teniendo, en ese caso, un total de tres cocciones para la corona cerámica.²¹ Figura 58.

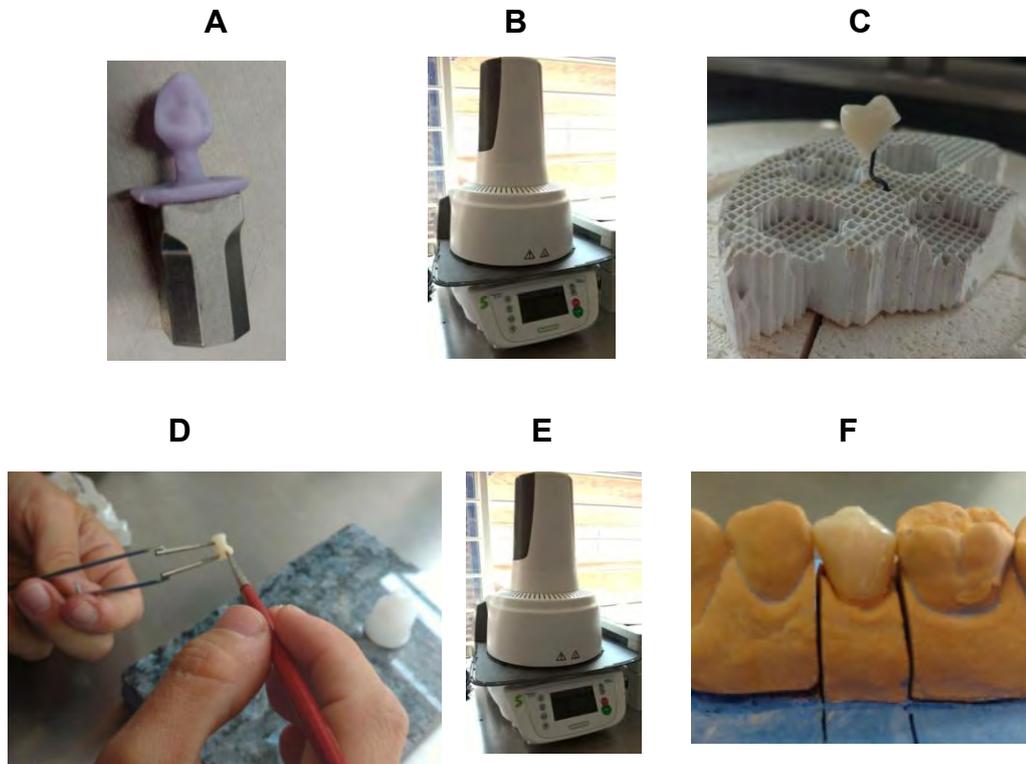


Figura 58 A) Obtención de la estructura fresada. B) Cocción en el horno para cerámica. C) Obtención de la corona cristalizada. D) Caracterización de la corona cristalizada. E) Cocción de los óxidos y el glaseado aplicados a la corona. F) Corona caracterizada y glaseada.^{FD}

- Estratificación de los núcleos de disilicato de litio elaborados mediante CAD/CAM

Para realizar esta técnica, se utiliza el IPS e.max® Ceram, una cerámica de cristales de nanofluorapatita. Habiendo limpiado los núcleos cristalizados de disilicato de litio, se estratifica de acuerdo con el siguiente orden (figuras 59-62):²²

1. Aplicación y cocción de wash. Este material servirá para dar profundidad a los materiales que se aplicarán posteriormente.

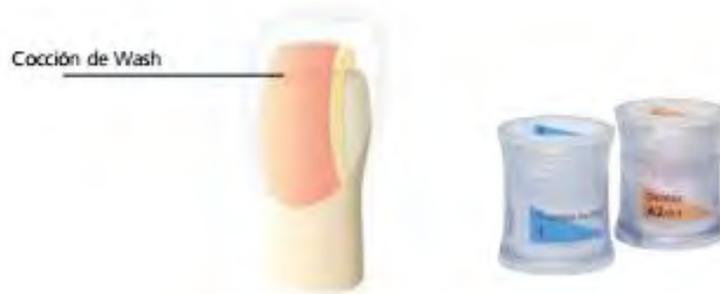


Figura 59 Aplicación de wash.

2. Aplicación y cocción de dentina. Sirve para dar un efecto estético asemejando la dentina natural.



Figura 60 Aplicación de dentina.

3. Aplicación y cocción de incisal, para dar el efecto estético del esmalte dental. Pueden requerirse dos cocciones.



Figura 61 Aplicación de incisal.

4. Aplicación y cocción de maquillaje y líquido de glaseado.



Figura 62 Aplicación de maquillaje y glaseado.

- Estratificación con técnica cut-back

Esta técnica consiste en el desgaste de la estructura monolítica y estratificación sólo en zona oclusal o incisal/vestibular de la corona. Los pasos a seguir son:²³

1. Repasado de la estructura precristalizada: se debe repasar la zona donde se realizará la estratificación. Es necesario respetar el grosor mínimo del material para asegurar su resistencia. (figura 63).²³



Figura 63 Repasado de la zona vestibular-incisal.

2. Cristalización: se introduce al horno para cerámica, la temperatura es de 850°C y el proceso toma 30 minutos (figura 64).²³



Figura 64 Estructura cristalizada.

3. Cocción de wash: aplicar polvos o pastas para realzar el efecto de profundidad o saturación de la estratificación (figura 65).



Figura 65 A y B, Colocación y cocción de wash sobre las estructuras.

4. Cocción de incisal: con esta capa se completa la forma anatómica y se logra el aspecto estético individual (figura 66).²³



Figura 66 A) Aplicación de incisal. B) Capa incisal cocida.

5. Repasado y cocción de maquillaje y glaseado: imitar la textura del esmalte natural, marcando líneas con fresas y discos sobre la capa previa. Posteriormente se aplica el maquillaje y el glaseado de la cerámica, para su cocción (figura 67).²³



Figura 67 A) Líneas de desgaste marcadas. B) Coronas finalizadas.

A partir de la información presentada, podemos decir que la técnica de CAD/CAM para el disilicato de litio ofrece ventajas frente a la de prensado, como:

- ✓ Reducción del margen de error en el proceso, ya que se evitan las variaciones en el procedimiento de encerado y prensado.
- ✓ Automatización y mayor control del procedimiento.
- ✓ Mayor precisión en el ajuste de las restauraciones.
- ✓ Posibilidad de probar el ajuste y los puntos de contacto de la corona antes de su cristalización final.
- ✓ Tiempos terapéuticos más cortos.
- ✓ Almacenamiento digital de la información de las restauraciones.

CAPÍTULO V PROPIEDADES FÍSICAS Y ESTÉTICAS DE CORONAS MONOLÍTICAS Y ESTRATIFICADAS DE DISILICATO DE LITIO, ELABORADAS MEDIANTE CAD/CAM

Es importante conocer las propiedades físicas y estéticas de este material, tanto en su forma monolítica como estratificada, ya que con ello podremos tener un criterio sobre sus indicaciones en casos específicos.

5.1 Propiedades físicas

A continuación se mencionan las propiedades físicas del disilicato de litio para elaboración mediante CAD/CAM (IPS e.max® CAD), comparadas con las obtenidas mediante prensado (IPS e.max Press) (tabla 4):^{23, 24}

Tabla 4 Comparación entre las propiedades físicas del disilicato de litio elaborado mediante CAD/CAM y mediante técnica de prensado		
Propiedad física y unidad de medida	Disilicato de litio elaborado mediante CAD/CAM (IPS e.max CAD)	Disilicato de litio elaborado mediante prensado (IPS e.max Press)
CET (100-400°C) (10⁻⁶/K)	10.2	10.2
CET (100-500°C) (10⁻⁶/K)	10.5	10.5
Resistencia a la flexión biaxial (MPa)	365	330
Tenacidad a la fractura (MPa • m^{0,5})	2.25	2.45
Módulo elástico (GPa)	95	95
Dureza Vickers (MPa)	5800	5800
Solubilidad química (µg/cm²)	40	40
Temperatura de cristalización/inyección (°C)	840- 850	915-920

A pesar de haber una diferencia en la tenacidad a la fractura entre ambos materiales, se ha demostrado que la técnica de procesado no influye en la resistencia mecánica general de la cerámica reforzada con disilicato de litio.²⁴

Elasticidad, módulo E

El módulo E del disilicato de litio para CAD/CAM es de 95 GPa y se relaciona con el módulo de la dentina, que es de 18 GPa, lo cual indica que es más resistente y rígido, por lo que protege al sustrato de fractura ante las fuerzas masticatorias, a pesar de ser más frágil.²⁵

Resistencia y módulo de Weibull

La resistencia a la flexión biaxial del disilicato de litio por CAD/CAM disminuye al estratificar cerámica sobre el núcleo, debido a la menor resistencia a la flexión biaxial de la cerámica de nanofluorapatita, que es de 50 MPa.

Con un grosor de .8 mm. o 1.5 mm., el material monolítico posee adecuada integridad estructural y número reducido de defectos críticos, además de ser confiable mecánicamente. El conjunto núcleo-recubrimiento tiene menor confiabilidad estructural.²⁵

Por otra parte, se ha reportado que la resistencia flexural monoaxial en tres puntos del bloque de disilicato de litio para CAD/CAM MO (media opacidad) es menor que la de los bloques HT o LT.

Esto se debe a que, para obtener su opacidad, requiere de una estructura densa y con cristales más pequeños y redondeados. La densidad de la estructura es lo que le brinda opacidad, pero el entrelazamiento entre los cristales es menor; esto debilita su composición.

El bloque LT posee módulo de Weibull de 11.65, lo cual indica que es más confiable estructuralmente.²⁶

Tenacidad a la fractura

El disilicato de litio para CAD/CAM tiene una adecuada tenacidad ante la propagación de las fracturas, gracias a su contenido cristalino, de 70% y las dimensiones de sus cristales, que van de 3 a 6 μm de longitud y .8 μm de ancho. Es una cerámica que resiste las cargas cíclicas de masticación en boca. Es poco probable que en la superficie de una estructura monolítica de disilicato de litio para CAD/CAM se inicie una fractura.

El mantener esta propiedad, depende del manejo que se brinde al material posterior a su fresado en CAD/CAM, ya que se debe cortar, ajustar y alisar con discos y fresas antes de someterlo a cristalización.

El sobrecalentar el material o usar un grosor inadecuado del grano de las fresas para el ajuste, provoca defectos críticos.²⁵

Carga de fractura

En un análisis de fatiga se hallaron los siguientes valores de resistencia a la fractura de coronas en molares:

- Disilicato de litio CAD/CAM monolítico, grosor de 1.2 mm., 1465 N.
- Disilicato de litio CAD/CAM monolítico, grosor de 1.5 mm., 2027 N.
- Disilicato de litio estratificado, .8 mm de núcleo y .4 de estratificación; 1732 N.

Estos valores sugieren que, utilizando dichos grosores de material, podemos brindar resistencia suficiente ante la fractura a las restauraciones, pues las cargas masticatorias máximas son, aproximadamente, de 922 N.²⁷

Coeficiente de expansión térmica (CET)

Esta propiedad está relacionada con el ajuste que tiene la cerámica de estratificación sobre el núcleo de la corona.

El coeficiente de expansión térmica de la cerámica vítrea de nanofluorapatita (IPS e.max® Ceram) es:

$$\diamond \text{ CET (25–400°C) [10}^{-6}\text{/K]: } 9.4 \pm 0.5$$

Este es 8% menor al del disilicato de litio para CAD/CAM (10.2 [10⁻⁶/K]); gracias a esta propiedad puede adaptarse a la estructura sin fracturarse por la mayor expansión térmica de la misma.²²

Grosor mínimo

El material de disilicato de litio siempre es el componente de alta resistencia de la restauración, por lo cual debe conformar mínimo el 50% del grosor total de la misma.

Los grosores de preparación dentaria para prótesis fija son: 1.5 a 2 mm. en la superficie oclusal y 1.2 a 1.5 mm en la pared axial, para poder obtener adecuada resistencia de las coronas.

Se deben tener en cuenta los siguientes grosores mínimos para que concuerden con el color de la guía de colores y cumplir los requisitos indicados en las pautas de preparación (tabla 5).²³

Tabla 5 Grosor mínimo en milímetros de la estructura de disilicato de litio (IPS e.max CAD) dependiendo de la técnica de laboratorio empleada²³					
			Coronas		
			Anterior	Premolar	Molar
Técnica de maquillaje o caracterización (estructura monolítica).	Grosor Axial		1.2	1.5	1.5
	Grosor Incisal/oclusal		1.5	1.5	1.5
Técnica de cut-back (estratificación sólo de área incisal u oclusal)	Grosor Axial		1.2	1.5	1.5
	Grosor labial/oclusal		0.8	1.0	1.3
Técnica de estratificación	Grosor Axial		0.8	0.8	
	Grosor Incisal/oclusal		0.8	1.0	

De no cumplir los requisitos de grosor mínimo, existe el riesgo de fractura, astillamiento y grietas. Se debe procurar que la relación en el grosor entre núcleo/estratificación sea lo más equilibrada posible.

Con base en la información sobre las propiedades físicas del disilicato de litio elaborado mediante CAD/CAM, podemos definir sus indicaciones en coronas unitarias:

- Coronas anteriores y premolares: se pueden elaborar mediante las tres técnicas mencionadas (monolítica, cut-back y estratificada).
- Coronas en molares: sólo realizar con técnica monolítica y cut-back. No se indica el uso de la técnica de estratificación debido a que el compromiso mecánico en esa zona es mayor, por lo que

existe mayor riesgo de fractura de la cerámica de recubrimiento, además, el grosor axial de la estructura sería menor que en la técnica cut-back.^{22,23}

En cuanto a la técnica cut-back, es importante mencionar que la zona de transición entre el material de estratificación y el núcleo no debe estar situada en el área de los puntos de contacto con el antagonista.

Las restauraciones elaboradas con disilicato de litio mediante CAD/CAM están contraindicadas en pacientes con bruxismo.²³

Cementación

Es importante tomar en cuenta la técnica de cementación que se utilizará para cada caso; en pilares con poca retención, ya sea por corona clínica corta o por angulación excesiva, se recomienda la técnica adhesiva, ya que aumenta considerablemente la retención y la resistencia a la fractura, debido a la unión íntima entre sustrato y corona, a diferencia de las técnicas autoadhesiva y convencional. Si se busca optimizar la resistencia mecánica de las coronas de disilicato de litio mediante CAD/CAM, es recomendable el uso de la técnica adhesiva.⁹

5.2 Propiedades estéticas

La principal propiedad estética que posee la cerámica de disilicato de litio mediante CAD/CAM es la translucidez, la cual puede variar de acuerdo con el bloque utilizado, los materiales de cementación y el grosor de la estructura.²³

Translucidez

Los bloques para fresado de IPS e.max CAD se presentan en tres grados de translucidez (HT, LT, MO) y dos tamaños (I12, C14). Con base en la translucidez de cada bloque, se tienen las siguientes indicaciones (tabla 6):²³

Tabla 6 Indicaciones de los bloques de IPS e.max CAD de acuerdo con su translucidez²³						
Bloque	Técnica			Indicaciones		
	Monolítica (maquillaje)	Cut-back	Estratificación	Coronas anteriores	Coronas en premolares	Coronas en molares
Alta translucidez (HT)	✓	✓		✓	✓	✓
Baja translucidez (LT)	✓	✓		✓	✓	✓
Media Opacidad (MO)			✓	✓	✓	

- Los bloques de alta translucidez se indican para coronas en pilares no pigmentados; pueden utilizarse en técnica monolítica, siempre y cuando no se deban reemplazar estructuras muy gruesas, puesto que, debido a la alta translucidez, se observarían de color grisáceo, por el efecto que produce el fondo oscuro de la cavidad bucal. Para evitar esta disminución del valor, se debe caracterizar con *stains* superficialmente o trabajar mediante técnica cut-back.
- Los bloques de baja translucidez brindan a las restauraciones mayor luminosidad, debido a que no permiten el paso de la oscuridad del fondo de la cavidad bucal del mismo modo que lo hacen los de alta translucidez. Son indicados para realizar coronas

en sector anterior y posterior. Las coronas elaboradas a partir de estos bloques pueden caracterizarse mediante técnica de maquillaje y cut-back.

- Los bloques de media opacidad están indicados para fabricar estructuras sobre pilares pigmentados o decolorados, y se deben estratificar para dar un efecto de translucidez y profundidad a la corona. Como se comentó en la sección de propiedades físicas, la estratificación no está indicada para uso en molares.²³

Cementación

La técnica de cementación es un factor que influye en las propiedades estéticas de las coronas de disilicato de litio elaboradas mediante CAD/CAM. Para la técnica adhesiva están indicados los cementos de resina Variolink® II y Multilink® Automix, ambos de la casa Ivoclar®. Estos productos se prefieren para optimizar las propiedades ópticas de las coronas de IPS e.max® CAD, ya que ofrecen una mayor variedad de colores que los disponibles para cementación autoadhesiva y convencional, además del ya mencionado aumento en la resistencia de las coronas (figura 68).²⁸



Figura 68 Variedad de tonos en el cemento Variolink II® de Ivoclar.

Por lo general la opacidad y el matiz del cemento se eligen a semejanza de los de la restauración; un cemento opaco ayuda a ocultar un sustrato pigmentado.⁹

Cerámica vítrea de nanofluorapatita

Esta cerámica presenta propiedades ópticas similares a las del diente natural.

Su contenido de apatita permite una combinación de translucidez, luminosidad y opalescencia en casos específicos, dependiendo de la opacidad de la estructura de disilicato de litio. Se puede utilizar para estratificación o para técnica cut-back.

La cerámica de nanofluorapatita incluye distintos materiales para la caracterización en casos específicos, pudiendo variar los niveles de saturación, profundidad, luminosidad y opalescencia. Si se tiene una estructura opaca, se puede aumentar la translucidez y disminuir la luminosidad, gracias a la estratificación.^{1,22}

Discusión

A continuación se presentan las opciones de uso del material para cada caso, ya sea en órganos dentarios anteriores, premolares o molares, y los grados de pigmentación que pueda presentar cada uno. Los materiales se han elegido de modo que se optimicen las propiedades físicas y estéticas (tablas 7-9):

- Órganos dentarios anteriores

En este sector, el compromiso estético es mayor que el mecánico.

Tabla 7 Opciones de tratamiento en dientes anteriores de acuerdo con la pigmentación del sustrato			
	Nivel de pigmentación		
	No pigmentado	Poco pigmentado	Fuerte pigmentación
Técnica a utilizar	Cut-back	Cut- back	Estratificación
Bloque a elegir	LT	LT	MO
Cemento a utilizar	Translúcido	Blanco opaco	Blanco opaco
Justificación	Se obtiene un equilibrio estético, gracias a la luminosidad del bloque LT, al ser poco translúcido y la profundidad que proporciona el cut-back. Al no haber compromiso mecánico elevado, existe bajo riesgo de chipping de la cerámica del cut-back.	Si la pigmentación o decoloración es leve, se puede ocultar con la baja translucidez del bloque cerámico y la estratificación del cut-back, ayudándonos de la opacidad del cemento utilizado. Al evitar una técnica estratificada, mantenemos mejor resistencia mecánica.	Para ocultar sustratos oscuros o con reconstrucciones metálicas, se requieren un núcleo y cemento opacos, y estratificar con las diferentes masas de cerámica de recubrimiento para obtener el mejor resultado estético posible.

- Premolares

En este sector existe mayor compromiso mecánico, al mismo tiempo que disminuye el estético.

Tabla 8 Opciones de tratamiento en premolares de acuerdo con la pigmentación del sustrato			
	Nivel de pigmentación		
	No pigmentado	Poco pigmentado	Fuerte pigmentación
Técnica a utilizar	Monolítica	Cut-back	Estratificación
Bloque a elegir	LT	LT	MO
Cemento a utilizar	Translúcido	Opaco	Blanco opaco
Justificación	Se elige el bloque de baja translucidez, debido a que, al reemplazar una estructura de mayor grosor, el de alta translucidez provocaría un tono grisáceo de la corona. Se utiliza técnica monolítica para optimizar las propiedades físicas, ya que nos encontramos en el sector posterior, con mayor compromiso mecánico.	El bajo nivel de translucidez, aunado a un cemento opaco y una pequeña estratificación en la zona del cut-back, ayudan a ocultar la pigmentación del sustrato. Se elige la técnica cut-back porque no presenta el mismo riesgo de chipping que la técnica estratificada.	La opacidad del bloque y el cemento opaco ayudan a esconder la pigmentación del sustrato, y la estratificación sobre el núcleo ayuda a conseguir los efectos de translucidez y opalescencia.

- Molares

En estos órganos dentarios, el compromiso mecánico es mayor que el estético.

Tabla 9 Opciones de tratamiento en molares de acuerdo con la pigmentación del sustrato			
	Nivel de pigmentación		
	No pigmentado	Poco pigmentado	Fuerte pigmentación
Técnica a utilizar	Monolítica	Monolítica	Cut-back
Bloque a elegir	LT	LT	LT
Cemento a utilizar	Translúcido	Opaco	Opaco
Justificación	Al haber mayor carga de masticación en esta zona, se requiere una estructura monolítica, ya que en ella hay menor riesgo de fractura. Se elige el bloque de baja translucidez porque un bloque HT daría un efecto grisáceo. No es necesario ocultar el color del sustrato, por lo que el maquillaje, aunado a la translucidez de la estructura y del cemento son suficientes para obtener aceptables propiedades estéticas.	La estructura monolítica resiste mejor a cargas en zona de molares. La pigmentación del sustrato se puede ocultar con el cemento opaco, la baja translucidez de la estructura y con el maquillaje sobre la misma.	No se utiliza un material MO porque, debido a su opacidad, se debe estratificar cerámica sobre él, y, por la carga de masticación en molares, las capas estratificadas podrían fracturarse. Utilizando un material LT y un cemento opaco, se logra ocultar el color del sustrato; el cut-back ayuda a mejorar la estética.

CONCLUSIONES

La estructura parcialmente cristalina de la cerámica de disilicato de litio lo convierte en una opción de rehabilitación con buena resistencia, al mismo tiempo que adecuada translucidez y propiedades estéticas diversas, que se pueden adaptar a casos con diferentes grados de compromiso mecánico y estético. Esto lo posiciona como un material con gran versatilidad y confiabilidad en la restauración con coronas unitarias del sector anterior y posterior.

Su elaboración mediante CAD/CAM representa una alternativa confiable al sistema de prensado, ya que permite un menor margen de error en la elaboración de coronas monolíticas y estratificadas.

El bloque de disilicato de litio para elaboración mediante CAD/CAM que reúne las mejores propiedades físicas y estéticas para la restauración con coronas es el LT o poco translúcido, gracias a su resistencia flexural, mayor que la de los demás bloques y adecuada translucidez, que evita la pérdida de luminosidad de las coronas. Para maximizar su resistencia, se debe utilizar en estructuras monolíticas de 1.2 a 1.5 mm. de grosor. Otra ventaja es que puede ser estratificado mediante técnica cut-back, para optimizar sus propiedades estéticas en el sector anterior y manteniendo suficiente resistencia mecánica.

La técnica cut-back permite tener un efecto estético de profundidad y menor riesgo de fractura, al conservar mayor grosor en la pared axial del núcleo.

El disilicato de litio es un material con elevada rigidez y resistencia, pero, al ser frágil, es susceptible a la fractura repentina por acumulación de defectos en su estructura, por lo que es crucial el cuidado en su diseño y manejo previa y posteriormente a la fase CAD/CAM.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Montagna F,BM. Cerámicas, zirconio y CAD/CAM Venezuela: Amolca; 2013.
2. Nevárez A, Nevárez MM, Bologna RE, Serena E, Carreón RG, Palacio M, et al. Características de los materiales cerámicos empleados en la práctica odontológica actual. ADM. 2012 Agosto; LXIX(4).
3. Kelly J,BP. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Aust Dent J. 2011; 56(1).
4. Della Bona A. Adhesión a las cerámicas: evidencias científicas para el uso clínico. São Paulo: Artes Médicas; 2009.
5. Kelly R. Ceramics in dentistry: principles and practice. Huffman L, editor. Hanover Park, IL.: Quintessence; 2016.
6. Núñez V. Diseño y manufactura en sistema CAD-CAM de prótesis monolíticas unitarias dentosoportadas del sector posterior en disilicato de litio y óxido de zirconio. Tesina. Ciudad de México, México: Universidad Nacional Autónoma de México; 2016.
7. Takashi M YHJKSKYT. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Dent Mater J. 2009; 28(1): p. 44- 56.
8. Martínez, F. Pradíes, G. Suárez, M. y Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE. 2007; 12(4): p. 253- 263.
9. Campuzano P. Conocimiento de los protocolos de cementación de las restauraciones cerámicas libres de metal, en los alumnos de clínicas periféricas, de la Facultad de Odontología.UNAM. 2014. Tesina. México: UNAM; 2014.
10. Castro, E. Matta, C. y Orellana, O. Consideraciones actuales en la

utilización de coronas unitarias libres de metal en el sector posterior.
Rev. Estomatol. Herediana. 2014; 24(4): p. 278-286.

11. IPS e.max® | Informe científico - Ivoclar. [Online].; 2001 [cited 2017 marzo 7. Available from: <https://goo.gl/hRWqxy>.
 12. Ventajas del disilicato de litio. Ivoclar- vivadent. [Online].; 2014 [cited 2017 marzo 12. Available from: <https://goo.gl/pkzhBL>.
 13. IPS e.max Press. [Online].; 2016 [cited 2017 marzo 7. Available from: <https://goo.gl/wclSez>.
 14. Kina SBA. Invisible- restauraciones estéticas cerámicas editora DP, editor. São Paulo: Artes médicas; 2008.
 15. Anusavice, KJ. Antonson, SA. Brantley, WA. Cascone, P. Esquivel-Upshaw, JF. Marshall, GW. et al. Phillips ciencia de los materiales dentales. 11th ed.: Elsevier; 2003.
 16. Real Academia Española. [Online].; 2017 [cited 2017 marzo 12. Available from: <https://goo.gl/pclcqV>.
 17. Monografías.com. [Online].; 2016 [cited 2017 marzo 19. Available from: <https://goo.gl/Bj9KYW>.
 18. Mecánica de materiales. [Online].; 2011 [cited 2017 marzo 19. Available from: <https://goo.gl/y6Blvi>.
 19. Cerámica dental. [Online].; 2005 [cited 2017 marzo 20. Available from: <https://goo.gl/js9P08>.
- Wieland CAD. [Online]. [cited 2017 abril 1. Available from: <https://goo.gl/MHhbKw>.
21. IG IPS e.max CAD for Zenotec. [Online]. [cited 2017 abril 1. Available from: <https://goo.gl/FkdQBG>

22. IPS e.max Ceram Instrucciones de uso. [Online]. [cited 2017 abril 1. Available from:<https://goo.gl/v1jZpj>
23. IPS e.max CAD laboratorio. [Online]. [cited 2017 abril 2. Available from:<https://goo.gl/GMrmeC>
24. Wei-Shao L, Ercoli C, Changyong F, Morton D. The Effect of Core Material, Veneering Porcelain, and Fabrication Technique on the Biaxial Flexural Strength and Weibull Analysis of Selected Dental Ceramics. J of Prosthodont. 2012 octubre; 21.
25. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. Dent Mater. 2016. Agosto; 32.
26. Fonzar F, Carrabba M, Sedda M, Ferrari M, Goracci C, Vichi A. Flexural resistance of heat-pressed and CAD-CAM lithium disilicate with different translucencies. Dent Mater. 2017. Enero; 33.
27. Baladhandayutham B, Lawson N, Burgess O. Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. J prosthet dent. Article in press. 2015.
28. Ivoclar Adhesive Cements. [Online]. [cited 2017 abril 5. Available from:<https://goo.gl/g88su5>

Fuente directa: se agradece al doctor Abraham García Ornelas por la donación de las imágenes.