



**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA  
IBEROAMERICANA S.C.**

**INCORPORADA A LA UNIVERSIDAD NACIONAL  
AUTÓNOMA DE MÉXICO**

**CLAVE DE INCORPORACIÓN: 8901-22**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**TÍTULO DE TESIS.**

**IMPORTANCIA DE LA MORFOLOGÍA DENTAL EN RESTAURACIONES DE  
LOS ÓRGANOS DENTARIOS POSTERIORES PARA LOGRAR UNA ESTÉTICA  
Y FUNCIÓN MASTICATORIA CORRECTA.**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE  
CIRUJANO DENTISTA**

**PRESENTA:**

**JORGE OMAR MENDOZA ZEPEDA**

**ASESOR DE TESIS**

**C.D ALFONSO MONTAÑO**

**XALATLACO, ESTADO DE MEXICO, FEBRERO 2019**



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.

## **AGRADECIMIENTOS.**

**A Los Maestros** que me acompañaron en la carrera ya que de ellos aprendí siempre algo nuevo gracias a sus enseñanzas y amistad veo culminada la carrera.

**A mi Tutor:** Alfonso Montaña por su tiempo y colaboración por la realización de este trabajo.

**A Los Pacientes** que formaron parte importante para la realización de este sueño.

**A Mis Compañeros** que estuvieron presentes desde el principio de la carrera y se formó una gran amistad.

## DEDICATORIAS.

**A Mi Familia** MENDOZA ZEPEDA ya que son apoyo incondicional ya sea como primeros pacientes o como apoyo motivacional doy gracias a dios por tenerlos a mi lado y a los que no pueden acompañarnos en este momento en donde estén siempre estuvieron presentes en esta gran meta.

**A Mi Mama** Araceli Zepeda que siempre toda mi vida estuviste ahí para corregirme, enseñarme y apoyarme nunca has dejado de estar en los momentos más difíciles siempre me brindaste todo el amor que un hijo podría pedir de una mama gracias a ti es posible llegar a ser lo que hoy soy.

**A Mi Padre** ANGEL MENDOZA porque, aunque su manera de expresar su cariño es extraña, lo quiero muchísimo y le doy gracias por ser mi papa y depositar en mi la confianza para ver culminada mi carrera.

**A Mi Pareja** Celeste has sido lo mejor que me ha pasado me apoyaste siendo mi paciente y ahora en estos momentos traes con tigo la mayor alegría de nuestro amor un bebe que va a alegrar nuestras vidas por muchos años.

## **INDICE.**

INTRODUCCION \_\_\_\_\_ Pág. 1-2.

### **CAPÍTULO I**

#### **ANATOMÍA DE LOS ÓRGANOS DENTALES POSTERIORES.**

- 1.1 Anatomía dentaria. \_\_\_\_\_ Pág.3-4.
- 1.2 Generalidades de los dientes. \_\_\_\_\_ Pág. 5.
  - 1.2.1 Estructura del diente. \_\_\_\_\_ Pág.5.
  - 1.2.2 Funciones de los dientes y del sistema dentario. \_\_\_\_\_ Pág.6-8.
- 1.3 Morfología dentaria. \_\_\_\_\_ Pág. 8.
  - 1.3.1 Conformación externa. \_\_\_\_\_ Pág. 8-20.
  - 1.3.2 Concepto de las formas geométricas. \_\_\_\_\_ Pág. 20-21.

### **CAPÍTULO II**

#### **MATERIALES DE RESTAURACIÓN INDIRECTA GENERALIDADES DE LA CERÁMICA.**

- 2. Generalidades de la Cerámica. \_\_\_\_\_ Pág. 22-25.
  - 2.1 Composición de las cerámicas dentales. \_\_\_\_\_ Pág. 26-27.
    - 2.1.1 Feldespáticas. \_\_\_\_\_ Pág. 27-29.
    - 2.1.2 Aluminosas. \_\_\_\_\_ Pág. 29-30.
    - 2.1.3 Zirconiosas. \_\_\_\_\_ Pág. 30-32.
    - 2.1.4 Vitro cerámicas. \_\_\_\_\_ Pág. 32-33.

2.1.4.1 Leucíticas. _____	Pág. 33-35.
2.1.4.2 Disilicato de litio. _____	Pág. 35-36.
2.2 Propiedades generales de las cerámicas dentales. _____	Pág. 36.
2.2.1 Resistencia, compresión y flexión. _____	Pág. 36-38.
2.2.2 Biocompatibilidad. _____	Pág. 38-39.
2.2.3 Propiedades ópticas. _____	Pág. 39-41.
2.2.4 Sinterización. _____	Pág. 41-42.
2.2.4.1 Sinterización de las cerámicas dentales. _____	Pág. 41.
2.2.4.1.1 Cerámicas feldespáticas. _____	Pág. 42-44.
2.2.4.1.2 Vitrocerámica. _____	Pág. 45.
2.2.4.1.3 Zirconio. _____	Pág. 44-47.

**CAPÍTULO III**  
**SISTEMA DE ZIRCONIO.**

3. Sistema Zirconio. _____	Pág. 48-49.
3.1 Estabilizadores. _____	Pág. 49-50.
3.2 Sistema In ceram. Zirconio. _____	Pág. 51.
3.3 Sistema In ceram YZ cubes. _____	Pág. 52.
3.4 Sistema IPS e.max zircad. _____	Pág. 52-53.
3.5 Sistema procera All zirconio. _____	Pág. 53-55.
3.6 Sistema cercon zirconio. _____	Pág. 55-56.

**CAPÍTULO IV**  
**CEMENTACIÓN DE RESTAURACIONES.**

4. Cementación de las Restauraciones. _____	Pág. 58.
---	----------

4.1 Propiedades de los agentes cementantes. _____	Pág. 58-59.
4.1.2 Tipos de unión. _____	Pág. 59-61.
4.1.3 Agentes de cementación final. _____	Pág. 61.
4.1.3.1 Cemento de fosfato de zinc. _____	Pág. 61.
4.1.3.2 Cemento de ionomero de vidrio. _____	Pág. 62
4.1.3.3 Cementos de ionomero de vidrio modificado con resina. ____ _____	Pág. 63.
4.1.3.4 Cementos resinosos. _____	Pág. 64-65.
4.2 Procedimiento de cementación. _____	Pág. 65-66.
4.2.1 Tratamiento de las superficies previamente al cementado. _____	Pág. 66.
4.3.1 Restauraciones ácido sensibles Feldespáticas, leucíticas y disilicato de litio. _____	Pág. 66-68.
4.3.2 Restauraciones ácido resistentes alúmina y zirconio. ____	Pág. 68-70.

## **CAPITULO V.**

### **Sistema de Disilicato de Litio.**

5. Sistema de Disilicato de Litio. _____	Pág. 72.
5.1 Aspectos estéticos. _____	Pág. 72.
5.2 Sistema IPS Empress II. _____	Pág. 73.
5.3 IPS e.max Press. _____	Pág. 73-75.
5.4 Sistema IPS e.max CAD. _____	Pág. 75-76.
5.5 Preparaciones Dentarias. _____	Pág. 76-77.
CONCLUSIONES. _____	Pág. 77-79
ANEXOS. _____	Pág. 80-95.
GLOSARIO. _____	Pág. 96-98

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS. \_\_\_\_\_ Pág. 99-103.

## INTRODUCCIÓN

El diagnóstico dental es la base de todo tratamiento, cada paciente tiene necesidades específicas, el estudio y el análisis que se haga, es determinante para lograr un plan de tratamiento óptimo. Hoy en día, los avances de la Odontología han logrado romper los paradigmas, los odontólogos de generaciones anteriores diseñaban tratamientos antiestéticos y más convencionales e invasivos en dientes posteriores como, por ejemplo: los desgastes en órganos dentarios posteriores sumamente invasivos, para diseñar diversos tratamientos y restauraciones a base de metal; en una la odontología moderna la estética y función es una de las herramientas fundamentales.

Hoy en día debemos estar a la vanguardia en el conocimiento del sistema y técnicas para lograr un adecuado uso de nuevos materiales de restauración que además de ser altamente estéticos cumplen con las características funcionales, de compresión, flexión.

La industria dental nos brinda diversos materiales diversos como composites (resinas), cerámicas, sistema de silicato de litio, zirconio. Sus cualidades nos dan la oportunidad de realizar restauraciones estéticas de mínima invasión, esperando resultados a la elección del material más estético, de mayor precisión y conservación.

Las preparaciones que se elaboran para restauraciones de órganos dentarios posteriores, tienen la ventaja de ser restauraciones de mínima invasión, y así poder conservar una estética y función masticatoria correcta, sin descuidar la morfología dental, además de esas características. Al saber cuál es la morfología dental, tienes la capacidad de lograr una adecuada restauración estética y funcional lo cual permite, una armonía masticatoria y una adecuada oclusión.

Los rasgos morfológicos dentales (RMD), se constituyen de formas fenotípicas del esmalte expresadas y reguladas por el genoma de un individuo y de una población durante la odontogénesis. Cuando un diente se forma, el fenotipo

queda plasmado y su configuración no cambiara por acción propia: cúspide, fosas, crestas, surcos y fosas formadas por el esmalte no modificaran su posición y no están sujetos a procesos de remodelación, a diferencia de otras estructuras del cuerpo.

El tema que he elegido, para esta oportunidad, se refiere a la Rehabilitación Oral Integral, que en este momento en que existe una fiebre mundial por estética, se están descuidando aspectos muy importantes, como la morfología y función de las piezas dentarias posteriores.

## **CAPITULO I**

# **MORFOLOGÍA DE LOS ÓRGANOS DENTALES POSTERIORES**

## 1.1 Anatomía Dentaria.

La anatomía dentaria como rama de la Biología, se enfoca al estudio y organización del diente, como ente aislado y como integrante del sistema dentario y del aparato masticador. Aunque la anatomía aparenta ser una ciencia descriptiva, estática, la anatomía dentaria frecuentemente escapa de tal precepto, ante la necesidad de explicar, con el conocimiento del mecanismo de los fenómenos en los que ellas intervienen, cual es la razón de la existencia y disposición de las estructuras del diente (stanley J. Nelson, 2010). Por esta razón es primordial conocer cómo es el diente, para que sirve, cuáles son sus características, cuantas denticiones y grupos dentarios existen, que nomenclatura se utiliza para designar sus elementos y porciones.

Los dientes están formados por elementos similares que, variando en su forma, volumen y su posición, dan origen a los distintos grupos. Estos elementos constitutivos fundamentales se analizan en arquitectura de las piezas dentarias.

Presencia del diente en el sistema dentario y en el aparato masticador, el diente constituye la unidad en ambas entidades. Como de su integración participan distintos tejidos, es un órgano. Al alinearse con los dientes de su mismo maxilar constituye el arco dentario. Los arcos de ambos maxilares integran el sistema dentario, que forma parte muy importante de un gran aparato constituyendo en su torno, y del cual participa: ambas mandíbulas, como portadores de los dientes y como esqueleto de las partes blandas

**Músculos:** los que intervienen en la formación de las paredes bucales y los que producen los movimientos mandibulares.

**Articulaciones temporomaxilares,** son aquellas a las cuales se producen las excursiones del maxilar inferior

**Tejidos blandos:** que forman labios, carrillos, bóveda palatina, velo del paladar, istmo de las fauces, piso de boca, lengua, glándulas salivales. Estos

elementos actúan no solamente como paredes de la cavidad bucal; también lo hacen como factores activos en la mecánica de la masticación movilizándolo el bolo alimenticio y en el proceso químico de la misma mediante la secreción de la saliva

Los elementos vasculares y nerviosos.

Todo este conjunto integra el aparato masticador.

En la actualidad se tiende a ampliar el concepto añadiendo a los elementos anteriores estas otras estructuras: el hueso Hioides, los cartílagos cricoides, tiroideos, y aritenoides y la musculatura infra hioidea. Se integra así el esqueleto visceral superior. (stanley J. Nelson, 2010)

## **1.2 GENERALIDADES DE LOS DIENTES**

Constituidos por tejidos perfectamente diferenciados y que reconocen distinto origen embrionario, los dientes son órganos duros, pequeños de color blanco amarillento, dispuestos en forma de arco en ambos maxilares, que componen en su conjunto el sistema dentario.

### **1.2.1 ESTRUCTURA DEL DIENTE**

En el diente existen dos tipos de tejidos, los duros (esmalte, cemento, dentina) y el blando (la pulpa dentaria); el primero de origen ectodérmico, mientras que la blanda deriva del mesodermo. Recubriendo el esmalte, pero sin, que resulte observable a simple vista, se dispone la membrana de Nasmyth o cutícula dentis, cuya importancia anatómica es relativa en lo referente a la morfología dentaria. Es un tejido ectodérmico, se observa solamente en los primeros momentos de la vida del diente; en las cúspides y bordes incisales suele faltar aun antes de que las mismas entren en oclusión; desaparece totalmente de las superficies masticatorias por acción de la atrición. <http://redentis.blogspot.com/>

### **1.2.2 Funciones de los Dientes y del Sistema Dentario**

Las funciones que cumplen los dientes por si mismos o integrando entidades más amplias como el sistema dentario y el aparato masticador son cuatro: masticatoria, fonética, estética y de preservación.

1. Función masticatoria. La acción de la masticación está destinada a producir la segmentación de las partículas alimenticias para lo cual debe vencer la resistencia que estas oponen. En el proceso intervienen dos procesos fundamentales: las fuerzas representadas por los músculos de la masticación y los dientes que las transmiten al alimento. Cada pieza dentaria cumple una función distinta de acuerdo a su morfología. El clásico concepto de que los incisivos cortan, los caninos desgarran y los premolares y molares trituran, debe ser desechado (stanley J. Nelson, 2010)

Cuando los dientes antagonistas se relacionan cúspide a cúspide, a través de sus vértices o por sus aristas longitudinales se produce acción de corte, pero cuando el maxilar inferior se eleva y choca con el maxilar superior se produce fricción. Es decir que en todos los dientes se ejerce la acción de corte y fricción; en los premolares y molares hay también aplastamiento. Gracias a ello, el alimento queda preparado para recibir la acción de la saliva y de los restantes fermentos digestivos. Además, la saliva actúa como lubricante favoreciendo el deslizamiento del bolo alimenticio en la deglución.

2. Función fonética. De los tres elementos que componen el aparato de la fonación; el fuelle respiratorio, aparato glótico y aparato resonador, la boca integra este último junto con las fosas nasales y la faringe. Estos órganos fonadores deben actuar como una verdadera unidad funcional, para lo cual es necesario que exista coordinación entre estos factores: mecánica de la respiración, movimientos laríngeos, vibración de las cuerdas vocales y acomodación de las cavidades resonadoras y de los puntos de articulación.

En la boca, se modifica el sonido emitido en la laringe al paso de la corriente de aire pulmonar. Las distintas posiciones de la boca dependen de los movimientos del maxilar inferior, sobre todo de los de descenso y ascenso. La locución normal se produce en óptimas condiciones cuando la boca se encuentra entre abierta. Las piezas dentarias participan en dos formas en la fonación. En conjunto lo hacen como parte integrante de la cavidad bucal que, a manera de caja de resonancia, se modifica para producir los diversos sonidos. En forma individual, al igual que los procesos alveolares, bóveda palatina, y velo del paladar, los dientes intervienen como elementos pasivos en relación con la lengua o labios que participan activamente en la articulación del sonido (stanley J. Nelson, 2010)

3. Función estética. No la cumplen los dientes solo por lo agradable que resulta su presencia puesto que hacen algo más que constituir el motivo decorativo de una bella sonrisa: integran junto con los maxilares la armazón donde se apoya las partes blandas y son por tanto responsables de la posición que adopta la musculatura facial. En gran parte participan, por ello, de la determinación de rasgos que configuran el carácter y la personalidad del individuo. Además, mantienen el equilibrio de las proporciones de la boca, rigiendo la fisonomía y la conservación de las dimensiones de la parte inferior de la cara, en relación con los restantes segmentos de la cabeza.

4. Función de preservación. Además de sus clásicas funciones, masticatoria, fonética y estética el diente merced a su forma cumple la función de asegurar su propia posición en el arco tratando de evitar posibles desplazamientos y, como consecuencia de ello mantiene la integridad de los tejidos para dentarios. Cuando ocurren cambios posicionales, algunos elementos del diente se tornan inactivos, su acción pierde eficacia, se alteran o destruyen los elementos de sostén y el proceso suele terminar con la pérdida de la pieza. Como consecuencia de tal hecho es posible esperar desequilibrios en el arco dentario correspondiente y en la relación de antagonismo.

Estas son las funciones que cumplen las piezas dentarias. Para que se lleven a cabo normalmente es necesario la presencia e integridad de los dientes. La eficiencia masticatoria, la correcta articulación del sonido y la belleza facial con sus múltiples y complejas derivaciones dependen de una dentadura completa y sana. (stanley J. Nelson, 2010)

### **1.3 Morfología Dentaria**

Para conocer la morfología de los, dientes principalmente los permanentes; deberá considerarse su morfología externa y la que ofrece la cavidad que ocupa el tejido pulpar. Pero previamente será necesario conocer primeramente la nomenclatura dentaria, y cómo son los elementos estructurales de las piezas dentarias y establecer las características morfológicas comunes a todos los dientes. (stanley J. Nelson, 2010)

#### **1.3.1 Conformación Externa**

Los tejidos dentarios originan una serie de formaciones que, combinadas, modificando su número, tamaño, forma, ubicación, acentuación o reduciendo sus características, son las que permiten diferenciar cada pieza dentaria.

Cúspides. Poseen una forma de pirámide cuadrangular cuya base se suelda al cuerpo del diente. De las caras laterales, denominadas facetas, dos se orientan hacia las caras libres, facetas lisas, y dos hacia la cara oclusal, facetas armadas. Una de otras se hallan separadas por la arista longitudinal. Las facetas lisas, muy inclinadas, se encuentran separadas por la arista lisa, vestibular o palatina o lingual; y las facetas armadas, menos inclinadas que las anteriores, están separadas por la arista armada, más acentuada que la lisa. La inclinación de las facetas armadas decrece desde el primer premolar hasta el tercer molar. Ello se puede determinar estudiando la relación entre las alturas coronaria y cúspide. En el primer premolar, la altura cúspide equivale a un tercio de la coronaria, mientras que, en los molares, segundo y tercero en especial, llega a ser solamente un quinto (stanley J. Nelson, 2010)

En términos generales, altura cúspide es el segmento de vertical comprendido entre dos planos horizontales que pasen por el vértice y la sima de la cúspide. Tylman la denomina altura anatómica e introduce el concepto de altura geométrica, que representa la altura cúspide activa. Se mide con los dientes en oclusión central, registrando la dimensión del segmento de vertical comprendido entre dos horizontales que pasan por los vértices de las dos cúspides homólogas. De donde resulta que la medida de la altura geométrica es lo mismo que el overbite (desbordamiento vertical de los dientes del arco superior con respecto a los del inferior), Hanau denomina altura funcional a la geométrica y relativa a la anatómica.  
<http://redentis.blogspot.com/>

Las cúspides así descritas responden a una concepción general y se las encuentra en premolares y molares. Gysi considera que las cúspides de los molares son pirámides triangulares, con una cara lateral en vestibular y dos en oclusal. Diamond describe la existencia de cúspides que poseen forma del bulbo, localizadas en vestibular de los molares inferiores y disto palatino de los superiores, a las que podríamos agregar las linguales de los premolares inferiores.  
<http://redentis.blogspot.com/>

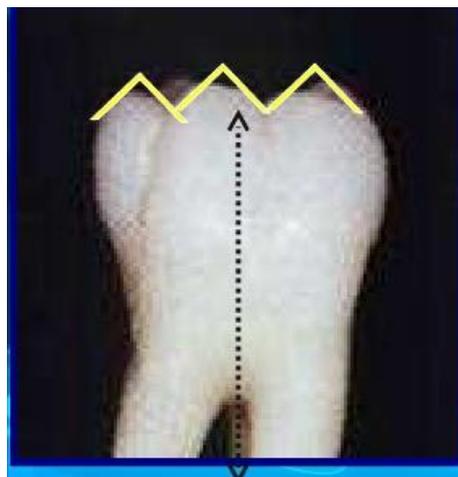


Imagen 1: Cúspide lingual y mesial.

<https://es.slideshare.net/constanzamercedes/morfologia-dental>

En los incisivos y caninos la existencia del cuarto lóbulo en cervicopalatino o lingual, que alcanza a veces cierto desarrollo (canino superior), permite clasificar a estos dientes como bicúspides. En tal caso, la cara palatina o lingual pasa a ser considerada casi íntegramente como cara oclusal, quedando la cara libre reducida a la pared palatina o lingual del lóbulo cervical. Recuérdese que la evolución de la forma dentaria depende casi exclusivamente del aumento de tamaño de la porción palatina, mínima en los incisivos centrales, para ir aumentando de tamaño en incisivos laterales, canino y primer premolar y para alcanzar en el segundo premolar superior la altura de la porción vestibular y superarla luego en los molares.

Tubérculos supernumerarios. Son prominencias o pequeñas cúspides ubicadas en la corona dentaria, agregadas a las estructuras anatómicas normales. Poseen tamaño variable, pero sus alturas no exceden normalmente de un tercio de la altura coronaria. Generalmente el límite cervical del tubérculo se confunde con la superficie de la cara del diente donde se encuentra; hacia oclusal está delimitada por un surco de profundidad variable. El eje cervicooclusal puede ser convergente, divergente o paralelo con respecto al eje de la corona. Se los observa con mayor frecuencia en molares, incisivos superiores y caninos de ambos arcos, y excepcionalmente en premolares y en incisivos inferiores. Se ubican en relación con las caras libres coronarias y en oclusal, sobre todo de los terceros molares.

El tubérculo de Carabelli se ubica en la unión de las caras mesial y palatina de los primeros molares superiores permanentes, en una posición equidistante de cervical y oclusal. Su tamaño es variable, desde un pequeño mamelón el tubérculo puede alcanzar un nivel que llega hasta el plano de la cara oclusal, de la que queda separado por un surco profundo, arciforme, de concavidad cervical, extendido desde palatino a distal. Este tubérculo, descrito por Carabelli, en 1844, se presenta en todas las razas y ha sido hallado en cráneos prehistóricos. Es frecuente encontrar un elemento homólogo en segundos molares superiores temporarios;

según Lombroser en 80% de los casos, según Zuckerkandl en el 90%. (stanley J. Nelson, 2010)

Más raramente se presenta el tubérculo de Bolk en mesiovestibular de segundos y terceros molares superiores y de Traviani, en palatodistal de molares superiores. La estructura histológica de los tubérculos depende de su tamaño; cuando son pequeños se integran exclusivamente con esmalte. Cuando alcanzan mayor dimensión y están mejor delimitados, aparece la dentina. La pulpa dentaria no interviene en su estructura.

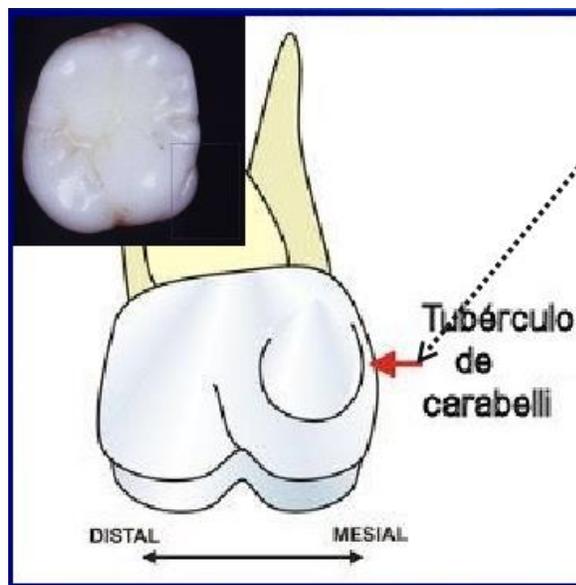


Imagen 2: tubérculo 1 mol superior

<https://es.slideshare.net/constanzamercedes/morfologia-dental>

Surcos. Constituyen una interrupción notable en la superficie dentaria. Están excavados en el esmalte, aunque a veces pueden aparecer como una verdadera fisura, con tejido dentinario en su fondo. La significación del surco es la siguiente: los primeros trazos de mineralización se registran en los vértices de las cúspides; a medida que la misma progresa centrífugamente, se van acercando en ocasiones la coalescencia es absoluta (tal como ocurre en vestibular de los incisivos), pero

cuando queda la reliquia del diferente origen de cada cúspide caso de oclusal de los molares aparece el surco.

En cuanto al origen de la fisura, para unos (Wetzel, Bolk) reside en la deficiente soldadura entre los distintos lóbulos del desarrollo que constituyen la cara oclusal, para otros no es más que una laminilla del esmalte de tamaño gigantesco. Diamond propone para los surcos la denominación de “espacio intertubercular”. De acuerdo con su significación, se los clasifica en principales y secundarios. (stanley J. Nelson, 2010)

Los surcos principales parten de una fosa principal para dirigirse a otra, o a una secundaria, o bien para continuarse por las caras libres. Delimitan las cúspides entre sí, mientras que los surcos secundarios parten de las fositas secundarias para delimitar rebordes marginales o lóbulos. Estos mismos surcos de la cara Oclusal pueden continuarse por las caras libres de todos los molares. En las caras palatinas de los incisivos y caninos superiores se hallan surcos que separan el cuarto lóbulo y los rebordes marginales de la depresión palatina. (stanley J. Nelson, 2010)

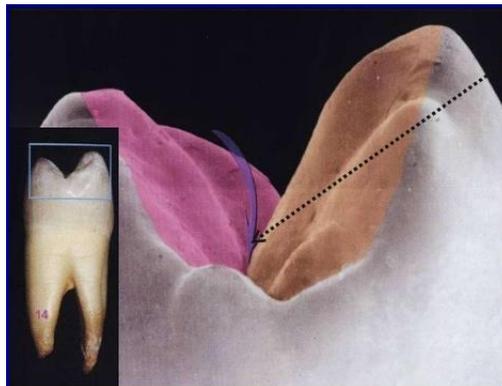


Imagen 3. Surco de Desarrollo.

<https://es.slideshare.net/constanzamercedes/morfologia-dental>

Fosas. Son excavaciones irregulares, algo más profundas que los surcos, se clasifica en principales y secundarias. Gysi, con criterio funcional, considera a las fosas principales como cúspides invertidas. Mientras a las cúspides las llama verdaderas o positivas, a las fosas las denomina invertidas o negativas <http://redentis.blogspot.com/>

Las fosas principales se forman por la reunión de surcos principales, estos pueden ser dos (fosa central de primer molar superior); tres (fosa central de segundo molar superior o cualquiera de las fosas centrales de primer molar inferior), o cuatro (fosas centrales de segundo molar inferior). Ocasionalmente pueden aparecer fosas formadas por la reunión de cinco surcos principales; se trata de terceros molares inferiores pentacuspídeos, con disposición similar a la de un segundo molar, con el aditamento de un quinto surco que desde la fosa centra se dirige en dirección vestibulodistal. Así las fosas secundarias, se forman por la intersección de un surco principal y uno o dos secundarios. Son menos amplias y profundas. En los molares suele encontrarse un tipo particular de fosa en las caras libres. Frecuentes en las vestibulares, son menos comunes en las palatinas y excepcionales en las linguales. En el primer molar inferior corresponde a la terminación del surco mesiovestibular; en el segundo y en los superiores al surco vestibular; en el tercero a la terminación del surco vestibular o del mesiovestibular, según la forma que el diente adopte.

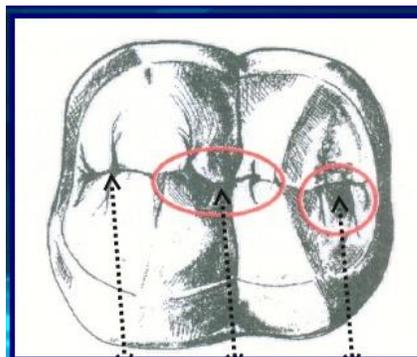


Imagen 4: FOSA MESIAL, CENTRAL, DISTAL.

<https://es.slideshare.net/constanzamercedes/morfologia-dental>.

Se ubica siempre en un punto equidistante de oclusal y cervical y tiene forma olivar, con el eje mayor dirigido en el sentido vertical. Muy frecuentemente la fosita se continúa profundamente con una fisura, motivo por el cual éste es uno de los puntos de elección en la iniciación de los procesos de caries.

Depresión. Cavidades amplias y poco profundas que pueden o no estar delimitadas con respecto al resto de la superficie dentaria. Encontraremos:

a) El tipo más definido de depresión corresponde a la cara palatina de los incisivos superiores. Son notables porque contribuyen a su delimitación los rebordes marginales y los lóbulos cervicopalatino, de los que están separados por surcos.

b) En la misma localización, pero en los dientes inferiores, existen depresiones poco marcadas, ya que los elementos delimitantes señalados en el superior están apenas esbozados.

c) Ubicadas en distal de canino inferior, mesial de premolares superiores y de todos los molares y palatino del primer molar superior. En el canino y en los premolares y molares, estas depresiones son propias de las caras proximales, y se continúan, por lo general, con canales radiculares. El que se ubica en la cara palatina del molar constituye la prolongación del surco homónimo de la cara Oclusal. En el caso del primer molar superior, ese mismo surco se prolonga sobre la raíz correspondiente.

d) Otro tipo de depresión se encuentra en las caras vestibulares de los dientes anteriores y aun de los premolares. Son poco perceptibles y tienen una medida que supera a las demás. Son alargados en el sentido del eje del diente y corresponden a la unión de los lóbulos vestibulares de desarrollo, estando vinculados con la existencia de escotaduras en el borde inicial.

Rebordes marginales. Son eminencias alargadas de sección triangular que aparecen en las caras oclusales o en las palatinas o linguales de los dientes con borde incisal. Proyectadas sobre los contornos de las caras proximales, presentan dos vertientes orientadas hacia la cara oclusal y el surco interdentario, reunidas en

una arista de dirección vestibulolingual o palatino. Rombos en los dientes con borde incisal, poseen aristas agudas en los dientes con cara oclusal. En los incisivos y caninos superiores se extienden prácticamente desde los ángulos incisales hasta el cuarto lóbulo, con el que se fusionan.

Dado que se localizan en las caras dentarias donde se opera con mayor intensidad la fuerza de la masticación, es explicable que no se los pueda encontrar con mucho relieve en las caras linguales de los incisivos inferiores. En los premolares y molares se extienden de vestibular a palatino, uniendo las cúspides en la porción en que éstas se acercan a las caras proximales. El tamaño de los rebordes, comparativamente con el del diente que los contiene, decrece desde incisivos a molares.

La función del reborde marginal es la de proteger el punto de contacto, impidiendo el fuerte impacto alimenticio sobre esa zona. En los premolares y molares actúa manteniendo el alimento dentro del área oclusal; en incisivos y caninos lo encausa hacia el relieve del lóbulo cervicopalatino o lingual.

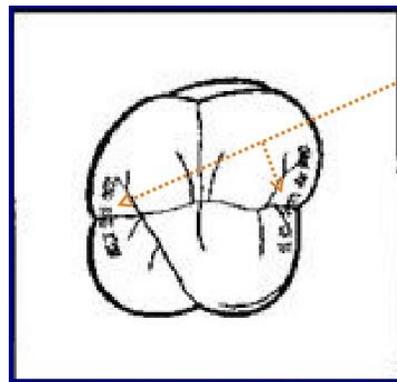


Imagen 5: Rebordes Marginales.

<https://es.slideshare.net/constanzamercedes/morfologia-dental>.

Aristas. Se encuentran delimitando las distintas facetas de una cúspide. Las más notables son las que separan las facetas lisas de las armadas y reciben el nombre de aristas longitudinales. En los molares, en el diente aislado, existe

continuidad con el elemento homólogo de la cúspide vecina. Además, estas aristas se ordenan en el arco dentario de acuerdo con una disposición que determina una línea para las cúspides vestibulares y otra para las palatinas o linguales. Con menor relieve se hallan las que separan entre sí a las facetas armadas. Mucho menos notable, casi perdiendo la categoría de aristas, figuran las que separan las facetas lisas. Es también una arista la parte más prominente del reborde marginal, que señala la unión de la vertiente oclusal y la del surco interproximal.

Crestas. Se suele homologar la designación de cresta con la de arista. Empero, debe recordarse que arista es la intersección de dos planos, y creta un relieve definido voluminoso. En verdad ha de reservarse esta designación para elementos de mayor tamaño. Se presentan como una prominencia del esmalte, alargada y notable. Como ejemplo se cita la apófisis oblicua del primer molar superior y el puente adamantino del primer premolar inferior.

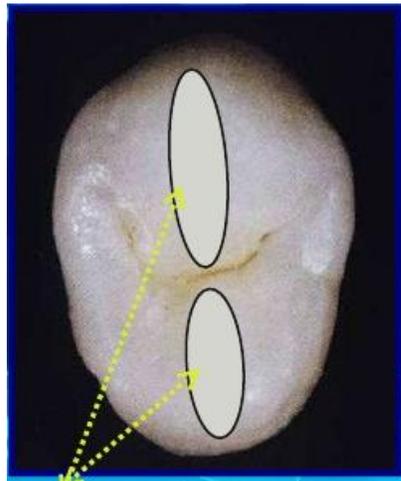


Imagen 6: Cresta en la Superficie Labial de una Bicúspide.

<https://es.slideshare.net/constanzamercedes/morfologia-dental>

Cuello anatómico y cuello clínico. La línea de separación entre el esmalte y el cemento, o lo que es lo mismo, entre corona y raíz, constituye el cuello anatómico

o línea cervical. Su disposición es inmutable, presentando características definidas en cada diente y cara. En incisivos, caninos y premolares es una línea curva con la convexidad dirigida hacia apical en las caras libres y hacia oclusal en las proximales. En las caras libres, la curvatura de la vertiente mesial corresponde a un arco de radio de longitud menor que el que engendra la curva de la vertiente distal. Esta diferencia es más notoria en las caras vestibulares que en las palatinas o linguales.

En las proximales también existen dos vertientes: una vestibular y otra palatina o lingual; al encontrarse ambas determinan un ángulo sumamente obtuso en las distales y de angulación menor en las mesiales. Estas vertientes son más inclinadas en mesial que en distal y, en consecuencia, el vértice ocupa en mesial un plano más cercano a oclusal o incisal. Observando las curvaturas de la línea cervical en todos los dientes, se comprueba que las intensidades de las mismas disminuyen desde el incisivo central hasta el segundo premolar. Este carácter se acentúa hacia distal, llegando en proximal de los molares inferiores y palatino de los superiores a transformarse en una línea de ondulación apenas perceptible.



Imagen 7: cuello de molar

<https://es.slideshare.net/constanzamercedes/morfologia-dental>

La mayor variación ocurre en aquellas caras dentarias donde se implantan más de una raíz. Así, en vestibular de todos los molares, proximal de los superiores y lingual de los inferiores, la disposición del cuello varía tanto que se invierte la convexidad con respecto a cómo se las encuentra en los dientes anteriores. El cuello se presenta con dos curvas, convexas hacia oclusal, que se unen en un pequeño espolón en relación con la bifurcación radicular. Esta línea cervical no se modifica por procesos no destructivos. Denominada también línea anatómica, divide al diente en corona y raíz anatómica, las cuales una vez totalmente calcificado el ápice conservan su forma, tamaño y relación para toda la vida de la pieza dentaria. En el diente in situ se reconoce otra línea que recibe el nombre de cuello clínico o línea gingival, y que lo divide en corona y raíz clínica. Según Orban y Gottlieb, se instala sobre el diente en la parte más superficial de la adherencia epitelial, o lo que es lo mismo, en el fondo de la hendidura gingival. Ackermann y Held disienten, considerando que la posición de la línea corresponde a la proyección sobre el diente del festón gingival, es decir, en la cresta de unión de las vertientes dental y gingival de la encía marginal. En ambos casos el trazado resulta de diseño semejante a la línea cervical anatómica. (stanley J. Nelson, 2010)

La opinión de Orban y Gottlieb resulta más convincente, lo cual significa aceptar que la hendidura gingival es parte de la cavidad bucal. Para la corona que describe Ackermann y Held se reserva el nombre de corona visible. Con el nombre de cuello quirúrgico se designa la zona del diente comprendida entre la línea cervical, anatómica, y la proyección sobre la superficie de la raíz del plano horizontal que pasa por la cresta del reborde alveolar <http://redentis.blogspot.com/>

La porción de dientes que se halla dentro de la cavidad bucal se denomina corona clínica; la que se implanta en el maxilar, comportándose como el elemento de inserción del diente, es la raíz clínica. Cuando el diente cumple su movimiento eruptivo, la línea gingival se traza sobre el esmalte, resultando en ese momento la corona anatómica mayor que la clínica. El caso opuesto se encuentra en aquellos dientes en que, por retracción gingival, la encía se inserta en el cemento determinando una corona clínica mayor que la anatómica. Existe una tercera

posibilidad, y es que coincidan las coronas y raíces clínicas y anatómicas cuando la inserción de la encía se hace en la línea cervical. Se utiliza también la denominación de raíz y corona funcional, en atención al papel que cumple cada una de ellas, en lugar de raíz y corona clínica.

Resumiendo, todos estos conceptos se concluyen que: la línea cervical o cuello anatómico separa el esmalte del cemento y delimita a la corona y raíz anatómica.

La línea gingival o cuello clínico, que emigra desde el esmalte al cemento, está ubicada en el fondo de la hendidura gingival y separa corona y raíz clínica (Orban y Gottlieb); la corona visible se excede hacia oclusal o incisal el borde del festón gingival (Ackermann y Held); el cuello quirúrgico es la zona del diente comprendida entre la línea cervical y el plano horizontal que pasa por la cresta alveolar; la topografía de la línea cervical. (stanley J. Nelson, 2010)

En todos los dientes la región del cuello señala una pequeña depresión, marcada a expensas de corona y raíz. La forma en que se relacionan los dos tejidos periféricos da lugar a la aparición de cuatro casos.

Choquet los ha descrito así: 1) El esmalte cubre al cemento, 2) El cemento sobre el esmalte. Este caso y el anterior son los más frecuentes, 3) Los bordes del esmalte y del cemento, totalmente adelgazados, se afrontan sin solución de continuidad, 4) El esmalte y el cemento terminan independientemente, separados por un espacio cuyo fondo lo constituye la dentina. <http://redentis.blogspot.com/>

Choquet señala una contradicción entre lo que hace suponer la embriología y la realidad. Según aquella el cemento debería cubrir al esmalte, puesto que es el último de los tejidos en calcificar y sobre todo porque para hacerlo necesita la presencia previa de tejido dentinario; pero la realidad indica que la más frecuente de las cuatro formas comentadas es la primera, es decir, que el esmalte cubre al cemento. Tal como Choquet lo decía, pese a la Embriología, “el hecho es éste, preciso, indiscutible. Este autor ha señalado la posibilidad de que en las diferentes

caras de un mismo diente puedan hallarse simultáneamente varios de estos casos. Por otra parte, ha encontrado relación entre la forma de presentación en los dientes homólogos y coincidencia entre padres e hijos, atribuyendo cierta importancia a la herencia. <http://redentis.blogspot.com/>

### **1.3.2 Concepto de las Formas Geométricas.**

Conociendo el lector los elementos que constituyen los dientes y analizados los factores que deciden la aparición de los diferentes tipos de presentación de sus formas, es posible introducirse en una descripción más complicada de la forma geométrica que corresponde a cada diente.

Como no existen diferencias fundamentales entre las piezas integrantes de un mismo grupo, es posible limitar la descripción de un ejemplar de cada uno de ellos.

Premolares. La raíz con idéntica forma de pirámide cuadrangular a la exhibida por los dientes anteriores. En su corona diferenciamos también dos porciones, tal como lo hicimos con el canino. La mayor es un prisma cuadrangular cuyas caras laterales son vestibulares, mesial, palatino o lingual y distal. Las dos bases son: una cervical, que se une a la porción radicular, y otra oclusal. Sobre esta última se apoya la porción menor, integrada por dos pirámides cuadrangulares de bases amplias y pequeña altura, que representa a cada una de las cúspides, ubicadas sobre las caras libres.

Molares. Presentan una disposición parecida a la de los premolares, aunque más compleja. La porción radicular, múltiple, aparece con dos pirámides de base rectangular, una dispuesto sobre mesial y otra sobre distal para los molares inferiores, y tres para los del arco superior: mesial, distal y palatina. En cuanto a la corona del molar exhibe en su porción oclusal 3, 4 o 5 pirámides del tipo descritas para los premolares, de acuerdo con el arco a que pertenezca.

Superficie de los dientes. Todas las superficies de los dientes son curvas convexas o cóncavas. Nunca se hallará una superficie plana en la forma dentaria normal. Cuando existe es debido a un agente externo. La atrición y la abrasión determinan la aparición de zonas planas, por desgaste de la superficie antagonista. (stanley J. Nelson, 2010)

## Capítulo II

# MATERIALES DE RESTAURACION INDIRECTA

## **2. Generalidades de la Cerámica.**

La cerámica del griego kepmoc, keramos que significa “arcilla”, tierra del alfarero. Es un material de compuesto inorgánico, no metálico, muy dúctil en estado natural, que se vuelve rígido después de su cocción en un horno; las cerámicas y vidrios son clasificados como materiales de alta resistencia a la compresión, pero baja resistencia a la tracción por lo que pueden ser fracturados a tensiones muy bajas. (Montagna F, 2013) (Saavedra R, 2014)

La cerámica es uno de los primeros materiales que el hombre produjo artificialmente; data de aproximadamente unos 23,000 años a.c.; de acuerdo a los hallazgos encontrados en recientes excavaciones.

Con el descubrimiento de las minas de caolín, las cerámicas tomaron otro modo de difusión, y elaboración creciendo así su composición y estructura. De acuerdo a su composición química las cerámicas contienen compuestos como arcillas, feldspatos, sodio, potasio, arenas silíceas, óxidos de hierro, alúmina y cuarzo; presentan una estructura cristalina total o parcial y una amorfa o vítrea. (Montagna F, 2013) (Alvares MA, 2003)

Con estas nuevas composiciones o propiedades, que solo se utilizaban para platos, vajillas u otros materiales; se pensó que fuera de uso en materia odontológica. Su introducción en materia odontología se remonta a finales del siglo XVIII; para esta fecha solo se utilizaban materiales como hueso, marfil, madera, y clavos, dientes de cadáveres etc.; estos materiales también sufrían desgastes como el de los dientes naturales.

En el año 1770 el químico Alexis Duchateau en un intento por cambiar su mal oliente y tenida prótesis, le pidió ayuda al dentista Nucholas Dubois de Chemant, juntos trabajaron en diferentes formulaciones para la fabricación de la porcelana como material dental, ya que Duchateau observando sus recipientes que estaban

fabricados de porcelana y que estos no sufrían ningún cambio en cuanto a las sustancias que contenían. Es entonces que surge el uso de la porcelana como uso odontológico. Pero la realización de las primeras prótesis tuvo grandes defectos uno de ellos fue la contracción del material por la gran cantidad de temperatura que se ejercía sobre ellas. (Saavedra R, 2014) (M., 2012) imagen 8



**Imagen 8:** Prótesis de Porcelana. (Alexis Duchateau.)

En 1808 el odontólogo Fonzi, fabrico dientes en porcelana con gran éxito, con pines de platino con un mecanismo de sujeción a una estructura metálica para la parte posterior; aportando con ello un avance a la odontología estética, y posibilidad de reparar y de confeccionar prótesis parciales. (H., 2007) imagen 9



**Imagen 9:** Prótesis Parcial Superior con Dientes en Cerámica Fijados sobre una Estructura Metálica (constituida por forzi).

Con los trabajos de Taggart en 1907 de la técnica de cera perdida; dio inicio a la odontología restauradora moderna; que a partir de 1940 se utilizaron con mayor frecuencia pues se les aplicaron polvos de granos más finos, los cuales ayudaron a la percepción de la fluorescencia y la translucidez aproximándose así a las características de los dientes naturales, dando con ello inicio a una nueva versión de la odontología estética. (A., 2014)

Para 1960 con el logro de la unión de cerámica al oro, obtenida por Weinstein, se dio un gran paso para lo que hoy conocemos como coronas metal cerámicas.

Años más tarde se presentaron trabajos sobre la cementación adhesiva de carillas de cerámica al diente solo para dientes anteriores; la adhesión de acrílico al diente, el desarrollo de resinas compuestas y el desarrollo del silano; estos trabajos fueron la base fundamental que propicio la unión estable entre el diente, la resina y la cerámica; creando así las condiciones necesarias para la odontología adhesiva en prótesis.

1989, la empresa Vita Sahnfabrick presento el primer sistema libre de metal llamado in – Ceram. Dos años después surgió el sistema Empress, con la técnica de cera perdida; utilizando pastillas de cerámica preceramizadas de leucita con matices deseados.

En 1993 el sistema Procera, utilizo la Tecnología CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing, diseño asistido por computadora/ fabricación asistida por computadora) por primera vez iniciando con el fresado sobre infra estructuras de titanio, reemplazado en la actualidad por alúmina o zirconio.

En 1998, el sistema Empress incremento a su sistema nuevas pastillas, ahora de disilicato de litio, introduciendo una nueva cerámica de cobertura, llamado Empress II. (H., Biomateriales odontologicos de uso clinico, 2007)

## 2.1 Composición de las Cerámicas Dentales

La gran mayoría de las cerámicas dentales tienen una estructura mixta compuesta por dos fases, una fase vítrea con estructura amorfa, en donde la matriz forma el compuesto que une y envuelve otros componentes, la cual es responsable de la estética, y la fase cristalina es un relleno que mejora las propiedades mecánicas y ópticas, responsable de la resistencia. (Martinez F, 2007) (Diaz P. Lopez E. Malumbres F, 2008)

En la clasificación de las cerámicas odontológicas existen diferentes criterios, entre los que podemos citar:

- a) Por uso o indicación: En dientes anteriores, posteriores, carillas, postes y núcleos pueden ser fundidas sobre el metal, pigmentos y glaseados.
- b) Por su composición: alúmina, zirconia, vitro cerámicas a partir de leucitas, y disilicato de litio.
- c) Por su método de fabricación: Completa o parcialmente sintetizadas, infiltradas por vidrio, modeladas o condensadas, coladas o inyectadas, torneadas o maquilladas mediante copiadoras o fresadoras del sistema CAD-CAM.
- d) Por temperatura de horneado o fusión: baja (900-1080 °C), media (1080-1260 °C) o alta fusión (1260-1400 °C)
- e) Por su translucidez: opacas, translucidas o transparentes.
- f) Por resistencia a la fractura y abrasión. (Saavedra R, 2014)

Otras clasificaciones incluyen a los sistemas libres de metal, divididas en:

Cerámicas de silicato. Con la presencia de materiales como el cuarzo, feldespato o caolín, su componente básico es el dióxido de silicio, son materiales heterogéneos, que se constituye por cristales rodeados de una fase vítrea, dependiendo de la mezcla, de tamaño de grano de la sustancia, el porcentaje de los distintos componentes y la temperatura de sintonización, se producen materiales

para diversas utilidades como loza, porcelana, vidrio, que se pueden clasificar en feldespáticas y aluminosas.

Cerámicas de óxidos. Engloban a los óxidos simples (aluminio, ziconia y titanio), así como los óxidos complejos (espinales, ferrita etc.), son materiales poli cristalino con escasa o nula fase vítrea, que representa la parte débil de la porcelana; por ser un material muy opaco su utilización es solo para cofias internas de las restauraciones cerámicas. (O, 2012)

### **2.1.1 Feldespáticas**

Estas cerámicas se han empleado para el uso en odontología desde la década de los sesenta. No han sido superadas en cuanto a su estética; su principal defecto es la falta de resistencia, por lo que son más susceptibles a la fractura sobre todo en el sector posterior por las cargas masticatorias de gran impacto, la fractura tiene la posibilidad de disminuir con técnicas de adhesión para su cementación, por lo tanto, no se pueden utilizar en prótesis fija si no son apoyadas sobre una estructura metálica o cerámica. (Martinez F, 2007)

Su composición básica está conformada por tres compuestos:

- Feldespato. A alta temperatura estabiliza la porcelana manteniendo la forma, aumentando la viscosidad y al enfriarse en forma vítrea aumentara translucidez, es el responsable de la formación de la matriz vítrea.
- Sílice o Cuarzo. Forma la fase cristalina de la porcelana, aporta dureza y resistencia debido a la alineación de sus moléculas que son estables químicamente, las cuales no se sintetizan por completo evitando el progreso de grietas, estabilidad durante la sintonización y control de translucidez.
- Caolín. Este componente minoritario el cual continúa en reducción, permite la plasticidad gracias a la unión de las partículas de la masa antes de la

cocción. Su presencia es necesaria para el moldeamiento de la porcelana. (Alvares MA, 2003) (Diaz P. Lopez E. Malumbres F, 2008)

La obtención del material se produce a partir de la fusión de los óxidos a temperaturas elevadas, proceso conocido como ceramización; su translucidez se produce a partir de la matriz vítrea y su resistencia de los núcleos cristalinos, que a estos se incorporan diferentes óxidos metálicos para obtener pigmentos que establecerán diferentes colores con la intención de imitar dientes naturales; como el óxido de titanio que proporciona el efecto amarillo, el óxido de hierro, el marrón, el óxido de cobalto, el azul, el óxido de cobre, el verde y la alúmina, di silicato de litio o zirconia, van a mejorar la resistencia del material.

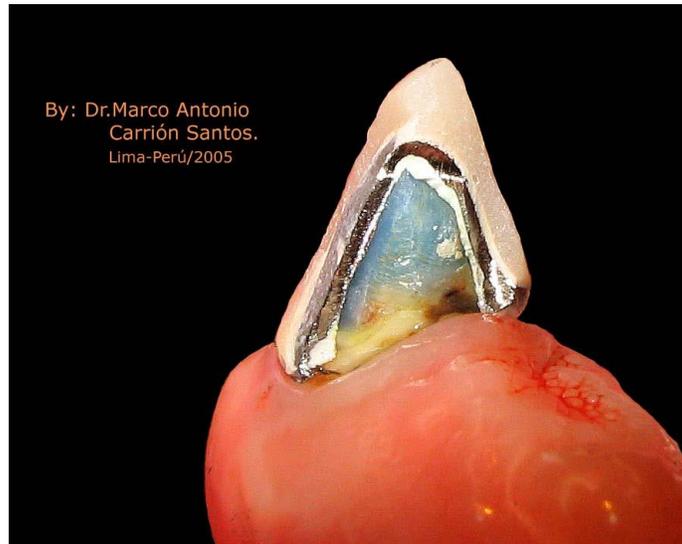
Las cerámicas feldespáticas presentan algunas diferencias aun después de haber sido cementadas adhesivamente, su fragilidad es un problema debido a su proceso de elaboración que es mezclar el polvo cerámico con agua, evolucionando con el tiempo hacia posibles fracturas, en especial en dientes posteriores, que reciben cargas masticatorias de gran impacto (imagen 10) (A., 2014)



**Imagen 10:** Fractura de Restauraciones Cerámicas Feldespáticas. A) Fractura en dientes anteriores B) Fractura de Dientes Posteriores

Para tratar de minimizar esta diferencia, es necesaria la realización de preparaciones más invasivas, estableciendo un espesor de material de material restaurador suficiente para soportar las fuerzas de masticación; para que se pueda establecer una restauración adecuada, la remoción de tejido dental debe obedecer

a un desgaste uniforme siguiendo los planos anatómicos que los dientes naturales presenta, facilitando el trabajo de laboratorio al crear el espacio adecuado para que el técnico construya la cofia, aplique el opacado y obtenga el volumen suficiente de material cerámico para que pueda proporcionar las características ópticas cercanas al diente natural (Imagen 11). (A., 2014)



**Imagen 11:** Corte Sagital de la Corona Metal-Cerámico Cementada Evidenciando las Diferentes Capas de su Elaboración.

### **3.1.2 Aluminosas.**

En 1965 Mc Lean y Hughes trabajaron en una línea de investigación que permitió obtener cerámicas con contenido de 40 a 50 % de alúmina, incorporando a la porcelana feldespática cantidades importantes de óxido de aluminio, reduciendo la proporción de cuarzo presentando mejores cualidades a la resistencia, modificando así la fragilidad que presentaban con anterioridad; el resultado fue un material con una micro estructura mixta: La alúmina al tener una temperatura de fusión elevada, permanece en suspensión en la matriz, estos cristales mejoraban extraordinariamente las propiedades mecánicas de la cerámica, pues mostraron eficacia en la prevención de la propagación de grietas, para realizar coronas

totalmente cerámicas y abriendo con ello nuevas investigaciones en cuanto al tema de las cerámicas sin metal.

Sin embargo, se observó que el incremento de óxido de aluminio provocaba en la porcelana una reducción de la translucidez, pues se superaba al 50% de alúmina produciendo opacidad. Esto obliga a realizar tallados más agresivos para alcanzar una buena estética. Por tal motivo, las cerámicas con alto contenido de óxido de aluminio son utilizadas para la confección de la estructura interna, siendo necesario recubrirla con porcelana feldespática convencionales para poder lograr un gran parecido al diente natural. (A., 2014) (Martinez F, 2007) Imagen 12

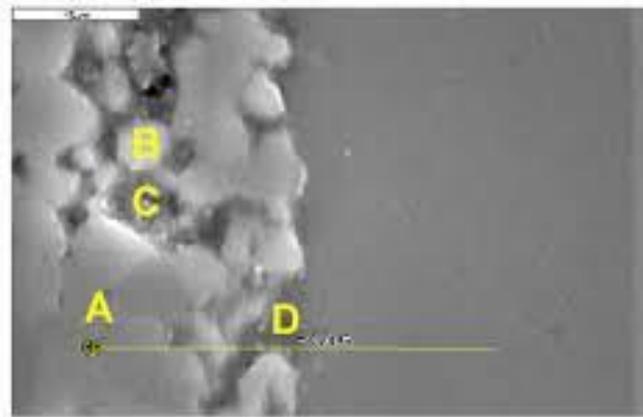


Imagen 12: Muestra Procera All-Ceram. y Detalle de la Interface a 5000 X **A:** Masas Compactas **B:** Partículas Aisladas **C:** Porosidades **D:** Irregularidad.

### 3.1.3 Zirconiosas

La zirconia tiene un dióxido cristalino; sus propiedades mecánicas son semejantes a otros materiales que tiene un color semejante al del diente. Por lo que se llama “acero cerámico” descubierto en 1789 por el químico Martin Huiriche Klaproth y aislado en 1824 por el químico sueco Jons Jakob Berzellius; con un numero anatómico 40 situado en el grupo 4 de la tabla periódica, uno de los elementos con más transición del sistema periódico. (O, 2012) (A. P. J., 2015)

La zirconia es un material duro, resistente a la corrosión, más ligero que el acero y dureza similar al cobre. Sus cristales pueden ser organizados en tres estructuras: monoclinica de temperatura ambiente de hasta 1170 °C, estructura tetragonal de 1170 °C hasta 2370 °C y estructura cubica sobre los 2370 °C hasta el punto de fusión. (Martinez F, 2007) Imagen 13.

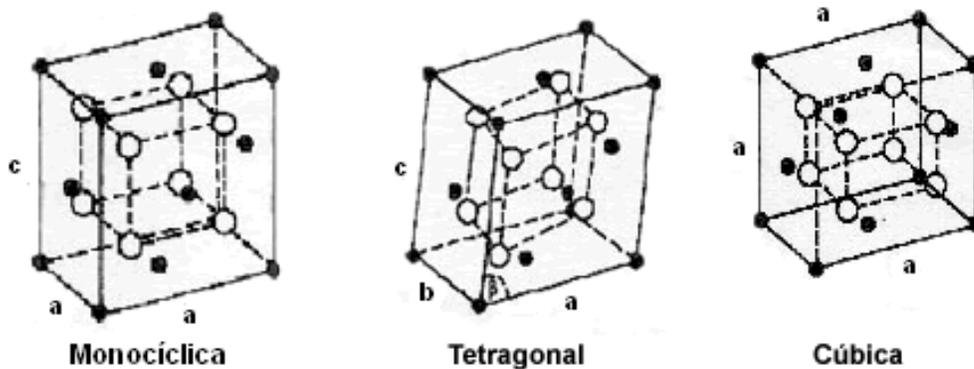
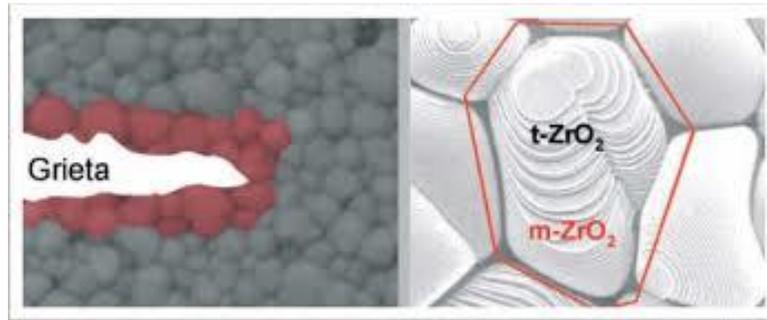


Imagen 13: Estructuras de la Zirconia

Para lograr estabilizarlo en la fase tetragonal a temperatura ambiente se le añade óxido de itrio, que es más resistente a la propagación de la fracturas, ocurriendo en el material el fenómeno de transformación resistente, que consiste en que la zirconia se estabiliza ante una zona de alto estrés mecánico como una grieta o fractura que sufre transformación de la fase tetragonal o la monoclinica, adquiriendo así un mayor volumen, lo que provoca el aumento de resistencia evitando así que se propague la fractura o grieta (Imagen 14) son muy opacas pues no cuentan con la base vítrea al igual que las cerámicas aluminosas, por ello se emplea únicamente para su fabricación de núcleos o infraestructuras y deben recubrirse con una cerámica convencional para lograr una adecuada estética. (Martinez F, 2007) (KJ., 2010)



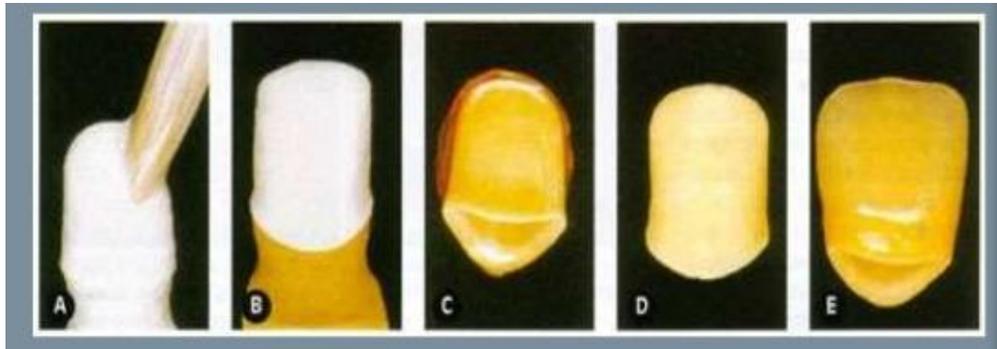
**Imagen 14:** Transformación de la Fase Cristalina de la Zirconia.

La fractura de la cerámica de recubrimiento en la infraestructura de zirconia depende de ciertos criterios como: el coeficiente de expansión entre una infraestructura y una supra estructura, las tensiones térmicas de enfriamiento y el deseno lo que obliga a realizar cambios específicos en él y al recubrir las coronas monolíticas de zirconia translucidas. (Castro E, 2014)

Este material tiene gran demanda, por lo que amenaza con desplazar del mercado a la alúmina. (KJ., 2010)

### **3.1.4 Vitro Cerámicas**

Se denominan Vitro cerámicas porque su dureza y rigidez son similares a la del vidrio. Es un material a base de vidrio colado mediante el procedimiento de la cera perdida y que posteriormente sufre una conversión térmica (ceramización) mediante redes tridimensionales cuya principal característica es la falta de simetría y donde ninguna unidad estructural se repite; se somete a temperaturas superiores a 1000 °C durante varias horas. Con esto, parte de los átomos del vidrio se ordenan formando cristales determinando la formación de una estructura bifásica (vidrio y cristales) con una matriz vítrea y cristales de mica, según la partición particular del producto de que se trate. El sistema más representativo fue el Dicor (Dentsply) (imagen 15) (Alvares MA, 2003) (Diaz P. Lopez E. Malumbres F, 2008) (A. B. , 2012) (Pineda E, 2013)



**Imagen 15:** Secuencia de Realización de una Corona Vitroceramica Infiltrada con Vidrio.

- A)** Aplicación de óxido de aluminio, **B)** Aspecto de la cofia sinterizada, **C)** colocación del infiltrado de vidrio, **D)** aspecto de la cofia una vez infiltrada, **E)** corona finalizada revestida mediante cerámica convencional.

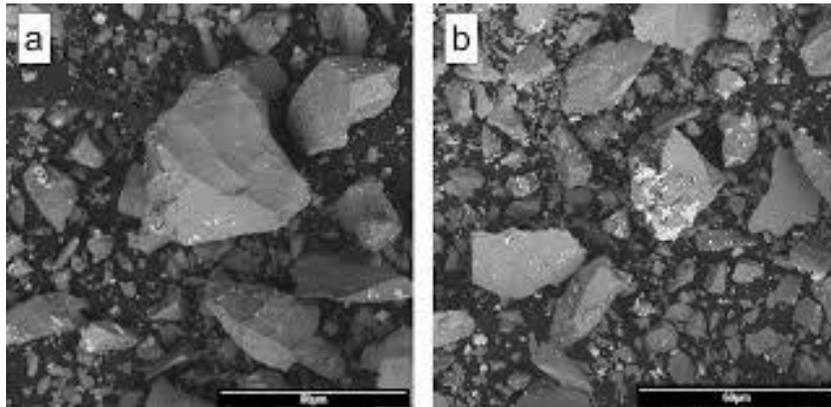
### 3.1.4.1 Leucíticas

Son básicamente feldespáticas donde modifico ligeramente la composición y tratamiento térmico al confeccionar la restauración dando como resultado una mayor concentración de cristales de leucita. Presentan una translucidez moderada, disponible por proceso fusión y fresado con CAD-CAM.

En su fase cristalina está compuesta por cuarzo en un 40 o 63%, y leucita ( $\text{Si}_2\text{AlO}_6$ ), en un 40 o 55%, alúmina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) en un 18 o 20%, logrando alcanzar una resistencia o flexión de 160 a 300 MPa. Mediante la perfecta distribución de los cristales de leucita que se obtienen después del prensado y enfriamiento, es posible incrementar la resistencia sin afectar la translucidez. Utilizadas para subestructuras de carillas, coronas prótesis fija de tres unidades en el sector anterior que requieren ser cubiertas con cerámicas convencionales, pueden ser utilizadas como restauraciones monolíticas.

Para alcanzar la estética adecuadas deben de ser maquilladas con cerámicas especiales para tales efectos. Las restauraciones de este tipo son principalmente obtenidas mediante prensado, inyectadas, modeladas y para ser torneadas y maquilladas. (Saavedra R, 2014)

En 1991 se presentó un sistema de cerámica sin metal llamado IPS Empress buscando alternativas restauradoras que no presentan inconvenientes ocasionados por la presencia de aleaciones metálicas. Este sistema utiliza el principio de inyección cerámica con pastillas preceramizadas de leucita, que presentan eficacia en la prevención de la propagación de grietas internas en la matriz vítrea, tornando la cerámica más resistente y manteniendo las excelentes características ópticas de las cerámicas feldespáticas; sin embargo, aún son insuficientes para sustituir la cofia metálica de las coronas metal cerámicas (imagen 16) (Mezzomo E, 2010) (A. B. , 2012)



**Imagen 16** Vitroceramica de Leucita Termo Prensada con Superficies de Fractura Ligeramente más Irregulares y Rugosas con Respecto a la Cerámica Feldespática Convencional, debido a la Presencia Distribuida de los Cristales de Leucita: **A)** OPC **B)** Empress I.

El sistema utiliza el principio de la cera perdida, en que la restauración cerámica es inyectada en la forma deseada, contando para ello dos técnicas de confección; la técnica estratificada cuando el encerado de la estructura es parcial, para recibir después la aplicación de la cerámica de cobertura y la técnica

maquillada cuando el encerado de la estructura es ejecutado en la forma final de trabajo, después del proceso de inyección la estructura recibe la aplicación de colores y caracterización extrínseca de la restauración, para la posterior sinterización, donde ocurre aun mayor cohesión en los cristales de leucita. (A. B. , 2012) (Mezzomo E, 2010)

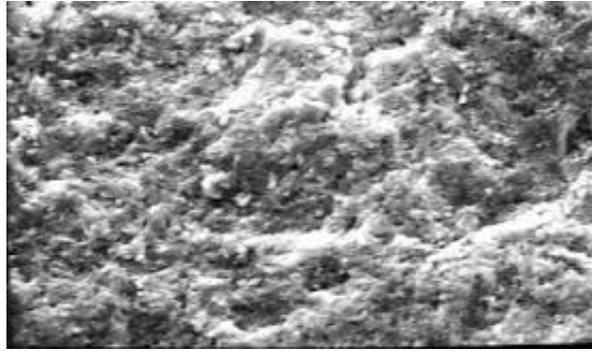
#### **3.1.4.2 Disilicato de Litio**

Las cerámicas de di silicato de litio contienen feldespato responsable de la translucidez, cuarzo que compone la fase cristalina, caolín que proporciona elasticidad y disilicato de litio para mejorar la resistencia, tiene excelentes propiedades ópticas, es un material mucho más estético de apariencia más armónica y natural. (Pineda E, 2013)

La fase cristalina, alcanza un volumen significativo y homogéneo de cristales alargados y entrelazados que obstaculizan la propagación de fractura. Utilizadas principalmente para subestructuras de carillas, coronas y prótesis fija de tres unidades hasta el nivel de premolares que requieren ser recubiertas con cerámicas convencionales, también pueden ser utilizadas como restauraciones monolíticas al presentar distintos grados de translucidez.

Alcanzar una excelente estética al tener la posibilidad de ser maquilladas o mediante la técnica cutback, que consiste en eliminar por corte la porción incisal y parte de la vestibular de manera que se genere el espacio para que puedan ser recubiertas por porcelanas feldespáticas convencionales, con mejores propiedades estéticas mediante estratificación. (Saavedra R, 2014) (Castro E, 2014)

El primer sistema de disilicato de litio llamado empres II fue introducido en 1998, en el cual la cerámica es inyectada en un molde de revestimiento obtenido por la técnica de cera perdida, a alta temperatura y presión (imagen 17) (A. A. d., 2014) (Figueroa R Goulart F, 2014)



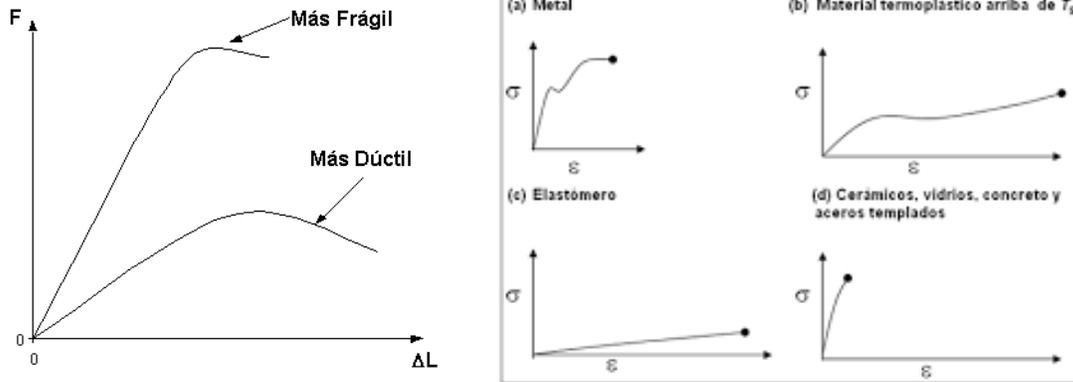
**Imagen 17** Vitroceramica de Silicato de Litio con Granos de Corte Pequeño y Distribución Uniforme.

### **3.2 Propiedades generales de las cerámicas dentales**

Restaurar es devolver al paciente las características que perdió por fractura, desgaste o pérdida de los órganos dentarios. Para ello, es necesario tener en cuenta las posibilidades y limitaciones de los materiales que utilizaremos, con el objetivo de elegir la opción correcta. Por lo tanto, se deben conocer características como: opalescencia, fluorescencia, translucidez, resistencia, flexión, y sinterización etc.

#### **3.2.1 Resistencia, compresión y flexión**

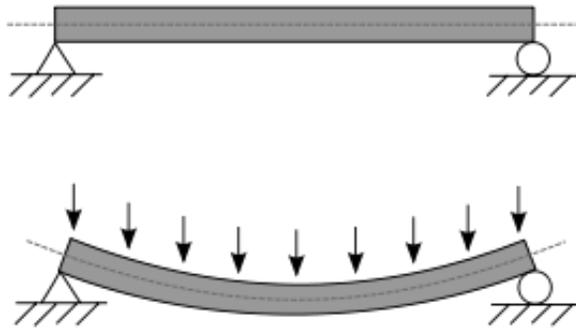
Existen máquinas universales que miden las propiedades mecánicas de los materiales ante los tipos de esfuerzo, utilizando pruebas de laboratorio invitado, realizando trazado de diagramas de esfuerzo/deformación mediante ensayos estandarizados utilizando materiales vírgenes o viejos artificialmente con ciclos térmicos de agua o simuladores de la masticación (imagen18) (Montagna F, 2013)



**Imagen 18** Diagramas de Esfuerzo-Deformación de Materiales con Diferentes Características: Aleaciones y Cerámicas.

Se aplican fuerzas crecientes desde cero hasta la ruptura de la muestra; expresándose en: N/mm<sup>2</sup> mega pascales que es la unidades de la magnitud de presión (MPa), para expresar la intensidad que actúa sobre la unidad de superficie, resultando significativos para ensayos estandarizados (carga de ruptura unitaria). Para la resistencia se utiliza la fuerza de compresión que se define como la carga máxima que un material puede soportar sin fracturarse. Se obtiene dividiendo la carga máxima en compresión con la sección transversal inicial de la muestra.

La resistencia a la flexión ocurre cuando la deformación de la viga (flecha) aumenta proporcionalmente a la carga aplicada y al cubo de la distancia entre los sostenes; en la medida que disminuye el aumento del módulo elástico, aumenta la amplitud de la base de la muestra y el cubo de la altura de la muestra. La muestra genera una carga combinada, tanto en tracción como compresión, que afecta el espesor de la muestra con intensidades diferentes (imagen 19) (Montagna F, 2013)



**Imagen 19** Prueba de flexión: **A)** Las Barras Horizontales en su Estado Natural **B)** Sometiendo a Carga a las Barras Horizontales, la Capa Superficial Sufre Compresión, la Intermedia una Carga Mínima.

La porcelana es rígida pero también es frágil; para evitar que se fracture se deben superar los 100 MPa, los sistemas actuales superan ese valor, por lo que se atribuye que la fractura se debe a una falla en la preparación y diseño del órgano dental, así como en su cementación. Por lo que entonces a las porcelanas libres de metal las podemos clasificar en tres grupos:

- **Baja Resistencia:** de 100 a 300 MPa, como las porcelanas feldespáticas.
- **Resistencia moderada:** de 300 a 700 MPa, representado por las porcelanas aluminosas y disilicato de litio.
- **Alta resistencia:** más de 700 MPa, en las que se encuentran todas las cerámicas zirconiosas.

Esta clasificación nos permite determinar que cerámica será la indicada para la zona que se restaurara. (Montagna F, 2013) (Alvares MA, 2003) (M., 2012) (Martinez F, 2007)

### **3.2.2 Biocompatibilidad.**

Las cerámicas dentales presentan óptica biocompatibilidad, porque presentan una composición química carente de toxicidad, solubilidad química mínima, retención reducida de placa, ausencia de interacción con otros materiales,

también son materiales afines con los tejidos humanos por lo que no causan ningún tipo de irritación o alteración. (Montagna F, 2013) (M., 2012) (Dixon C, 2012)

### **3.2.3 Propiedades ópticas.**

Los ojos perciben la luz a través de los conos de la retina en tres intervalos de longitud de onda: rojo, verde y azul. La estimulación de dos o más tipos de conos, la cantidad de luz que detecta y la interpretación de esa luz que hace el cerebro, determinan la respuesta que genera un color particular. Las mezclas de luz rojo, verde y azul permiten ver cualquier color, con base en tres componentes: tono croma y valor. (Dixon C, 2012)

Interviniendo valores como:

- A) 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, la cual es percibida por el ojo humano. Por lo tanto, el color es un fenómeno físico, sujeto a variables y que presenta ciertos grados de subjetividad por parte del observador. (Montagna F, 2013) (A. A. d., 2014)
- B) Matiz. Es el color natural primario del diente establecido por la dentina. En las escalas del color, correspondiente al matiz: A) color marrón que se aproxima más a la dentina humana, B) amarillo matiz más utilizado de dientes caninos, C) matiz gris, utilizado en pacientes de mayor edad y D) rosa, es un subgrupo de matriz A, siendo bastante adecuado para las rehabilitaciones. (A. A. d., 2014)
- C) Croma o intensidad. Corresponden a la saturación del matiz, en las escalas de color, y se indican con números del 1 al 4. Pueden ser alterados por la cantidad de dentina, espesor y transparencia del esmalte; ya que podemos distinguir un color fuerte de un color tenue. (A. A. d., 2014) (Mezzomo E, 2010)
- D) Valor luminosidad o brillo. Es la cualidad por la que se distingue un color claro de un oscuro en el matiz, cuanto más blanco más reflexión de luz y más brillo, por otra parte, cuanto más negro mayor absorción de luz y, por lo tanto, menos

brillo. Cuando los dientes son naturales son expuestos a una fuerte luz, el esmalte refleja parte de la luz y otra parte será absorbida, penetrando hasta la dentina que es de un espesor variable y delgado en el borde incisal, y más grueso en cervical. Por lo que existen variaciones de color en un mismo diente.

- E) Translucidez. Es todo aquello que deja pasar la luz sin que se vean los objetos con nitidez. Es una escala que mide el reflejo de la luz, ya que, a mayor translucidez, más próximo a lo transparente será el objeto y, a menor translucidez, más se aproxima a lo opaco. Esto tiene un papel importante en la absorción de los dientes en especial los anteriores, pues estos están influenciados por el fondo oscuro de la boca.
- F) Opalescencia. Es la dispersión de la luz causando que la de menor longitud de onda sea reflejada y la de mayor longitud sea transmitido refaccionando la luz en dos colores: azul y naranja. Este fenómeno se evidencia en los bordes incisales de los dientes anteriores.
- G) Fluorescencia. Es la capacidad que poseen determinados cuerpos, de absorberse energía radiante o imitarla con diferente longitud de onda. En los dientes esta característica se localiza en la dentina, cuando son sometidos a una fuente de luz solar, tienden a volverse más claros. La fluorescencia de la dentina es la responsable de generar cierta luminosidad interna.
- H) Selección del color. La percepción del color y el registro de su transmisión puede variar de individuo a individuo en función de las características de cada uno. La manera más práctica es la escala de color, en la que se evalúan las características de matiz e intensidad. Las escalas de evaluación del color más utilizadas son: Vita Classical (Vita, Alemania) (imagen 20) y Cromascope (Ivoclar vivadent).

El más utilizado Vita ya que utiliza los criterios de matiz y croma para evaluar los colores de los dientes. El matiz está caracterizado por letras A marrón, B amarillo, C amarillo grisáceo y D rosado. El croma está representado por números: 1 menor croma / mayor valor y 4 que representa mayor croma / menor valor. imagen 21 (Mezzomo E, 2010)



Imagen 20 Escala Vita Lumin Vacuum.

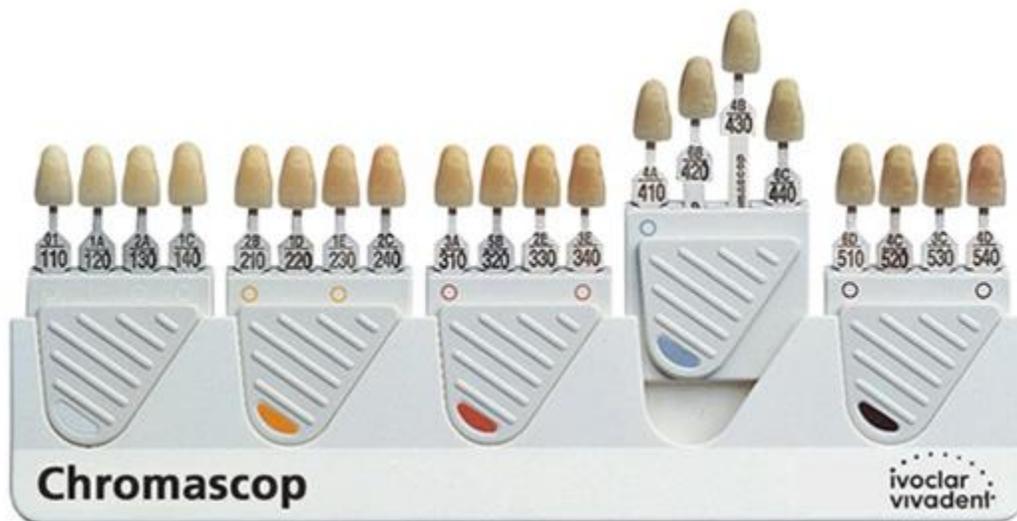


Imagen 21 Escala Chromascop de Ivoclar Vivadent.

### 3.2.4 Sinterización.

Es la técnica de uso más frecuente en el trabajo de la cerámica dental. Se define como sinterización en el tratamiento térmico de un polvo cerámico a una temperatura inferior a la de su fusión donde se crean enlaces fuertes entre partículas que van a incrementar la fuerza y resistencia de la pieza. En la sinterización las partículas se unen por difusión al estado sólido a muy altas temperaturas, pero por

debajo del punto de fusión del compuesto que se desea sinterizar. Este proceso tiene difusión atómica entre las superficies de contacto de las partículas, finalizando con una unión química, implica una fusión parcial de las partículas del polvo que al enfriarse forman entre ellas uniones fuertes y estables. (Pineda E, 2013)

Las porcelanas sintetizables tienen presentación en forma de polvo, que es la frita pulverizada a la que se le agregan pigmentos y o pacificadores. El técnico dental es el que realiza la mezcla con agua destilada u otro liquido aglutinante, obteniendo una pasta que se puede aplicar a un núcleo metálico o cerámico o directamente sobre un troquel de yeso refractario.

Una vez logradas las formas deseadas, la pasta es llevada a un horno donde es sometida a temperaturas entre 900 y 1000 grados, el proceso de sinterización es empleado para elaborar distintas restauraciones como son frentes estéticos, incrustaciones, núcleos de refuerzo para corona o puentes, para estas últimas se emplean alúmina o zirconia en hornos especiales. (R., 2009) (A. B. , Porcelanas dentales 2da parte: clasificacion segun el metodo de elaboracion de la restauracion, 2013)

#### **3.2.4.1 Sinterización de las cerámicas dentales.**

La sinterización de cuerpo solido es para la zirconia, sinterizacion viscosa para las cerámicas feldespáticas y de fase liquida para las vitroceramicas, como el disilicato de litio.

##### **3.2.4.1.1 Cerámicas feldespáticas**

Las porcelanas sintetizan, mediante vitrificación (sinterización viscosa) con un punto de fusión bajo (720 a 850 °C), a través de la siguiente secuencia:

**Secado inicial en la descomposición de los materiales 100 a 450 °C**

A 100-200 °C se comprueba el disecado (secado) debido a la pérdida de agua agregada para la formación de la pasta.

A 450 °C, la estructura de los materiales como los aditivos orgánicos (aglutinantes, colorantes y plastificantes) se descompone o se evapora. La evaporación y la densificación de la pasta de agua y el polvo ayudan a eliminar los vacíos (poros, canales), determinando una contracción volumétrica del 40 al 45% igual en todas direcciones, equivalente del 17 al 19% de contracción lineal, una vez finalizado el proceso.

### **Transformación de los componentes 450 a 700 °C.**

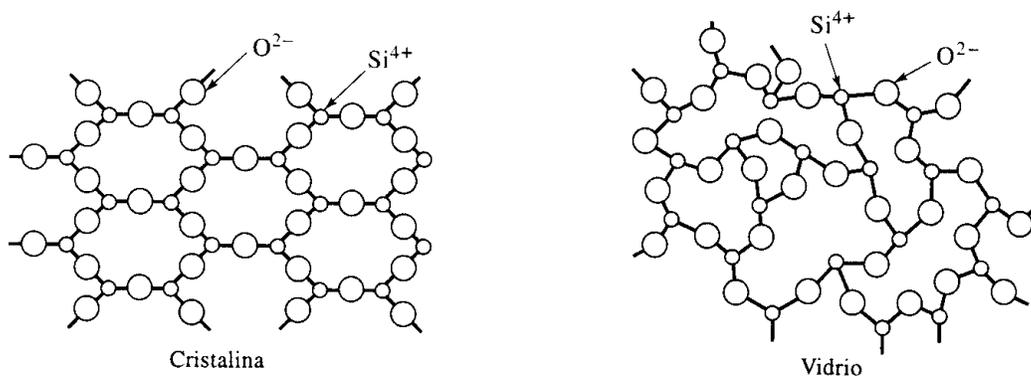
Los materiales vítreos presentan un intervalo de fusión, en el cual sufren una disminución gradual de la viscosidad de la fase vítrea (temperatura de reblandecimiento o transición vítrea). Durante la cocción se observa que, a medida que aumenta el calor, la masa de porcelana feldespática se funde asumiendo una consistencia pastosa (fluidez termoplástica), esta sufre una contracción (densificación) y tiende a asumir una forma esférica, sufriendo una reducción de la superficie y energía superficial, la cual se define como estado de mínima energía y es propia de materiales amorfos y viscosos sometidos a la acción del calor.

La transformación genera la formación de cristales de leucita y eutécticas (que es la mezcla de sustancias cuyo punto de fusión es más bajo que el de las sustancias individuales que lo componen); mientras que el cuarzo (vitrificante) permanece invariado, sin transformarse en sustancias alotrópicas propias, debido a la baja velocidad de las transformaciones. Las mezclas auténticas descienden al punto de fusión del feldespato; están compuestas por un 60 a 70% por feldespatos (fundentes) y en un 30 a 40% de cuarzo y leucita (feldespato potásico)

### **Temperatura de transición vítrea y sinterización 700 a 850 °C.**

Alcanzan la temperatura de transición del vidrio, se manifiesta una fase líquida, causada por la fusión de los silicatos alcalinos, de sílice y mezclas auténticas.

El feldespato se funde dando lugar a un líquido muy viscoso, que rellena los poros y derrite los cristalitas del cuarzo enriqueciéndose de sílice, a temperatura de sinterización la porcelana presenta una estructura constituida por cristalitas de cuarzo sumergidos en un líquido muy viscoso. Con enfriamiento sucesivo, el líquido se transforma en vidrio asumiendo rigidez. La micro estructura resultante está formada por un compuesto bifásico constituido por partículas dispersas de cuarzo parcialmente fundidas, rodeadas de material amorfo (matriz vítrea) que los une. (imagen 22). (Montagna F, 2013)



**Imagen 22:** Estructura de Cerámica Silícea con Matriz Vítrea entre los Cristalinos y Cerámica Poli Cristalina con Cristalinos en Contacto.

Si el producto es mantenido en el horno a temperatura relativamente baja durante mucho tiempo (sobre cocción) su morfología anatómica resulta alterada, por reblandecimiento de las capas profundas y cesión de las capas superficiales; se observa un fenómeno de desvitrificación con pérdida de la translucidez, por precipitación y crecimiento de los cristales de leucita.

Una sinterización insuficiente se traduce en una estructura cerámica porosa poco densa que luce opaca, yesosa y frágil. (Montagna F, 2013)

### **3.2.4.1.2 Vitroceramicas.**

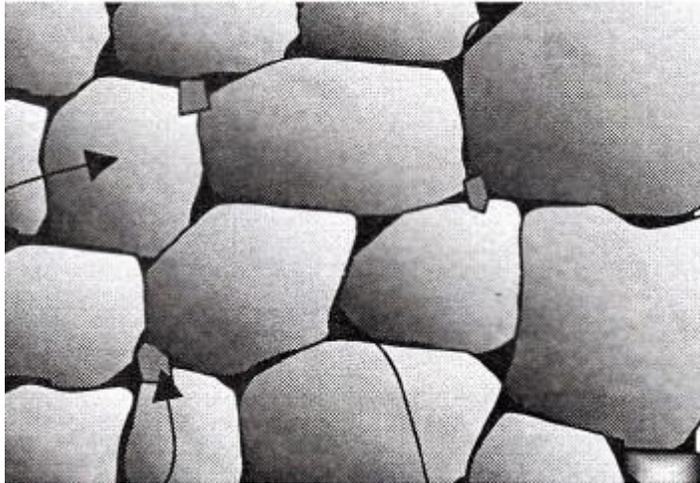
El proceso de sinterización inicia 550 °C (temperatura de reblandecimiento), en la cual se observa la formación de primeros puentes individuales (colinas) formados por fusión local sobre las zonas de contacto entre los granos.

A 600 °C, los granos de vidrio y vitro cerámicas aun resultan reconocibles. A 650 °C la estructura presenta granos individuales conectados por medio de puentes de sinterización presentando poros abiertos, eliminando las sustancias orgánicas volátiles (aglutinantes); en la medida que aumenta la temperatura se cierran progresivamente los poros a través de los mecanismos de sinterización en la fase líquida.

A partir de los 700 °C están presentes solo los poros individuales encerrados (intersticios), que se encerrarán completamente en la fase final de la sinterización a temperaturas diferentes para los productos de forma individual 720 a 850 °C. (Montagna F, 2013)

### **3.2.4.1.3 Zirconio.**

El zirconio se sinteriza por medio de un cuerpo sólido, que se ejecuta a temperaturas de 1350 a 1500 °C, con ciclos de 6 a 8 horas, para suministrar una energía adecuada de sinterización. El motivo consiste en la baja de conductividad térmica del material causado por una elevada presencia de enlaces iónicos, y por una reducción de la porosidad en un 50% por contener aire que es un aislante en forma pre sinterizado. Los granos se funden en la periferia y forman enlaces compuestos por capas de átomos, que se distorsionan debido a su posición normal. El movimiento libre y desordenado de los átomos en los intersticios (difusión) contribuye a la total obliteración de grietas y canales. (Imagen 23) (Montagna F, 2013)

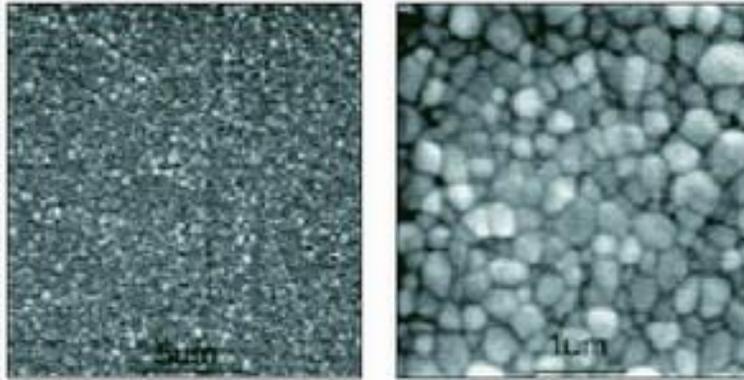


**Imagen 23:** Esquema de Sinterización en Fase inicial de Cerámica Poli Cristalina con Formación de Puentes entre granos y Presencia de Canales o poros.

Los granos de zirconio aumentan el tamaño en la medida que aumenta la temperatura hasta llegar a dimensión promedio. Si existe un aumento en las dimensiones promedio disminuye la resistencia a la fatiga del material, debido a la disminución del número de enlaces entre los granos por unidad de superficie.

Al haber un mayor aporte de superficie, por el aumento de la temperatura de sinterización o por un tiempo de mantenimiento más prolongado, se produce una difusión del estabilizador, el cual hace que aumente o disminuya el tamaño de los granos, modificando las propiedades mecánicas del material.

Al terminar la sinterización, los granos se componen en contacto, como un mosaico tridimensional, ante la ausencia de fases intermedias vítreas. (imagen 24)  
(Montagna F, 2013)



**Imagen 24:** Zirconia Presinterizada. A (porosa) B sinterizada (densa)

Capítulo III

SISTEMA DE ZIRCONIO

### 3. Sistemas de zirconio.

La cerámica de zirconio se ha introducido recientemente en la odontología protésica para la fabricación de coronas y prótesis parciales fijas en combinación con técnicas CAD/CAM. (Daou E A. G., 2014)

Se pueden presentar grietas durante el proceso sinterización por la transformación de sus fases de tetragonales a monoclinicas. Se ha descubierto que este fenómeno se puede contrarrestar si se añaden óxidos como magnesios (MgO), alúmina ( $Al_2O_3$ ) itrio ( $Y_2O_3$ ) cerio ( $CeO_2$ ) u otros componentes convirtiendo a la zirconio ( $ZrO_2$ ) pura en una estabilizada; siendo el itrio el más estudiado en odontología . (Nevarez A, 2012)

En el mercado se encuentran como zirconio principalmente estabilizado con magnesio, reforzada con alúmina ( $Al_2O_3$ ) y zirconia principalmente estabilizada con itrio. (O, 2012) (Castro E, 2014)

#### 3.1 Estabilizadores.

Magnesio (Mg-PSZ). Posee escasa difusión por la influencia mecánica negativa del mayor corte de los granos y la compleja tecnología de producción. Un ejemplo es densir-M (Desim AB)

Alúmina (ZTA). Es una estructura compuesta, que aprovecha las propiedades mecánicas de la transformación de fase del zirconio. Un ejemplo es el sistema In-Ceram-zirconia (Vita) que contienen un 33% de cerio ( $CeO_2$ , CE-TZP) en la matriz de alúmina y la infiltración con una fase vítrea, que representa el 25% del producto final.

Itrio (Y-TZP). Es el más difundido y experimentado, su microestructura óptima es obtenida con polvos de granos ultra finos, homogéneos y pureza elevada, cuando el itrio es adicionado a redes de zirconia algunos iones son sustituidos por iones de itrio, generando un número de vacíos de oxígeno garantizado la neutralidad iónica del conjunto.

Los bloques de zirconio estabilizados con itrio pueden ser procesados, pre sinterizados o alta mente sinterizados. Las propiedades dependen del tamaño de la partícula, mientras más pequeña sea la partícula mayor estabilidad de Y-TZP será.

El grado de estabilización depende de la cantidad de estabilizador adicionado, pudiendo así ser clasificada como zirconio totalmente o parcialmente estabilizada, aumentando su resistencia flexura y fractura. Estos estabilizadores ayudan a mejorar sus características y propiedades.

Cada sistema de zirconia posee diferentes características y ventajas lo que limita la selección del material, por la ubicación en la arcada. (Montagna F, 2013) (O, 2012) (Caparroso C, 2010) imagen 25



**Imagen 25:** Presentación Comercial de los Bloques de Zirconia.

A continuación, describiré los siguientes sistemas: In Ceram Zirconio, In Ceram YZ Cubes, IPS e.max ZirCAD, Procera zirconio, sistema LAVA y Sistemas de Ceron Zirconia, de los cuales solo se mencionarán sus características generales, así como sus indicaciones.

### 3.2 Sistema In Ceram Zirconio.

El material original consistió de 99.9% de alúmina, que fue sinterizada a 1100 °C y después infiltrada con un vidrio de lantano. Se determinó subsecuente mente que la adición de 35 % de óxido de zirconio parcialmente estabilizado aumentaría las propiedades físicas. Su resistencia de 700 MPa. El aumento de la resistencia obtenida con la adición de la zirconia implica una gran pérdida estética, que interfiere en los aspectos ópticos de su infraestructura, haciendo que esta sea más opaca.

Se puede usar la técnica tradicional sobre un muñón refractario o el material puede ser fresado de los bloques parcialmente sintetizados o infiltrados con vidrio.

Indicaciones: Para enmascarar dientes con alteraciones de color y dientes con pernos metálicos, por sus propiedades ópticas. Coronas totales en dientes posteriores especialmente en molares, prótesis fijas múltiples de pequeña extensión, tanto en dientes anteriores como posteriores (Imagen 26) que después se recubrirán con una cerámica de baja fusión para lograr el resultado estético definitivo. (A. A. d., 2014) (KJ., 2010) (JdJ, 2002)



**Imagen 26:** A) Modelo de Trabajo Troquelado y Recortado con la Infraestructura  
B) Infraestructura de In Ceram Zirconio C) Terminado (glaseado) D) Prueba en boca del Paciente.

### **3.3 Sistema In Ceram YZ cubes**

Es una cerámica de óxido poli cristalina que consta de óxidos metálicos cristalinos y no presentan fase vítrea. Los bloques constan de 91% de óxido de zirconio 5% de óxido de itrio 3% de óxido de hafnio y 1% de óxido de aluminio y silicio. Son bloques de óxido de zirconio pre sinterizados y estabilizados parcialmente por itrio. La resistencia a la flexión es de 1000 MPa las estructuras de Vita In Ceram YZ se recubren idealmente con cerámicas feldespáticas Vita VM. (Martinez F, 2007)

La información necesaria para el sinterizado está indicada en un código de barras en cada uno de los TZ CUBES que el sistema de fresado puede leer mediante escáner y tener en cuenta durante el maquinado. Se puede obtener por dos métodos:

- a) Modelado de la estructura en cera sobre el modelo maestro, escaneado y digitalización subsiguiente del modelo de la estructura.
- b) Diseño CAD conforme a la toma de impresión óptica o escaneado para digitalización de la estructura y posterior maquinado. (KJ., 2010) (Caparroso C, 2010)

### **3.4 Sistema IPS e.max ZirCAD.**

Son bloques pre sinterizados de óxido de zirconio y estabilizados con itrio para la técnica CAD CAM que presenta un 50 % de porosidad. Los bloques se suministran en 4 tamaños; los bloques C15 y C15L se utilizan para fabricar coronas unitarias y los bloques B 40 y B 40 L para estructuras de puentes de múltiples unidades.

Después de la completa sintonización, el material se convierte en una oxicerámica poli cristalina con una fase tetragonal de óxido de zirconio.

Resistencia a la flexión 900 MPa.

Las estructuras IPS e.max ZirCAD altamente sinterizadas se pueden sobre inyectar con IPS e.max ZirPress (Cerámica sintética con cristales de fluorapatita).

Indicaciones: Coronas para zonas anteriores y posteriores, estructuras de tres o cuatro unidades en anteriores y posteriores, estructuras de coronas unitarias, y superestructura sobre implantes (estructuras individuales o de varias unidades).

Contraindicaciones: Preparaciones muy subgingivales o pacientes con una dentición muy reducida por alto desgaste Oclusal. (Caparroso C, 2010)

### **3.5 Sistema procera All Zirconio.**

Se introdujo en 2001, utiliza zirconia parcialmente estabilizada con itrio prensado sobre troqueles maquinados y diseñados por computadora, los cuales presentan una resistencia a la flexión de 1121 MPa, comparada con otros materiales.

El proceso de laboratorio consiste en la lectura por contacto del troquel del diente del diente preparado con un escáner asociado a un programa de computadora, que después de escanear cerca de 30 a 50 mil puntos de la preparación, establece una imagen virtual del diente preparado. El escaneo se establece por una punta esférica de zafiro, que va contactando el troquel del diente preparado, a partir de la línea de terminación hasta el tope de la preparación, contorneándolo y a cada vuelta completada el escáner aumenta en 20 um.

Esta recolección de datos tiene como resultado una imagen, que es enviada al laboratorio de procesamiento central (EUA) y se elabora una infraestructura obtenida a partir de un bloque entero del material escogido. Después de la prueba clínica, esta recibe una cerámica feldespática de recubrimiento desarrollada por el sistema, denominada Nobel Rondo Zirconia para establecer los contornos anatómicos y las características estéticas.

Actualmente las estructuras de zirconia procera de encuentran disponibles en cuatro tonos:

- Estándar que es el tono original de producción.
- Light un tono claro para utilizarse con tonalidades luminosas.
- Medium un tono medio para utilizarse comúnmente con tonalidades A2, A3, B2, C1, C2, D2.
- Intense un tono fuerte para utilizarse con tonalidades cromáticas altas y valores bajos.

Indicaciones: Infraestructuras para coronas individuales, prótesis fija de tres unidades tanto en posteriores como en anteriores (Imagen 27) pilares personalizados de coronas implatosoportadas y casos de bruxismo severo siempre y cuando se necesite de una restauración única, por ejemplo, una corona total en dientes anteriores como posteriores. (A. A. d., 2014)(Caparroso C, 2010)



**Imagen 27:** **A)** Pilares sobre los que se Realizara una Prótesis Fija de Prótesis Fija Procera All Zirconia. **B)** Infraestructura en el Modelo de Trabajo **C)** Infraestructura con Recubrimiento de Cerámica Feldespática. **D)** Prueba Clínica Final de la Infraestructura.

### 3.6 Sistema Cercon Zirconia

Es un sistema de CAD CAM, para uso en consultorio dental o en el laboratorio de prótesis dental. Utiliza en método de lectura laser sobre el diente preparado para captar sus dimensiones. Puede ser realizada por método directo en el diente preparado, indirecto que es sobre el modelo refractario, siendo este el más utilizado. Posee una resistencia a la flexión mayor a 900 MPa.

El troquel del diente preparado es quien recibe la lectura, las dimensiones de la preparación son captadas y transformadas en una imagen virtual tridimensional, esta información se usa para el tallado del bloque que contiene el factor de ampliación y otros parámetros necesarios en el proceso y que son controlados por computadora. La información será transmitida a una unidad fresadora, la cual procesará el bloque del material y confeccionará la restauración incrementando su dimensión 20% para compensar la contracción que tendrá lugar durante el sinterizado posterior.

El fresado dura 35 minutos para una corona y 80 minutos para una prótesis de cuatro unidades. La estructura resultante se coloca en un horno a 1350 °C durante 6 horas, para que sea completamente sinterizado y estabilizado con itrio. Después se recorta con una fresa de diamante a alta velocidad y refrigerada por agua, se cubrirá con una cerámica de recubrimiento o por inyección.

Indicaciones: Infraestructuras de coronas, prótesis parciales fijas de poca extensión y coronas totales en posteriores. (A. A. d., 2014) (Phillip, 2004)

## **CAPITULO IV**

### **Cementación de las restauraciones.**

#### **4. Cementación de las Restauraciones**

Los sistemas cerámicos libres de metal han ido evolucionando y mejorando sus propiedades fisicoquímicas; los mismos que requerirán de diferentes medios cementante según su composición, por lo que es de suma importancia conocer si dicha estructura tendrá resistencia propia y podría ser cementada convencionalmente (cerámicas ácido resistentes), o requerirá del cementado adhesivo para lograr una resistencia mecánica intrínseca adicional (cerámicas ácido sensibles). (Corts JP, 2013)

Es importante tener en cuenta que los materiales de cementación final deben exhibir adelgazamiento a la ruptura (reducción de la viscosidad cuando se aplica presión) para minimizar la fractura de la restauración que está encima del sellado. El medio de cementación también debe proporcionar una base firme en la restauración para maximizar la resistencia a la fractura. (Ricketts D, 2013)

El objetivo primordial de la fase de cementado es establecer una unión efectiva entre el sustrato dental, el material restaurador y el propio agente cementante, lo que da como resultado el sellado de la interfaz cemento-esmalte, cemento-dentina y cemento- restauración. La asociación incorrecta entre el material restaurador y el agente cementante lleva, muchas veces a los fracasos clínicos. (Barrancos PJ, 2015)

##### **4.1 Propiedades de los Agentes Cementantes**

Un agente cementante ideal debería tener características como: buena unión mecánica, biocompatible, adhesión entre diferentes estructuras, adecuado espesor de películas y viscosidad, solubilidad, poseer propiedades bactericidas, tiempo adecuado de trabajo y fraguado, radiopaco y buenas propiedades estéticas. Además, debe permitir la remoción de sus excesos con facilidad.

Considerando que ningún material disponible para la cementación es capaz de cumplir con todos esos requisitos, la elección debe darse por las exigencias clínicas de cada caso y su relación con sus características del cementado a ser empleado. (Bottino MA, 2001) (Mezzomo E, 2010)

#### **4.2.1 Tipos de Unión**

- 1- Unión mecánica: Un ejemplo en cemento de fosfato de zinc no presenta adherencia molecular, fijando la restauración por introducción en pequeñas irregularidades de la superficie del diente y de la restauración. (Bottino MA, 2001)
- 2- Unión micro mecánica: Como ejemplo los cementos, los cementos resinosos presentan resistencia a la tensión variando de 30 a 40 MPa, cuando son utilizados sobre una superficie irregular puede crear una unión micro mecánica eficaz, producida por el acondicionamiento ácido; ácido fosfórico al 37% en la superficie del esmalte, ácido hidrófluorhídrico en la superficie cerámica y micro arenado con óxido de aluminio.
- 3- Unión por adherencia molecular: Participan fuerzas físicas (bipolares, Van der Waals) y químicas (iónicas, covalentes) entre las moléculas de dos sustancias diferentes.
- 4- Bio compatibilidad: Debe ser compatible y tener interacción con los tejidos dentarios, no ser tóxicos y poseer bajo potencial alérgico. Pueden presentar reacción pulpar y una reacción post quirúrgica por un excesivo secado de la dentina antes de la cementación y la probable contaminación bacteriana. (Mezzomo E, 2010) (Bottino MA, 2001)
- 5- Adhesión: Es el mecanismo que mantiene dos o más partes unidas, estas superficies pueden ser tratadas, por dos tipos: Físicas por el enfriamiento de superficies, que pueden ser visibles al ojo humano como ocurre al preparar una cavidad para amalgama en donde se observa que las paredes cavitarias se enfrentan al material restaurador, y así evitar que al cristalizar el material se salga de la cavidad, produciendo una adhesión llamada micro mecánica. Química intercambio iónico- molecular entre dos partes que es visible al ojo

humano; se observa cuando se utiliza la técnica de grabado ácido adamantino y se obtiene en este tejido millones de micro poros, en donde se alojará y endurecerá el adhesivo, generando así una unión micro mecánica. La adhesión micro mecánica se da en el orden de las décimas de milímetro, mientras que la unión micro mecánica se da en el orden de las milésimas de milímetro o a nivel micro métrico. (R. J. , 2010)

- 6- Espesor y viscosidad: El espesor puede interferir en el éxito clínico de la restauración, ya que debe ser capaz de sellar el espacio existente entre la restauración y el margen del diente preparado, la viscosidad debe permitir el asentamiento adecuado de la restauración minimizando así la cantidad de cemento expuesto al medio bucal. (Mezzomo E, 2010)
- 7- Solubilidad: La longevidad de una restauración indirecta está íntimamente ligada al mantenimiento de la interface diente-restauración. Para eso, es necesario que el cemento posea baja solubilidad frente a la erosión o disolución de partículas en el ambiente oral, manteniendo de esa forma la integridad marginal. Una alta solubilidad provoca solución de continuidad de la interface, lo que contribuye con la infiltración marginal, penetración bacteriana y reincidencia de caries. (Mezzomo E, 2010) (Bottino MA, 2001)
- 8- Propiedades antibacterianas: Los productos que contienen flúor en su composición nos ayudaran para dar un efecto anti cario génico y así destruir o inhibir los microorganismos; esto dependerá del tipo de cemento que se utilice.
- 9- Tiempo de trabajo y fraguado: La mayoría de materiales están disponibles en presentaciones polvo- líquido permitiendo que el material mezclado el material escurra con facilidad en el espacio entre el diente y la restauración con una adaptación precisa, si al mezclarlo se altera su dosificación y espatulación así como como el tiempo de trabajo y fraguado indicado por el fabricante de cada material, se pueden llevar a efectos drásticos en la solubilidad como también algún daño por la temperatura que pudiera afectar el complejo pulpar.

- 10- Radiopaco: Es una propiedad que debe buscarse en los agentes de cementación, permitiendo que el clínico observe a través de la radiografía, la línea de cementación, presencia de caries recurrente o excesos de cemento en áreas proximales.
- 11-Propiedades estéticas: El material usado para la cementación debe presentar estabilidad de color con el paso del tiempo; en razón a la forma en como ocurre la polimerización, la presencia de aceleradores (amina) en cementos de polimerización dual puede provocar alteración con el color con el paso el tiempo. (Mezzomo E, 2010) (Bottino MA, 2001)

#### **4.1.3 Agentes de Cementación Final**

Las restauraciones libres de metal, dependiendo del tipo de cerámica que se utilice tienen una cementación final con cemento de fosfato de zinc, ionomero de vidrio, ionomero de vidrio modificado con resina o con cemento resinoso.

##### **4.1.3.1 Cementos de Fosfato de Zinc**

Es un cemento de reacción ácido base, de alta resistencia y baja solubilidad; es llamado fijados o a base de agua por su formulación a base de agua; su norma es la 96 de la ADA. Se clasifica por su uso como: material cementante o como forro o base, se usa para fijar estructuras echas fuera de boca, a tejidos del diente, para cementación de coronas y prótesis fija totalmente cerámicas de alúmina y zirconia.

Su composición es en forma de polvo y líquido cuya mezcla endurece. El polvo es a base de óxido de zinc en 90% con otros óxidos como magnesio, bismuto y silicio. El líquido es una composición de ácido fosfórico y agua en proporciones más o menos iguales, son sales de zinc y aluminio como buffer para amortiguar la acidez del ácido fosfórico. Es un aislante térmico y eléctrico, como material cementante tiene valores altos de resistencia a la compresión y solubilidad baja; se logran espesores de la mezcla menores a 25 micras.

Su manipulación se recomienda en loseta de vidrio de 2 cm de grosor, se deposita el polvo y el líquido sin tener contacto entre sí, el polvo se divide en porciones pequeñas y con espátulas de acero se van incorporando las porciones con movimientos circulares y presionando la pasta en la loseta por un periodo de 120 segundos, obteniendo una mezcla homogénea, cremosa y que se forma una hebra de 2 cm sin romperse cuando se levanta de la loseta. Una vez lograda la consistencia requerida, se lleva a la estructura y se asienta en el área que se va a restaurar, se espera unos minutos a que endurezca, se retiran los excesos. (H., Biomateriales odontológicos de uso clínico, 2007) (F., 2012)

#### **4.1.3.2 Cemento de Ionómero de Vidrio**

Corresponde a la norma 96 de la ADA, presenta características como la capacidad de adherirse químicamente al esmalte y dentina, libre de flúor. Se clasifica en: tipo I material cementante, tipo II material restaurador, tipo III como material de revestimiento o base.

Los tipos I son acuosos, están indicados para cementación de coronas y prótesis parciales fijas metálicas, coronas con estructuras de alúmina, pernos y núcleos. Su presentación es en polvo y líquido cuya mezcla endurece. El polvo este hecho a base de sílice, aluminio, calcio y flúor; formando Fluoraluminosilicato de calcio soluble en ácido. El líquido es ácido poli acrílico, agua y pequeñas porciones de ácido tartárico y maleado diluido en agua. Como cemento tiene valores altos de resistencia a la compresión, y alcanza la más baja solubilidad de todos los cementos después de 24 horas de colocado.

Su presentación es en frascos de polvo y líquido, que son dispersados en la loseta incorporando el polvo al líquido en grandes proporciones y mezclando por 30 a 45 segundos. El asentamiento de la restauración debe ser realizado antes de que el cemento pierda su apariencia brillante. (F., 2012) (Mezzomo E, 2010)

#### **4.1.3.3 Cementos de Ionomero de Vidrio Modificado con Resina**

Su composición es similar a la del ionomero de vidrio convencional más resina; la cual ayuda a mejorar la fuerza de adhesión y compresión, así como la fuerza de tensión, disminuye la solubilidad y presentan un excelente grosor a la película.

Puede presentar actividad química o ser fotopolimerizables. El cemento fotopolimerizable es utilizado como sellador o base. El cemento químicamente activado está indicado para la cementación de coronas, prótesis parciales fijas, restauraciones cerámicas, Inlay, Onlay, coronas metálicas, dispositivos ortodonticos, pernos metálicos y de cerámica.

Estos productos no se deben utilizar para la cementación de coronas cerámicas sin estructuras de refuerzo ya que por la absorción de agua la expansión que puede presentar, puede causar fractura de la restauración.

El polvo contiene fluoraluminosilicato y un sistema catalizador, el líquido contiene una solución acuosa de ácido policarboxílico modificado por grupos y metacrilatos. Cuando se une el polvo y el líquido reaccionan en forma de ácido base, poseen grupos vinilos que, polimerizan cuando son activados químicamente.

El uso de acondicionadores e imprimidores conteniendo HEMA (2-hidroxietilmetacrilato) promueve una adición adecuada ya que la limpieza y remoción parcial del barro dentinario, favorece el contacto íntimo y la reacción iónica con la superficie dentaria.

Se agita el polvo-liquido antes de ser dispersado en la loseta manteniéndola en posición vertical. El polvo es incorporado al líquido durante treinta segundos y el tiempo de trabajo es de 2 a 5 min. Después de la mezcla el material es aplicado a la restauración y en conjunto es llevado a la preparación, la cual debe estar limpia y seca. (Mezzomo E, 2010) (Dixon C, 2012)

#### **4.1.3.4 Cementos Resinosos**

Son materiales compuestos por una matriz de resina Bis-GMA (Bis fenol A-metacrilato de glicidila) y por carga de particular inorgánicas pequeñas tratadas con silano. Pueden ser clasificados según el tamaño y el volumen de las partículas, así como por el método de polimerización.

Un grupo de cementos posee monómeros adhesivos que se adhieren químicamente al metal, denominados cementos adhesivos o resinas adhesivas, indicado para la cementación de piezas metálicas ya que se adhieren a los óxidos.

Los composites foto activados son iniciados por la presencia de luz, por medio del sistema de canforaquina y amina terciaria alifática.

Los cementos duales son sistema pasta-pasta y tienen ambas formas de polimerización; química y por luz. La polimerización química debe ocurrir independientemente de la aplicación de luz, en un tiempo promedio de 6 min. La aplicación de luz debe ser hecha inmediatamente después de la remoción de excesos en las caras de la restauración; de esa forma se obtiene un cemento con propiedades físicas superiores.

Son menos Bio tolerables que los de ionomero de vidrio, debido a su baja solubilidad en el medio oral, se produce menor grado de infiltración marginal.

Los cementos de resina químicamente activada están disponibles en un sistema de dos componentes polvo y líquido, o dos pastas. La mezcla es realizada en una loseta o en papel específico durante un tiempo de 20 a 30 segundos, hasta que el material este homogenizados por completo.

Los cementos foto polimerizable se presentan en un sistema de un solo componente. El tiempo de exposición a la luz, necesario para la polimerización, depende de la transición de la luz a través del material restaurador y de la potencia de la foto polimerizador, siendo de 40 segundos.

En los sistemas de doble polimerización, inicialmente se realiza una manipulación semejante al sistema químicamente activados. La activación química es lenta y se amplía el tiempo de trabajo hasta la exposición de la luz de polimerización, y entonces el cemento solidifica rápidamente.

Los procedimientos adhesivos son sensibles a la técnica por lo que siempre se requiere de un aislamiento del campo operatorio. (Mezzomo E, 2010) (Bottino MA, 2001)

#### **4.2 Procedimiento de Cementación**

La cementación de restauraciones indirectas con distintos tipos de cerámicas libres de metal, implica la unión de los tejidos dentales así como el interior de la restauración por lo que es necesario tratar la cara interna de la restauración por lo que es necesario tratar la cara interna de la restauración, que tiene como finalidad eliminar residuos e impurezas, además de crear irregularidades o porosidades que sirven como retenciones mecánicas para el sistema adhesivo se cementación; por lo que es necesario grabar la superficie interna de la restauración con ácido fluorhídrico, como es el caso de las cerámicas feldespáticas, las de vidrio ceramizado reforzado con disilicato de litio; cada una tiene un protocolo específico para su mejor retención y cementación. (Zuñiga A Frutos KA, 2013)

El papel de ácido fluorhídrico es de atacar matriz vítrea que rodea la fase cristalina de las cerámicas feldespáticas promoviendo una disolución parcial de sílice ( $\text{SiO}_2$ ) la cual produce formación de zonas retentivas, que serán llenados por el cemento resinoso; después del acontecimiento ácido, es necesario aplicar un agente salinizador sobre la superficie de la cerámica acondicionada.

Los silanos son sustancias que emplean para facilitar la adhesión entre los sustratos inorgánicos y la matriz inorgánica, los cuales están presentes en la composición de cualquier resina compuesta; el papel del silano es de favorecer una unión química entre el cemento resinoso y el material cerámico, aumentando la

humectación superficial, favoreciendo la unión química del silano aplicado en la cerámica y el silano presente en la composición del cemento resinoso.

No ocurre lo mismo en las coronas reforzadas con alúmina y las de zirconia que por su dureza y por no presentar una matriz vítrea, los haces resistentes al ácido fluorhídrico, pueden ser cementadas con agentes de sellado convencional, como fosfato de zinc y ionomero de vidrio; la superficie dental es la única que se beneficia con la adhesión, pues las superficies internas de la restauración tienen la imposibilidad de acondicionamiento con ácido, por lo que se realiza un arenado previo. (A. A. d., 2014)

#### **4.2.1 Tratamiento de las Superficies Previamente al Cementado**

Inicialmente se remueve la corona o el puente provisional, se retiran los restos de cemento, se pule la preparación con cepillo, pasta abrasiva y agua, secar sin deshidratar la dentina y aplicar un agente desinfectante que puede ser clorhexidina. La corona o puente debe ser probada de nuevo sobre el o los dientes preparados y, verificar la adaptación y el asentamiento marginal deben ser verificados. Posteriormente se procede al acondicionamiento del esmalte durante 15 segundos, seguido de la dentina 15 segundos con ácido fosfórico al 37% (excepción de los sistemas adhesivos que presentan imprimadores con momero ácido, eliminando el ácido fosfórico). Se retira el ácido fosfórico con abundante agua y se procede a secar la superficie, pero sin desecar para evitar posibles complicaciones. (A. A. d., 2014) (Bottino MA, 2001)

#### **4.3.1 Restauraciones Ácido Sensibles. Feldespáticas, Leucíticas y Disilicato de Litio.**

Se utilizan ampliamente por sus propiedades biocinéticas, tanto en sector posterior como el anterior, alcanzan propiedades ópticas de alta estética y proporcionan una excelente Bio compatibilidad. Las más comunes son vitro cerámicas y las feldespáticas.

El enlace resina-cerámica contribuye a la longevidad de la restauración y esto se logra mediante unión micro mecánica y química. Para el tratamiento de la superficie cerámica se debe aplicar ácido fluorhídrico que reacciona con el matiz de vidrio que contiene sílice y forma hexafluorosilicatos. Las restauraciones ácido sensibles requieren de una concentración de ácido fluorhídrico y tiempo de grabado previo a su cementación final. Una correcta adhesión proporciona alta retención, mejora la adaptación marginal, previene la micro filtración y aumenta la resistencia a la fractura tanto al diente como a la restauración. (Corts JP, 2013)

Las cerámicas silíceas y las reforzadas son leucitas son grabadas con ácido fluorhídrico al 9 % durante 60 segundos; para la formación de grietas, después del grabado se tiene que realizar una limpieza con ultra sonido durante 5 min en agua destilada (como alternativa acetona o alcohol) destacando las micro porosidades que aumentan la superficie disponible para el cementado adhesivo.

Las cerámicas de silicato de litio necesitan un grabado menor, con ácido fluorhídrico al 5% durante 20 segundos, suficiente para determinar micro porosidades, se lava con abundante agua destinada por un minuto en una tina de ultrasonido, y después se neutraliza con bicarbonato de sodio por lo menos por un minuto, nuevamente se lava. Se realiza un baño con arena con perlas de vidrio de carburo de silicio a baja presión las cuales son aplicados oblicuamente a la superficie de manera que reduzca la energía de impacto, logrando una conexión fuerte entre la restauración y la superficie del diente obteniendo con ello un resultado estético, ya que por la unión del cemento de resina a la restauración se obtiene un color semejante al diente natural. (GJ., 2014)

En las restauraciones de alúmina y de silicato, se graban con ácido fluorhídrico al 5% por 20 segundos, es lavada y arenada para lograr una mejor superficie retentiva, se aplica el agente salinizador sobre la superficie interna con un microbrush por uno dos o minutos, se realiza solo un secado parcial con breves chorros de aire el cual ayuda a remover excesos. Una vez acondicionada adhesivamente las coronas o puentes, se preparan las zonas dentales a restaurar.

En caso de dientes anteriores se coloca aislamiento relativo con torundas de algodón para el control de la humedad, los dientes vecinos son protegidos con cinta teflón ya que grabar el esmalte, implica un alto riesgo de dejar restos de cemento en el espacio interdental, uniendo los dientes y dificultando su remoción.

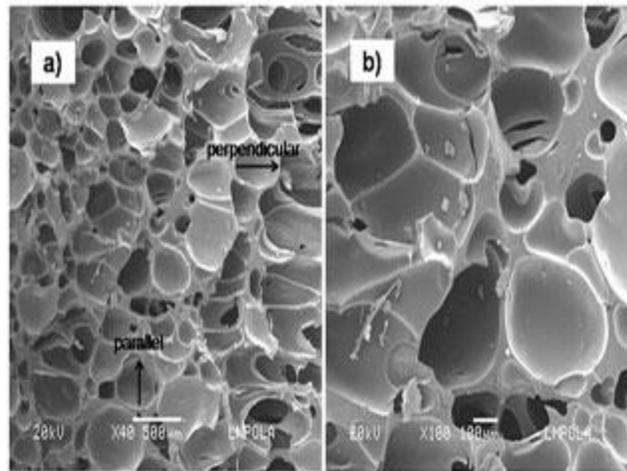
Se mezcla el cemento resinoso de activación dual durante 15 segundos, y este debe ser aplicado en el interior de la restauración para así asentar sobre el diente o dientes preparados con una mínima presión. Se retiran los excesos de cemento con pincel sobre todas las superficies; cada cara de las superficies dentales se foto curan durante 40 segundos, se observa la oclusión y de ser necesario se utilizan piedras de diamante de grano fino y ultra fino, seguidas de gomas para la terminación superficial de la porcelana. (A. A. d., 2014) (A. B. , Porcelanas dentales, 2012) (Figuroa R Goulart F, 2014) (A. B. , Porcelanas dentales 2da parte: clasificacion segun el metodo de elaboracion de la restauracion, 2013) (Corts JP, 2013) (Zuñiga A Frutos KA, 2013)

#### **4.3.2 Restauraciones Acido Resistentes Alúmina y Zirconio**

Estas son cerámicas poli cristalina de muy alta densidad y que no contienen vidrio de sílice amorfo en su composición. Sus matrices son de óxido de aluminio u óxido de zirconio, que no reaccionan con el grabado de ácido fluorhídrico, por lo que se tienen gran similitud con las restauraciones metálicas, se utilizan cementos de fosfato de zinc, ionomero de vidrio convencional o modificado con resina con cemento resinoso.

Las cerámicas con base alúmina están representadas por las cerámicas aluminosas de sinterización porosa son cementadas adhesivamente, debido al porcentaje de vidrio grabable de ácido fluorhídrico. Las de sinterización compacta no son grabables y deben usarse técnicas alternativas de cementado. La alúmina densamente sintetizable es cementada con modalidades similares al zirconio.

Se utiliza tratamiento triboquímico que es: un baño de arena con partículas de alúmina de 50 micras para que tome una superficie rugosa, para obtener una superficie recubierta de partículas de sílice, silanización que crea una adhesión química, y aumenta la humectabilidad de la superficie recubierta por partículas de silicio; puede ser cementado con cemento resinoso que contienen un monómero de fosfato o con base Bis-GMA (imagen 28). (Montagna F, 2013)



**Imagen 28: A)** Partículas de Oxido de Aluminio para el Baño de Arena **B)** Superficie de Zirconio Sometido a Baño de Arena con Partículas de Oxido de Aluminio de 100 u a 4 bar.

La regla para el cementado de las restauraciones en zirconia consiste, en un baño con micro esferas de óxido de alúmina, y el cementado es convencional, se puede utilizar cementos autoadhesivos ante la presencia de preparaciones con geometrías desfavorables para la retención.

Para el cementado del zirconio se utilizan tres técnicas diferentes:

- a) Convencional o ionomero de vidrio, con baño de arena previo.
- b) Con cemento de auto fraguado o autoadhesivo, con baño de arena previo.

- c) Con cemento auto fraguado o autoadhesivo, con tratamiento triboquímico y silanización.

Se retira el provisional y se realiza profilaxis, y desinfección con clorhexidina de las superficies dentarias en donde quedaran cementadas las restauraciones finales.

Se realiza la prueba de ajuste y estética de las restauraciones.

El acondicionamiento interno es realizado con el arenado o triboquímico, se realiza limpieza con alcohol y secado de la superficie interna de la restauración. Se aplica el agente salinizado sobre la superficie interna de la restauración con un micro brush por uno o dos minutos, y se realiza un secado parcial con breves chorros de aire, removiendo el exceso.

Aplicación de adhesivo de polimerización química ya que las estructuras son más opacas y no adecuadas para la foto polimerización, se realiza el asentamiento de la restauración y eliminación cuidadosa y exhaustiva de los excesos de cemento, se espera el tiempo de auto polimerización dada por la presencia de peróxido benzoico y el activador de la amina terciaria, si es con cemento de fosfato de zinc, ionomero de vidrio o monómero de vidrio modificado con resina, se realiza el asentamiento de la restauración, eliminación cuidadosa y exhaustiva de los excesos, se espera el tiempo de fraguado. Pulido con piedras de diamante de grano fino y ultra fino seguidas de goma para la terminación superficial de la porcelana. (Montagna F, 2013) (Corts JP, 2013)

Capitulo V.  
Sistema de disilicato de litio

## **5. Sistema de Disilicato de Litio**

Son vitroceramica constituidas por una porción elevada de cristales entrelazados que obstaculizan la propagación de fracturas con resultados altos de resistencia a la flexión que van de 350 a 400 MPa, por lo que su aplicación clínica es para la elaboración de núcleos, debido a la elaboración que poseen.

Su aplicación es en coronas de dientes anteriores y premolares, de la misma forma en infraestructuras de puentes cortos en zona anterior como posterior que posteriormente son revestidos con porcelana feldespática más translúcida.

Los núcleos conservan una importante proporción de vidrio que les otorga mayor translucidez que a otros materiales cerámicos como la alúmina o zirconia que también son empleados como núcleos.

Sus propiedades físicas son limitadas para la confección de coronas o en puentes en zona de molares, donde se pueden emplear con mayor seguridad otros sistemas cerámicos más resistentes, pero también menos estéticos por generar bases más opacas.

El primer sistema se desarrolló en 1990 (IPS Empress) que está compuesto por una cerámica o feldespato reforzado con cristales de relleno para tener mejor resistencia; surgieron nuevos sistemas con mejores propiedades ópticas y físicas para un mejor resultado estético, como son los sistemas IPS Empress II que se introdujeron al mercado en 1998. En 2005, IPS e. Max Press. En el año 2007 el sistema IPS e. Max CAD de los cuales solo se referirían las generalidades, así como sus indicaciones. (Castro E, 2014) (Figuroa R Goulart F, 2014)

### **5.1 Aspectos Estéticos**

Presentan excelentes propiedades ópticas, con una translucidez del 75%, dando una apariencia más cercana a los dientes naturales, una alta exactitud al ajuste y estética; los núcleos de alta opacidad enmascaran muñones metálicos y dientes sin vitalidad.

## **5.2 Sistema IPS Empress II**

Los problemas ocasionados por la baja resistencia estructural del sistema Empress causaron que en 1998 surgiera el sistema Empress II con un 60% de cristales de disilicato de litio, sin una resistencia a la flexión de 350 MPa y la resistencia a la fractura de 2 – 2.5 MPa.

Las porcelanas se presentan en pastillas que se funden e inyectan bajo presión y alta temperatura, en un molde de material refractario o por medio de la técnica de cera perdida.

Indicaciones: Para las infraestructuras de coronas unitarias con la necesidad de una cerámica de recubrimiento, prótesis de tres unidades tanto en el sector anterior como en el posterior (zona de premolares), restauraciones Inlays o onlays carillas laminadas y prótesis adhesivas con aletas estéticas.

En la actualidad, la porcelana Empress II está incluida dentro del sistema IPS e.max; se le denominan IPS e.max Press. (A. A. d., 2014) (Mezzomo E, 2010) (Castro E, 2014) (Figuroa R Goulart F, 2014)

## **5.3 IPS e.max Press**

Consiste en una cerámica vítrea reforzada con cristales de disilicato de litio. Fue introducida en 2005 como un material de cerámica prensable, con cristales más pequeños y homogéneos con propiedades físicas mejoradas, con una resistencia a la flexión de 400 MPa.

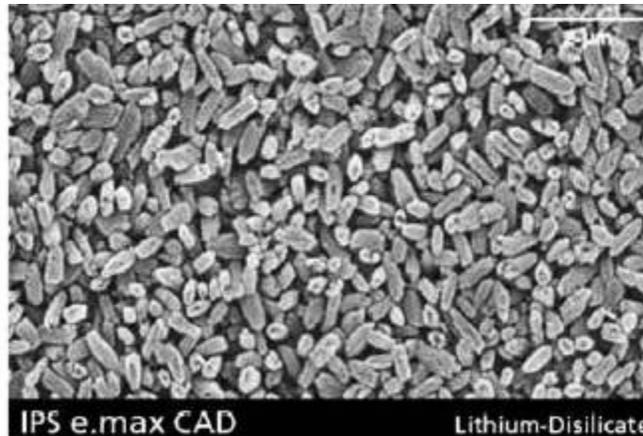
Su técnica de manejo sigue siendo la inyección bajo presión por medio de una pastilla fundida dentro de un molde de material refractario de revestimiento específico; previamente la restauración es elaborada con cera e incluida en el molde de revestimiento, caracterizada por maquillaje o, se obtiene un núcleo prensado y mediante estratificación de capas se termina de esculpir con IPS e.max Ceram.

**Indicaciones:** Puede ser utilizada en coronas anteriores y posteriores para enmascarar muñones metálicos. (KJ., 2010)

#### **5.4 Sistema IPS e.max CAD**

Fue introducido en 2006; son bloques a base de di silicato de litio para el tallado de sistemas CAD/CAM, con el equipo adecuado se puede utilizar en el consultorio dental en una sola cita.

Su resistencia a la flexión es de 360 MPa (Imagen 29). (Caparroso C, 2010)



**Imagen 29:** Estructura de disilicato de litio

Los bloques en fase cristalina son fáciles de tallar en equipo CAD/CAM. El color de esta cerámica se observa en azul, condicionado por la composición y la microestructura de la cerámica de vidrio, el cual presenta una resistencia a la fractura de 130 MPa condicionado por la composición y microestructura de la cerámica de vidrio.

Después de tallar los bloques de IPS e.max CAD se realiza el proceso de cristalización en un horno de cerámica de 850 °C durante 35 min, del cual se va originar una transformación de la microestructura; los cristales de disilicato de litio crecen de forma controlada con una contracción de 0.2 %.

Durante el proceso de cristalización se pueden aplicar simultáneamente tintes y un material glaseado para lograr restauraciones en una sola cita. La transformación de la microestructura establece las propiedades óptimas como el color, la translucidez y la luminosidad.

La estructura final es recubierta con cerámica vítrea feldespática.

Los bloques se encuentran disponibles con dos niveles de translucidez: bloque MO (opacidad media) y cinco niveles de opacidad desde MO 0 hasta MO 4.

Los bloques se encuentran disponibles en todos los tonos de la guía vita y chromascop.

**Indicaciones:** inlays, onlays, carillas, coronas anteriores como posteriores. (Caparroso C, 2010)

### **5.5 Preparaciones Dentarias**

Durante el tallado es necesario considerar el límite axial, Oclusal y gingival. Reducción axial de 1 a 1.5 mm.

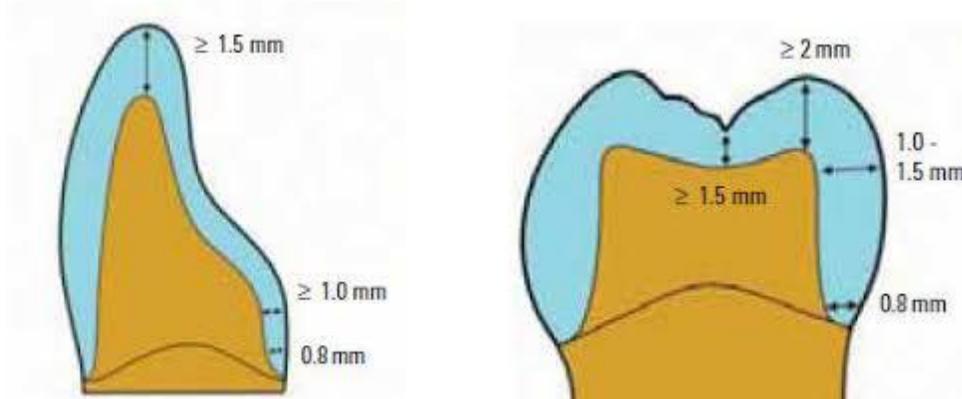
Reducción Oclusal o borde incisal de 1 a 2 mm, con una convergencia de 12° para ayudar al recubrimiento del cemento y a reducir el riesgo de la fractura por ausencia del asentamiento.

Espacio libre inter Oclusal de 1.5 a 2 mm.

Línea de terminación cervical indicada es un hombro redondeado o chaflán profundo de 90°.

En dientes anteriores la reducción incisal es de 2 mm en 45° en relación a la cara platina, que satisface la estética para un mayor volumen de cerámica y producir una restauración equilibrada.

Para el área de los conectores lo recomendable es que sean de 3 x 3 mm en la región anterior a 3 x 4 en la región posterior, es decir, de 9 mm<sup>2</sup> a 16 mm<sup>2</sup>. ( Imagen 30) (Montagna F, 2013)



**Imagen 30:** Espesores promedio aconsejados. **A)** dientes anteriores **B)** dientes posteriores

## **CONCLUSIONES.**

Se realizó una revisión de la literatura sobre las nuevas alternativas de restauración de dientes posteriores por medio de cerámicas libres de metal. De lo cual se puede concluir que:

Nuevos materiales de alta resistencia que se han desarrollado para la confección de prótesis dentales fijas, como son las cerámicas sin metal; como la zirconia y disilicato de litio.

En la actualidad lo más utilizado para la restauración de dientes anteriores y posteriores en la corona metal cerámica por su buena apariencia estética y resistencia a la carga de masticación. Sin embargo, una de sus desventajas es la presencia de algo grisáceo en la zona cervical que puede observarse con el paso de los años, por eso las restauraciones libres de metal son la mejor la mejor alternativa para sustituir a un órgano dental.

La evolución de los sistemas libres de metal ha permitido que este tipo de cerámicas ayuden a la confección de coronas unitarias y prótesis fijas cortas en el sector anterior y posterior. Según su composición, y características físico-mecánicas ayudan a definir la indicación y manejo clínico para cada caso.

La zirconia es un material duro, de gran resistencia y confiabilidad, utilizada con mayor frecuencia en la fabricación de prótesis fijas en el sector posterior y en propiedades ópticas ayudan a enmascarar dientes con alteración de color y dientes con pernos metálicos, los cuales se recubrirán para lograr un resultado estético definitivo.

Una de sus desventajas al ser un material de gran dureza y opacidad es que se utiliza primordialmente como material de infraestructura, que requiere de ser revestido con una cerámica de menor opacidad para lograr propiedades ópticas deseables.

Teniendo en cuenta que las exigencias estéticas actuales nos obligan a restaurar las piezas posteriores con el color de los dientes naturales, hemos estado

hasta hace poco, prácticamente obligados a usar porcelana, ya que otros materiales estéticos, como acrílicos y composites no tienen las características suficientes de:

1. Resistencia al desgaste por fricción (abrasión),
2. Resistencia a la decoloración,
3. Resistencia a la adhesión de la placa bacteriana,
4. Una unión permanente y sin grieta con las aleaciones metálicas.

La porcelana, pese a sus progresos, variedades y técnicas, sigue siendo demasiado dura para ser antagonista del esmalte dentario y para la transmisión de las fuerzas oclusales a los tejidos de soporte. Asimismo, su fragilidad y la dificultad que existe para repararla en la boca, continúan siendo un serio problema.

La comparación de los materiales nos permitirá determinar cuál es el material ideal para restauración directa o indirecta. El criterio de elección debería hacerse contemplando parámetros biomecánicos y no solo estéticos o económicos.

También es importante conocer la anatomía adecuada de cada órgano dental para lograr un adecuado grado de funcionalidad y durabilidad tanto lo logra determinar la morfología para conocer el grado de efectividad en restauraciones directas o indirectas; esto permitirá tener un parámetro objetivo para la elección de un material restaurador, así como para informar a los pacientes de las ventajas y desventajas que ofrece cada uno de estos materiales antes mencionados y el cual es el más conveniente para el mismo paciente de acuerdo a sus características y hábitos.

## ANEXOS

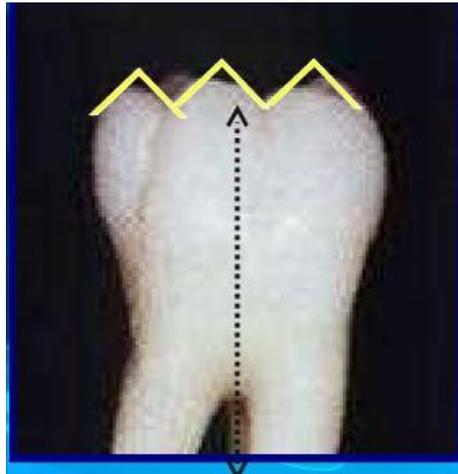


Imagen 1: Cúspide lingual y mesial.

<https://es.slideshare.net/constanzamercedes/morfologia-dental>.

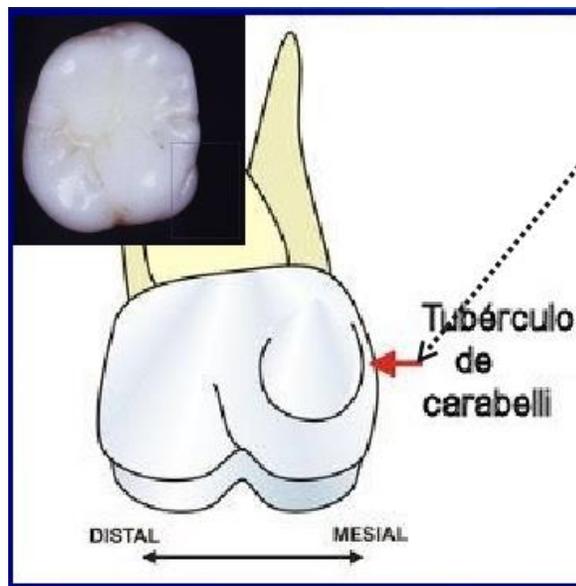


Imagen 2: tubérculo 1 mol superior

<https://es.slideshare.net/constanzamercedes/morfologia-dental>

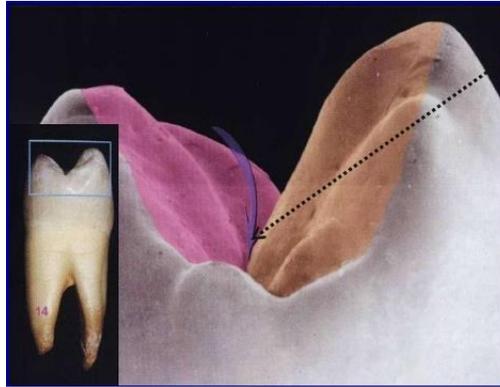


Imagen 3. Surco de desarrollo  
prótesis de porcelana realizada por (Alexis Duchateau.)

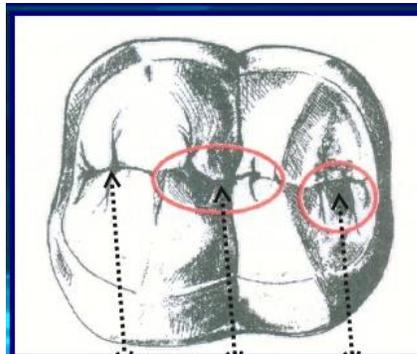


Imagen 4: FOSA MESIAL, CENTRAL, DISTAL.

<https://es.slideshare.net/constanzamercedes/morfologia-dental>.

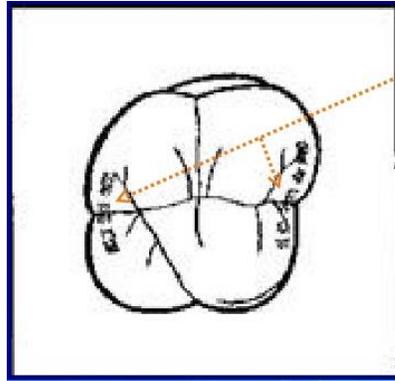


Imagen 5: Rebordes Marginales.

<https://es.slideshare.net/constanzamercedes/morfologia-dental>.

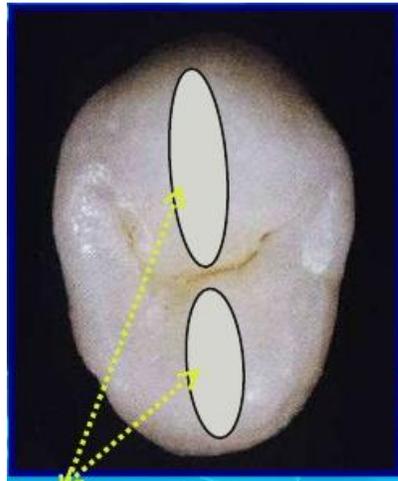


Imagen 6: Cresta en la Superficie Labial de una Bicúspide.

<https://es.slideshare.net/constanzamercedes/morfologia-dental>



Imagen 7: cuello de molar

<https://es.slideshare.net/constanzamercedes/morfologia-dental>



Imagen 8: Prótesis parcial superior con dientes en cerámica fijados sobre una estructura metálica (constituida por forzi.)



Figura 9 fractura de restauraciones cerámicas feldespáticas. A) fractura en dientes anteriores B) fractura de dientes posteriores.



imagen 10: Corte sagital de la corona metal-cerámico cementada evidenciando las diferentes capas de su elaboración.

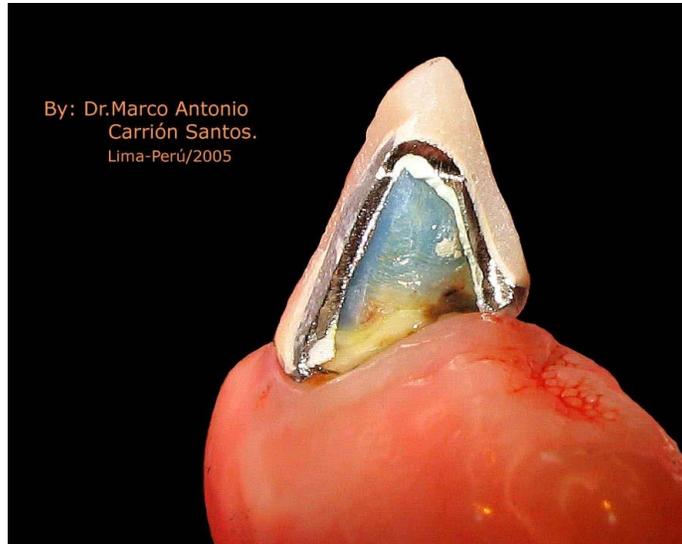


imagen 11: Muestra Procera All-Ceram. y detalle de la interface a 5000 X **A**: Masas compactas **B**: Partículas Aisladas **C**: porosidades **D**: Irregularidad.

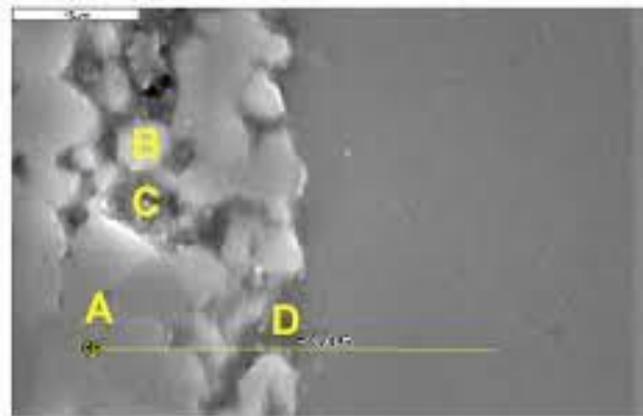


imagen 12: Estructuras de la zirconia.

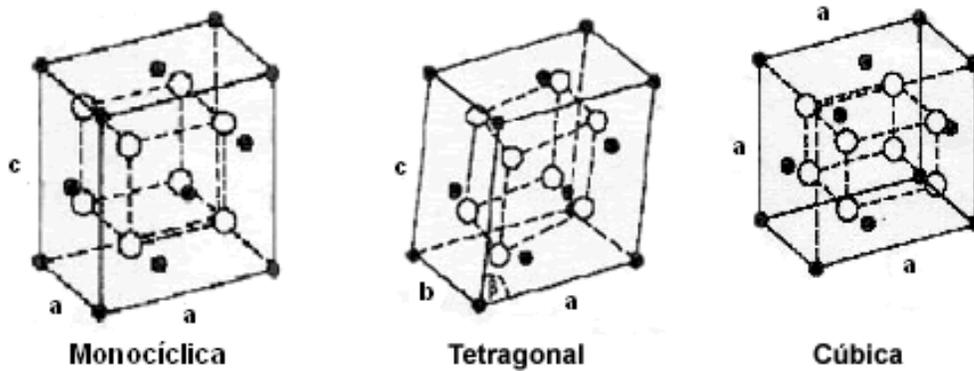
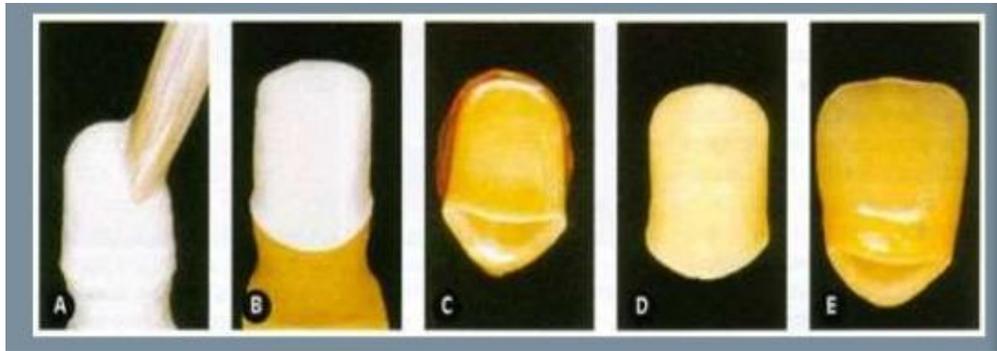


Imagen 13: Transformación de la fase cristalina de la zirconia.

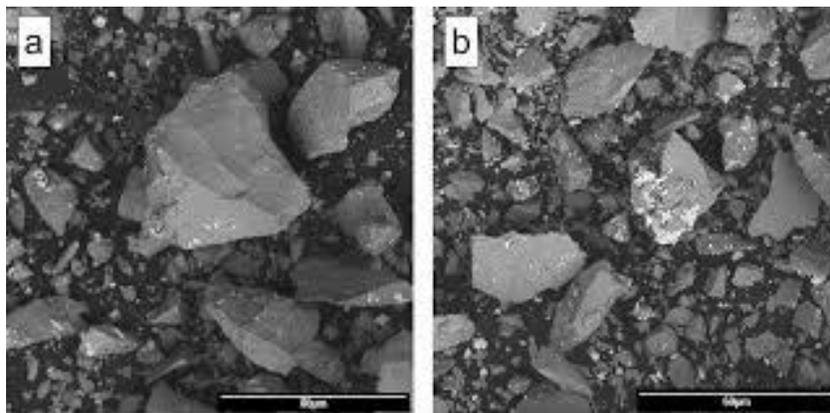


Imagen 14: secuencia de realización de una corona vitroceramica infiltrada con vidrio.

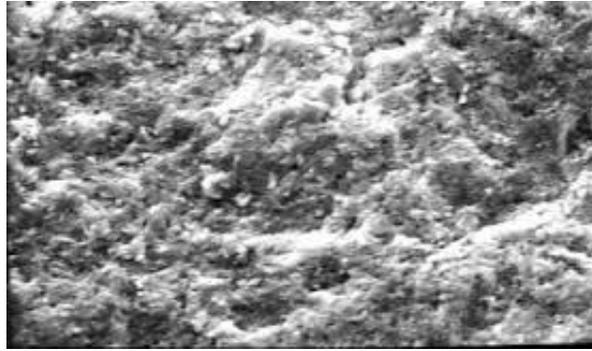
- A)** Aplicación de óxido de aluminio, **B)** Aspecto de la cofia sinterizada, **C)** colocación del infiltrado de vidrio, **D)** aspecto de la cofia una vez infiltrada, **E)** corona finalizada revestida mediante cerámica convencional.



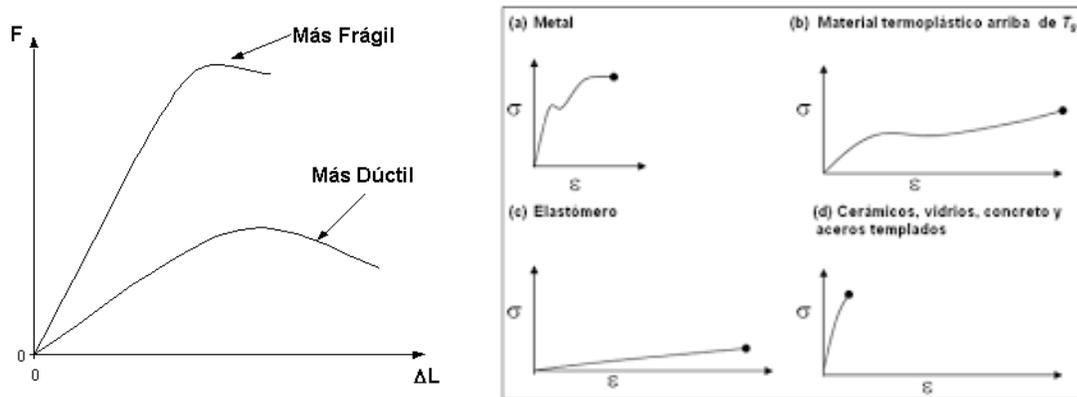
**Imagen 15:** vitroceramica de leucita termo prensada con superficies de fractura ligeramente más irregulares y rugosas con respecto a la cerámica feldespática convencional, debido a la presencia distribuida de los cristales de leucita: **A)** OPC **B)** Empress I.



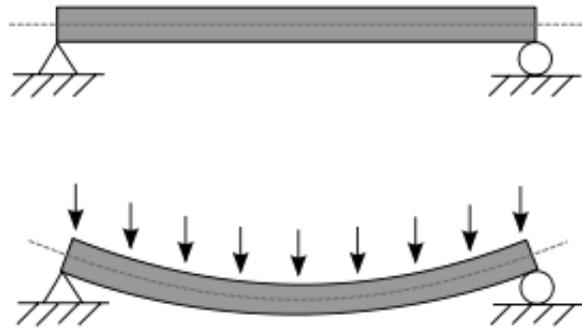
**imagen 16** vitroceramica de silicato de litio con granos de corte pequeño y distribución uniforme.



**imagen 17:** Diagramas de esfuerzo-deformación de materiales con diferentes características: aleaciones y cerámicas.



**imagen 18:** Prueba de flexión: **A)** las barras horizontales en su estado natural **B)** sometiendo a carga a las barras horizontales, la capa superficial sufre compresión, la intermedia una carga mínima.

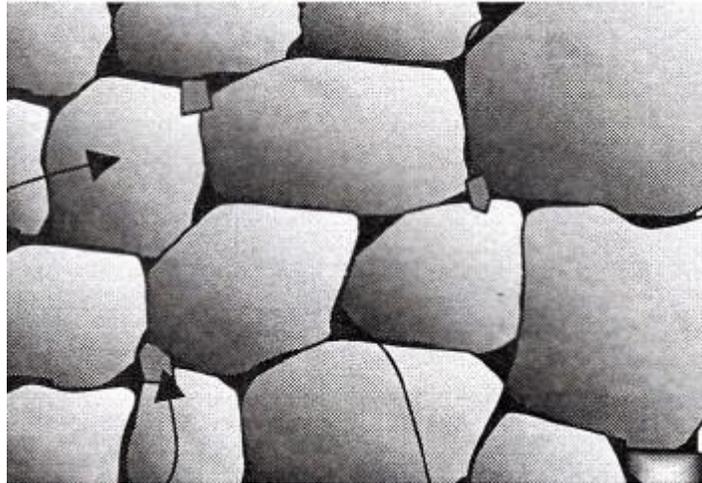


**imagen 19 Escala vita Lumin Vacuum.**

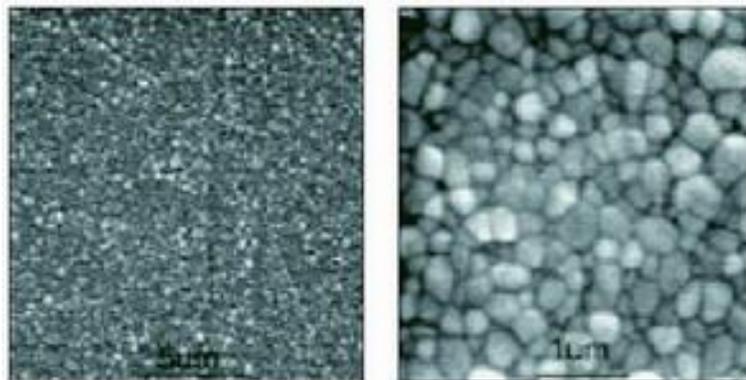


**imagen 20 Escala Chromascop de Ivoclar Vivadent.**





**Imagen 23:** Zirconia presinterizada. A (porosa) B sinterizada (densa)



**imagen 24:** Presentación comercial de los bloques de zirconia.



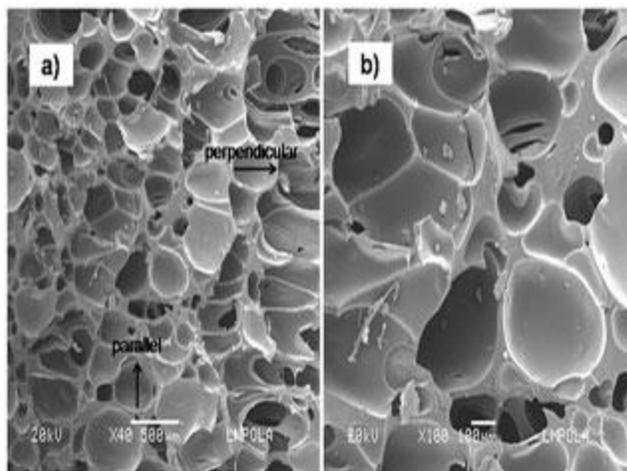
**imagen 25:** A) Modelo de trabajo troquelado y recortado con la infraestructura B) infraestructura de In Ceram Zirconio C) terminado (glaseado) D) Prueba en boca del paciente.



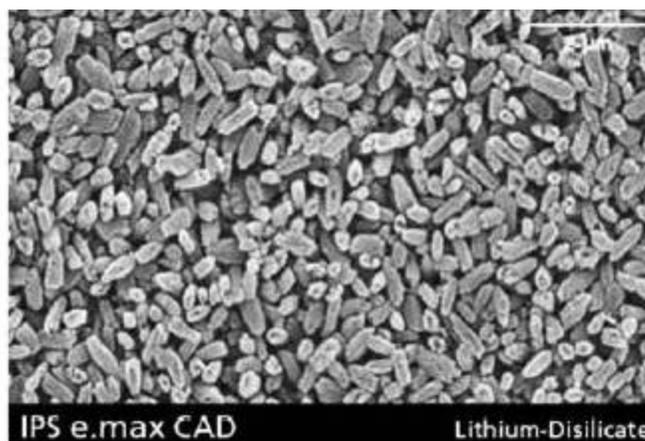
**imagen 26** A) Pilares sobre los que se realizara una prótesis fija de prótesis fija Procera All Zirconia. B) infraestructura en el modelo de trabajo C) infraestructura con recubrimiento de cerámica feldespática. D) Prueba clínica final de la infraestructura.



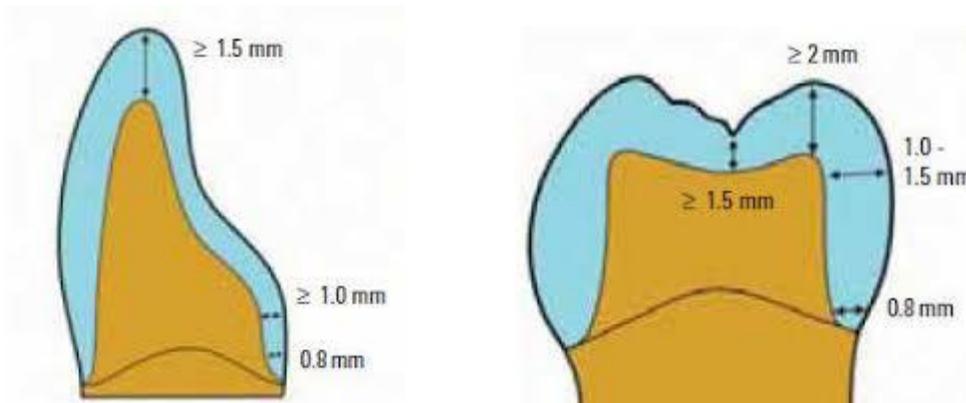
**imagen 27 A)** Partículas de óxido de aluminio u para el baño de arena **B)** superficie de zirconio sometido a baño de arena con partículas de óxido de aluminio de 100 u a 4 bar.



**Figura 28:** **A)** Partículas de Oxido de Aluminio para el Baño de Arena **B)** Superficie de Zirconio Sometido a Baño de Arena con Partículas de Oxido de Aluminio de 100 u a 4 bar.



**Imagen 29:** Estructura de disilicato de litio.



**Imagen 30:** Espesores promedio aconsejados. **A)** dientes anteriores **B)** dientes posteriores

## **GLOSARIO.**

### **Bicúspides.**

Los dientes con dos puntas redondeadas que se sitúan entre los colmillos (cúspides) y los molares.

### **Cúspide.**

Parte puntiaguda o redondeada de la superficie de masticación de un diente.

### **Corona.**

Recubrimiento artificial de un diente en metal, porcelana o una aleación de porcelana y metal. Las coronas cubren los dientes debilitados por las caries o gravemente dañados o astillados.

### **Molares.**

Dientes con amplia superficie de masticación para triturar los alimentos, situados en la parte posterior de la boca.

### **Implante**

Un soporte para un puente o una dentadura postiza, que se inserta en el hueso mediante cirugía.

### **Póntico**

La porción de un puente dental que reemplaza los dientes faltantes.

### **Restauración con molde**

Un procedimiento que usa el modelo del diente (una impresión) para elaborar una pieza que reemplace la faltante. Ejemplo: una corona.

### **Desgaste**

El deterioro normal de la superficie del diente, producto de la masticación.

### **Caries**

Deterioro dental que puede originar una caries.

### **Desgaste**

El deterioro normal de la superficie del diente, producto de la masticación.

## **Puentes**

Reemplazos fijos de dientes, que se sujetan a los dientes naturales contiguos cuando hay uno o más dientes faltantes.

**ATM:** Se refiere a la articulación temporomandibulares. (ATM): La articulación de la bisagra de unión entre la mandíbula y la base del cráneo. El término común es articulación de la mandíbula.

**ENDODONCIA:** parte de la odontología que se encarga del tratamiento de la pulpa dental ("los nervios")

**INTERPROXIMAL:** Se refiere a las superficies de los dientes que contactan con el diente adyacente.

**IONÓMERO DE VIDRIO:** Un tipo de cemento utilizado como fondo de protección en empastes o como un producto para pegar restauraciones. Se utiliza como material de relleno en ciertas situaciones.

**OBTURACIÓN:** Empaste. Término común para referirse a la restauración de un diente cariado.

**OCLUSIÓN:** El contacto de las superficies de masticación de los dientes superiores e inferiores.

**ORAL:** Perteneciente a la boca.

**PALADAR:** Los tejidos duros y blandos que forman el techo de la boca y separan la boca de la nariz.

**PILAR:** Un diente en el que se apoya un puente fijo. En implantología, elemento que conecta el implante con el exterior del hueso y la encía.

**MORFOLOGÍA DENTAL:** Es la disciplina encargada del estudio detallado de cada uno de los dientes en cuanto a sus estructuras anatómicas, morfológicas y de desarrollo.

**PREVENCIÓN:** Significa tomar una serie de medidas con la finalidad de evitar problemas futuros. constituye un conjunto de actividades con efecto comprobado científicamente sobre el individuo, encaminadas a mantener la salud bucal y disminuir la presencia de las principales patologías orales en la población.

**Prótesis Dental:** Aparato artificial que reemplaza a uno o más dientes perdidos.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Stanley J, Nelson, Major Ash Jr, Anatomía y Fisiología y oclusión dental 9na ed.: Elsevier Saunders; 2010.
- 2 .<http://redentis.blogspot.com/>
3. Montagna F, Barbesi M. Cerámicas, zirconio y CAD/CAM 1ª ed.: Amolca; 2013.
4. Saavedra R, Iriarte R, Oliveira Junior OB, Moncada G. Clasificación y significado clínico de las diferentes formulaciones de las cerámicas para restauraciones dentales. Acta odontológica venezolana. 2014; vol. 52 No 2.
5. Alvares MA, Peña JM, Gonzales IR, Olay MS, Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. Revista del Ilustre Consejo General de Colegios de Odontólogos y Estomatólogos de España.2003; Vol. 8 No. 5.
6. MollinedoPatzí M. Porcelanas dentales anteriores. Revistas de Actualización Clínica. 2012; Vol. 24 No. 1.
7. Jones M. HUBSPIDER. [Online].; 2015 cited 2016 Marzo 21. Available from:<http://info.hubspider.com/español/la-historia-de-los-dientes-falsos>.
8. Guzmán H. Biomateriales odontológicos de uso clínico Bogotá: ECOE; 2007
9. Alvarenga de Oliveira A. Comprender Planificar y Ejecutar El universo estético de las restauraciones en cerámica. 1st ed.: Amolca; 2014
10. Mezzomo E, Makoto R. Rehabilitación Oral Contemporánea. 1st ed.: Amolca;2010.
11. Martínez F, Pradies G, Suarez MJ Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. Revista del Ilustre Consejo General de colegios de Odontólogos y Estomatólogos de España 2007; Vol.12 No 4

12. Díaz P, López E, Malumbres F, Gil L. Porcelanas dentales de alta resistencia para restauraciones de recubrimiento total: Una revisión bibliográfica. Parte 1. Revista internacional de prótesis Estomatológica 2008; Vol. 10 No 1.
13. Cacciacane O. Prótesis bases y fundamentos. 1st ed. Madrid: Ripano; 2012.
14. Fons A, Fernanda SM, Granell M, Labaig C, Martínez A. Selección de la cerámica a utilizar en tratamientos a utilizar mediante frentes laminados de Porcelana. Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal. 2006 mayo – Junio; Vol. 11 No 3.
15. Pimentel J, Salazar A. Zirconia para rehabilitación completa maxilar sobre el implante. Caso clínico. Revista Odontológica Mexicana. 2015 enero-Marzo; Vol.19 No 1.
16. Textoscientíficos.com [Online].; 2006 cited 2016 marzo 21. Available from: <http://www.textoscientificos.com/quimica/caramicas-avanzadas/zirconia>.
17. Koushyar KJ. Recomendaciones para la Selección de Material Cerámico libre de Metal, de Acuerdo a la Ubicación de la Restauración en la Arcada.int.J. Odontostomat. 2010; Vol.4 No 3.
18. Castro E, Matta C, Oscar O. Consideraciones actuales en la utilización de las coronas unitarias libres de metal en el sector posterior. Revistas Estomatológicas Herediana. 2014 octubre-diciembre; Vol.24 No 4.
19. Machi R. Materiales Dentales. 4th ed. Buenos Aires: Panamericana;2009
20. Bertoldi A. Porcelanas Dentales. RAAO. 2012; Vol. 1 No 2.
21. Pineda E, Escobar JC, Latorre F, Villaraga J. Comparación de la resistencia de tres sistemas cerámicos en tramos protésicos fijos anteriores. Análisis por elementos finitos.2013; Vol. 25 No 1.

22. Figueroa R, Goulart F, Furtado R, Pessoa F, De Miranda A. Rehabilitación de los dientes anteriores con el sistema cerámico Disilicato de Litio. In. J. Odontostomat.2014; Vol.8 No 3.
23. Dixon C, Eakle WS. Materiales Dentales. Aplicaciones clínicas. 2nd ed.: El Manual Moderno; 2012.
24. Pagnani R. Ruben Pagnani Estética Dental. [Online].; 2014 cited 2016 Marzo
25. Bertoldi A. Porcelanas dentales 2da parte: clasificación según el método de elaboración de la restauración. RAAO.2013; Vol. LI No.1.
26. Koushyar K. consideraciones de los materiales disponibles en América Latina para la fabricación de coronas libres de metal. Revisión Bibliográfica. Medicina Oral. 2010 abril-Junio; Vol. XII No.2.
27. Wai Kim Li R. Ceramic dental biomateriales and CAD-CAM technology: State of the art. Journals of Prosthodontic Research.2014; Vol.54.
28. Caparroso C, Duque J. Cerámicas y sistemas para restauraciones cad-cam: una revisión. Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia.2010; Vol. 22 No.1.
29. Milleding P. Preparaciones para prótesis fija. 1st ed.: Amolca;2013.
30. Daou E, Al-Gotmeh M. Zirconia Ceramic: A Versatile Restorative Material. Dentistry.2014; Vol. 4 No.4.
31. Nevárez A, Nevárez M, Bologna R, Serena Eyc. Características de los materiales cerámicos empleados en la práctica odontológica actual. Revista ADM. 2012 julio-agosto; Vol. LXIX No.4.

32. ODONTOSALUD 22 aniversario solo lo mejor en odontología. [Online].; 2009 cited 2016 marzo 22. Available From: [http://www.odontosalud.com/web/tecnologia\\_detalle.php?id=23](http://www.odontosalud.com/web/tecnologia_detalle.php?id=23).
33. Cedillo JdJ. Coronas y prótesis fija de In-Ceram Zirconia. ADM. 2002 enero-febrero; Vol. LIX (No. 1).
34. Kenneth J A. Phillips ciencia de los materiales dentales. 11th ed.: Elsevier; 2004.
35. Zirkozahn zirconia prettau. [Online]. Cited 2016 Marzo 21. Available from:<http://www.zirkozahn.com/assets/files/brochueren/ES-folleto-prettau-web.pdf>.
36. zirkozahn zirconia prettau anterior. [Online]. Cited 2016 marzo 21. Available from:<http://www.zirkozahn.com/es/zirconia-prettau/prettau-anterior>.
37. Ricketts D, Bartlett D. Odontología Operatoria Avanzada un abordaje clínico. 1st ed. Venezuela: Amolca; 2013.
38. IPS e.max Ivoclar vivadent. [Online]. Cited 2016 marzo 21. Available from:<http://www.artworkdentallab.com.br/downloads/guía-ips-emax.pdf>.
39. Christensen GJ. Use of luting or bonding with lithium disilicate and zirconia crowns. JADA.2014 abril; Vol.145 No.4.
40. Engelberg B. Removal System of Zirconia and Lithium-Disilicate Restorations. Dentistry. 2013 February; Vol.9 No.2.
41. Corts JP, Abella R. Protocolos de cementado de restauraciones cerámicas. Actas odontológicas.2013 diciembre; Vol. X No.2.
42. Barrancos PJ. Operatoria Dental Avances Clínicos, restauraciones y estética. 5th ed. Buenos aires: Medica Panamericana; 2015.

43. Bottino MA, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral Metal Free. 1st ed. Sao Paulo: Artes medicas; 2001.
44. Joubert R. Odontología adhesiva y estética. 1st ed. Madrid: Ripano;2010.
45. Barcelo F. Materiales dentales conocimientos básicos aplicados. 3rd ed. Trillas; 2012.
46. Zuñiga A. Frutos KA, Velasco J Ceja I, Espinosa R. Análisis al meb del efecto del grabado del disilicato de litio a diferentes tiempos. Rodyb. 2013 septiembre-diciembre; Vol. II No.3.