



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Rehabilitación de la guía anterior con un
sistema cerámico libre de metal

TRABAJO TERMINAL ESCRITO DEL DIPLOMADO DE
ACTUALIZACIÓN PROFESIONAL QUE PARA OBTENER EL
TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

MARIANA GUTIÉRREZ ZAPATA

TUTOR. MTRO. JOSÉ ARTURO FERNÁNDEZ FERRERO

MÉXICO D.F.

m. 344553

**A mi mamá, por ser esa mujer excepcional, que
me ha dado todo su amor...**

A mi papá, por hacer mi vida maravillosa...

**A mi hermano Iván, por ser mi mejor ejemplo, Te
amo**

A mis abuelas Amadita y Carlota.

**Gracias, son lo mejor que tengo, por ustedes todo
vale la pena, los amo!!!**

A mis amigas:

Jann, por enseñarme que “Querer es poder”,

**Jessy, por demostrarme que “una verdadera
amistad no necesita demasiado tiempo”,**

Paty, por “estar siempre”,

**Sandy, por “compartir 7 años de música, de
sentimientos...” y dejarme ese gusto para toda la
vida,**

**A Zoi, por “todos los momentos que hemos
compartido”,**

***Gracias por su amistad y su incondicional apoyo
Las quiero!!!***

ÍNDICE

	Pág.
1. INTRODUCCIÓN	7
2. ANTECEDENTES	8
2.1 Evolución histórica de las porcelanas dentales	8
2.2 Propiedades de las porcelanas dentales libres de metal	12
I) Propiedades ópticas	12
a) Color	12
b) Translucidez	17
c) Opalescencia	18
d) Luminiscencia	19
- Fluorescencia	19
- Fosforescencia	21
e) Radiolucidez	21
f) Textura Superficial	21
II) Propiedades mecánicas	24
a) Resistencia a la carga oclusal	24
b) Resistencia a la compresión	25
c) Resistencia al cizallamiento	26
d) Dureza	27
e) Dureza de fractura	27

	Pág.
2.3 Taxonomía de las porcelanas dentales libres de metal	32
I) Porcelana prensable reforzada con leucita	33
II) Porcelana prensable disilicato de litio	36
III) Porcelana por infiltración	39
IV) Sistemas CAD/CAM	42
2.4 Criterios básicos de integración funcional y estética en la rehabilitación de la guía anterior	45
I) Integración funcional	45
Guía anterior	45
a) Sobremordida horizontal	46
b) Sobremordida vertical	46
Relaciones dinámicas de la guía anterior	48
a) Guía incisiva pura	51
b) Guía canina pura	51
c) Función de grupo anterior	51
d) Movimiento de Bennett	52
e) Distancia intercondílea	54
II) Integración estética	56
a) Salud gingival	56
b) Ejes dentales	56
c) Contorno gingival	57
d) Dimensiones dentales	57
e) Forma dentaria	58
f) Caracterización	60

	Pág.
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN	61
I) Planteamiento del problema	61
II) Justificación	61
4. OBJETIVOS	62
I) Objetivo general	62
II) Objetivo específico	62
5. METODOLOGÍA	63
I) Material	63
II) Método	63
6. CONCLUSIONES	70
7. FUENTES DE INFORMACIÓN	71

1. INTRODUCCIÓN

La creciente demanda estética por parte de los pacientes ha generado el desarrollo de materiales restauradores altamente estéticos, entre ellos, se encuentran las porcelanas dentales, mediante las cuales, se crearon los sistemas cerámicos libres de metal. Desde su aparición y hasta nuestros días, el reto para la industria de los materiales dentales ha sido conseguir un sistema íntegramente cerámico que posea las propiedades estructurales, funcionales, biológicas y ópticas presentes en la dentición natural.

La elaboración de este tipo de restauraciones se lleva a cabo mediante modelados y procesos de cocción de la porcelana a altas temperaturas, los cuales pueden presentar variaciones de acuerdo a cada sistema, no obstante, estos procedimientos deberán ser realizados por manos expertas, con precisión y cuidado absoluto, ya que esto será un factor determinante en el resultado estético y funcional de las mismas.

Los sistemas cerámicos con los que se cuenta actualmente en el mercado, reúnen las características necesarias para poder llevar a cabo una rehabilitación protésica exitosa, sin embargo, se debe tomar en cuenta que, el éxito, no solo radica en las propiedades que estos presentan, sino que deben utilizarse bajo ciertas condiciones, las cuales deberán estar presentes en el sistema estomatognático a rehabilitar y ser previamente estudiadas por el odontólogo, de tal manera, que este pueda determinar cual es la mejor opción para la rehabilitación.

Este trabajo pretende ofrecer una visión global de los sistemas cerámicos con los que se cuenta actualmente, así como de los parámetros funcionales que deben ser tomados en cuenta a la hora de realizar una rehabilitación protésica de la guía anterior.

Mi especial agradecimiento al Mtro. José Arturo Fernández Pedrero y al Mtro. Víctor Moreno Maldonado, por hacer este trabajo posible.

2. ANTECEDENTES

2.1 Evolución histórica de las porcelanas dentales

Etimológicamente el término cerámica proviene del griego *keramos* que significa, hecho de tierra quemada. La cerámica es uno de los primeros materiales artificiales desarrollados por el hombre, el hallazgo de objetos de este material en ruinas muy antiguas (23,000 años a.C)¹ lo hace patente y denota su estabilidad física y química con el paso del tiempo.

La evolución de este material nos remonta a la Edad Media, donde los escritos de Plinio (29-73 años d. C)² describen técnica ceramistas, desafortunadamente su utilidad práctica es cuestionable.

En la misma época el monje Teófilo en "UN ensayo sobre diversas artes" en su libro segundo, habla principalmente del arte de las cerámicas, e indica descripciones de las técnicas iniciales de fabricación del vidrio.³

No es, hasta el Siglo XVIII, en 1717 que el secreto de la fabricación de la porcelana en China, es revelado, al misionero Jesuita, el Padre d'Entercolles, quien trabajaba en el King-te-tching, centro de la porcelana en China. Él envió un informe detallado, a un amigo francés, del procesamiento de las porcelanas. Posteriormente, el científico, M de Reamar, identifico los componentes, como el caolín, sílice y feldespato.⁴

Pierre Fauchard, en 1728, " Padre de la Odontología Moderna " pensó e la utilización de las porcelanas para la sustitución de dientes perdidos, ya que hasta

¹ Rosenblum MA, Schulman, cit por, ÁLVAREZ FERNÁNDEZ, Ma. Ángeles et cols, en Características Generales y Propiedades de las cerámicas sin metal, RCOE, España, 2003, Vol. 8, No. 5, Pág. 4.

² G. CRAIG, Robert, Materiales de Odontología Restauradora, ED. Harcourt Brace, 10ª. Edición, 1998, Pág. 6.

³ Ídem

⁴ VON NORTON, Richard, Introduction to Dental Materials, ED. Mosby, 2a. Edición. 2002. Pág. 233.

ese momento, solo se habían utilizado materiales como hueso, marfil, madera, que presentaban un deterioro temprano.

En 1774, Alexis Dûchateau, un farmacéutico parisino, sugirió la idea de utilizar la porcelana como material dental, al observar, que los recipientes de porcelana que contenían las sustancias químicas no sufrían cambios de color ni de textura. En 1778, mediante su asociación con Nicholas Dubois de Chémant, un dentista francés, y la fábrica Saint Germain (productora de porcelanas), presentaron por primera vez una dentadura completa de porcelana cocida.

Entre 1806 y 1808, el dentista Giuseppangelo Fonzi, fabricó el primer diente unitario de porcelana, con un sistema de retención de ganchos de platino; también se le atribuye la preparación de 26 tonos de porcelana mediante la adición de óxidos metálicos.⁵

La técnica para perfeccionar los dientes de porcelana llegó a Estados Unidos de Norteamérica procedente de Francia en 1817, para 1825, los dientes presentaban notable mejoría, de tal manera que antes de 1840, en Inglaterra, Francia y Estados Unidos, la manufactura de estos dientes se había optimizado en gran medida.⁶

Samuel Stockton White, en 1844, se interesó por la producción de dientes de porcelana e intentó mejorar la forma y el color de los mismos.

E. Maynard, en Washington construyó exitosamente los primeros inlays cerámicos en el año de 1857.⁷

En 1885 se llevaron a cabo múltiples experimentos con porcelana fundida para fabricar incrustaciones y dientes de porcelana.

El Dr. Charles H. Land en 1887, realizó la primera corona de porcelana jacket crown, mediante la técnica matriz de platino. Las principales deficiencias que presentaban estas restauraciones eran su fragilidad, la gran inclusión de burbujas y el deficiente ajuste marginal, consecuente de la gran contracción que sufría la porcelana durante la cocción.

⁵ G. CRAIG, Robert, Op. Cit. Pág. 7.

⁶ Ibidem, Pág.8.

⁷ NISHIMURA, I, cit por, ALVARÉZ FERNÁNDEZ, Ma. Ángeles et cols, en Características Generales y Propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE, España, 2003, Vol. 8, No. 5, Pág. 4.

Con el horno eléctrico para porcelana de Levitt Ellsworth Custer en 1894; las incrustaciones de porcelana de elevado punto de fusión de W. E. Christensen en 1895; las fundas de porcelana con hombro gingival de E. B. Spalding en 1903, se generó un gran avance en la Odontología Restauradora.

En las primeras décadas de 1900, el abuso de las técnicas para la realización de inlays y coronas cerámicas produjo una disminución importante del uso de este material durante esta época, y no fue sino hasta 1960, que el desarrollo de nuevas técnicas para las porcelanas generó un nuevo auge.

En 1958, Vines et al, desarrollaron un sistema de procesado de porcelanas al vacío, lo que redujo en gran medida la inclusión de burbujas de aire.

La técnica metalocerámica se creó en 1960, y para 1980 se convirtió en la primera opción de restauración en Prostodoncia Fija, debido a las óptimas propiedades mecánicas que el metal establece en este tipo de restauraciones y hasta nuestros días no superadas por ningún otro sistema.

En 1962, la compañía Dentist's Supli de Nueva York, patentó la incorporación de finas partículas (tamaño de grano menor a 5µm) de alúmina, zirconio y silicatos de zirconio y alúmina.⁸

La introducción de la porcelana aluminosa fue en 1965, realizada por McLean y Hughes, más resistente que la convencional debido a la adición de cristales de alúmina, desafortunadamente, la mayor opacidad generada, provoca un tallado dental muy agresivo, para poder obtener una estética aceptable.

La técnica de Collarless fue desarrollada en 1970, así como la idea de fabricar restauraciones dentales por medio de sistemas dirigidos por un ordenador.

En 1971 Francois Duret fue el primero en considerar la producción de restauraciones cerámicas mediante la utilización de un ordenador (CAD/CAM).

El primer sistema reforzado con matriz de aluminio desarrollado comercialmente, fue en 1976 por McLean y Sced.⁹

⁸ W. Mc. LEAN, John, Evolution of Dental Ceramics in the Twentieth Century, The Journal of Prosthetic Dentistry, January, 2001, Vol. 85, No. 1, Pág. 63.

⁹ Ibidem, Pág. 62.

Mörman en 1980, desarrolló el sistema CEREC de Siemens, actualmente Sirona, que fue el primer sistema CAD/CAM.

Saudon en 1985, desarrolló los núcleos de alúmina infiltrados con vidrio, con el objetivo de obtener copias cerámicas altamente resistentes.

Durante 1990 Wohlwend y Scharer, reportaron la técnica de restauraciones prensadas (Empress)

Desde entonces hasta nuestros días la demanda estética ha generado el desarrollo de nuevos sistemas cerámicos, mejorados por la combinación de las diferentes propiedades de las porcelanas dentales y el avance de la tecnología.

2.2 Propiedades de las porcelanas dentales libres de metal

El propósito de una rehabilitación protésica oral es el reemplazo funcional y estético de los órganos dentarios que se han perdido debido a procesos cariosos y/o a la presencia de enfermedad periodontal principalmente, de tal manera que los materiales utilizados deben tener suficiente estabilidad física y química para resistir las condiciones presentes en el medio bucal.

Actualmente, la porcelana dental, es el material que nos permite la imitación más cercana al diente natural, gracias a sus propiedades ópticas, mecánicas y biológicas, las cuales serán mencionadas en este capítulo.

l) Propiedades ópticas

La apariencia óptica de un objeto está determinada por la cantidad de luz reflejada que incide sobre su superficie y por la cantidad de luz que este absorbe o refleja.

El efecto estético de los materiales cerámicos depende de la interacción de varias propiedades ópticas, que a continuación serán mencionadas:

a) Color

Las expectativas estéticas por parte de los pacientes actualmente, requieren de un diagnóstico del color muy estricto, para poder reproducir fielmente la estructura dental natural. Frecuentemente, el fracaso de los tratamientos protésicos estéticos se debe a una selección inadecuada del color de nuestra restauración y a la limitada información otorgada al técnico dental.

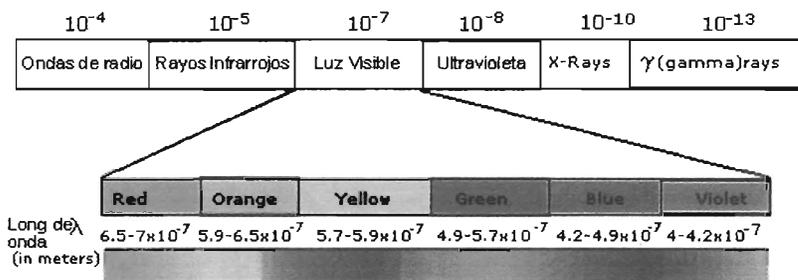
La percepción de los colores en el ser humano se realiza por el ojo, específicamente por la retina, la cual presenta dos tipos de receptores:

Bastones Predominan en la periferia e interpretan el brillo de los objetos (blanco – gris – negro), llamada visión escotópica. Se emplea en condiciones de poca luz.

Conos Predominan en la zona central e interpretan el color, visión fotópica. Para ser estimulados requieren abundante luz.

El ojo humano sólo es sensible a la parte visible del espectro electromagnético, a la bandas cuyas longitudes de onda van de los 380 nm a los 760 nm. Las radiaciones que sobrepasan estos límites se denominan infrarrojas (entre 760 nm y 800 nm) y ultravioletas (entre 200 nm y 380 nm).

En el diente natural el color está en la dentina y la gama cromática que produce va del amarillo al amarillo-rojizo, pasando por el amarillo-anaranjado.



En 1915, Albert Henri Munsell en su libro "Atlas del Sistema de Color Munsell", describió al color como un fenómeno tridimensional¹⁰. Las tres dimensiones del color son:

¹⁰ UBASSY, Gérald, Shape and Color. The Key to Successful Ceramic Restorations, ED. Quintessence books, Francia, 1993, Pág. 21.

Tono o Matiz (Hue)

Es el color propiamente dicho, distingue una familia de colores de otra. Ej. Rojo, verde, azul, amarillo.



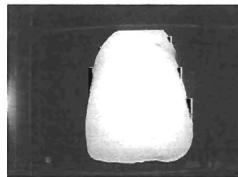
Valor o Brillo (Value)

Es la cantidad de luz u oscuridad, relacionando el color con la escala de grises, otorgando alta o baja luminosidad. Un color muy blanco es luminoso y tiene un valor muy alto, cuando un objeto presenta escasa brillantez y su apariencia es grisácea, su valor es bajo. En boca, un diente de valor menor al resto destacará por encima de los demás, teniendo una apariencia grisácea.



+ VALOR

- VALOR



Saturación (Chroma)

Representa la intensidad o concentración del tono. Está localizada en la dentina, depende del grosor de la misma y es influida por la translucidez y grosor del esmalte. Un diente puede ser naranja claro y otro naranja oscuro, dependiendo de la cantidad de pigmento.



- PIGMENTO

+ PIGMENTO

El color de la cerámica se presenta por la adición de cantidades precisas de partículas de vidrio que presentan altas concentraciones de óxidos metálicos coloreados.¹¹

En la tabla 1, se mencionan los óxidos y los colores generados por cada uno de ellos.

<i>Óxido metálico</i>	<i>Color</i>
Hierro	Rojo
Cromo	Verde
Cobalto	Azul
Indio	Negro
Plata	Naranja
Níquel	Gris
Oro	Morado
Zinc	Blanco
Titanio	Marrón amarillento
Manganeso	Violeta

Tabla 1. Colores de Óxidos

¹¹ FISCHERS, Jens, *Estética y Prótesis Consideraciones Interdisciplinarias*, ED. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica C. A., Pág. 85.

Cuando miramos fijamente un color durante cierto tiempo, la capacidad para percibir el tono del mismo va disminuyendo, sin que seamos conscientes de ello, debido a que la luz procedente de ese color, con una longitud de onda determinada, agota los receptores sensibles a ella, generando un fenómeno denominado, *imagen persistente negativa*, si después de mirar a un objeto determinado durante un buen tiempo, cerramos los ojos o los desviamos hacia un papel blanco, seguiremos viendo durante un periodo de tiempo variable ese objeto, pero su color habrá cambiado, generando otro fenómeno en este momento, llamado *adaptación al color*.

El fenómeno de imagen persistente negativa no se produce si descansamos mirando una cartulina azul poco saturada o gris, acción que ayudará a recuperar la sensibilidad perdida de la retina.

Elección del color

La elección del color en una restauración, puede ser subjetiva, y varía de acuerdo a las condiciones presentes en dicho momento. Debido a esto, se han propuesto diversas técnicas para la elección del color, que no serán mencionadas en este trabajo por escapar a los objetivos del mismo, se mencionarán únicamente algunos puntos importantes a considerar durante la toma del color.

A la hora de elegir un color conviene no mirar a el mismo durante más de 5 segundos seguidos, ya que un mayor tiempo generará una imagen persistente negativa durante otros 15 a 20 segundos, se descansará la mirada intermitentemente, dirigiéndola hacia una cartulina azul o gris.

Idealmente el color se tomará al inicio de la sesión clínica, cuando la vista del clínico está descansada, entre las 11 y 12 de la mañana y las 2 y 3 de la tarde, cuando la temperatura del color es de 6500 °K y la luz genera tonos ligeramente blanquecinos¹².

¹² MALLAT DESPLATS, Ernest, Fundamentos de la Estética Bucal en el Grupo Anterior, ED. Quintessence books, Barcelona, 2001, Pág. 252.

También es conveniente tomar el color antes de administrar la anestesia evitando la vasoconstricción vascular que altera la circulación interna y hace que el diente se vuelva más claro. Los dientes deberán estar limpios de placa bacteriana o de manchas de tabaco, café, té, etc.

Diagnóstico del Color

El diagnóstico del color es la capacidad que permite al profesional descifrar todos los matices y variaciones del color, las caracterizaciones individuales y los reflejos cromáticos de los tejidos vecinos en cada zona del diente.

b) Translucidez

Es la propiedad de un material que permite el paso de luz a través de él, dispersando los rayos luminosos de tal manera que no es posible ver los objetos situados detrás. La organización prismática de los cristales de apatita y su capacidad de conducir la luz hacia zonas internas del diente, permiten cierta cantidad de translucidez.¹³ La cantidad de translucidez en los materiales cerámicos está determinada en gran parte por la proporción de su contenido en vidrio. El tejido dentario más translúcido es el esmalte, el cual cubre completamente los dientes y depende de la edad del paciente. Un 70% de la luz incidente es capaz de atravesar un grosor de 1 mm de esmalte.

En el tercio incisal, el esmalte es el principal constituyente, a medida que se va adelgazando hasta llegar al borde incisal, se va volviendo más transparente y adquiere una apariencia de vidrio que se extiende a las áreas proximales. En el tercio medio existe un predominio de dentina con menor translucidez, en esta zona en esmalte adoptará una tonalidad influida por los colores amarillo, naranja y

¹³FISCHERS, Jens , Op. cit, Pág. 87.

marrón. En el tercio cervical, el esmalte se va adelgazando, encontrando en el cuello un color más oscuro que oscila entre lo amarillo-anaranjado-marrón, según la edad del paciente y la calcificación de la dentina. En esta zona el color rosado puede influir, reflejándose sobre las zonas dentarias próximas.

Según Sekine, existen tres categorías de dientes, dependiendo de la distribución de la translucidez:

Tipo A: Translucidez difusa por toda la superficie bucal del diente o no presenta un patrón claro.

Tipo B: Capa translúcida solo en el borde incisal.

Tipo C: Cara translúcida en el borde incisal y en las caras proximales.

c) Opalescencia

Este hecho produce, en la iluminación con luz reflejada, una impresión cromática azulada, fenómeno que se encuentra presente en el esmalte de los dientes, producido por la diferencia entre los índices de refracción de la estructura prismática del esmalte y de la matriz orgánica¹⁴.

El término proviene del ópalo, el cual presenta un aspecto azulado, ya que parte del espectro correspondiente al color azul, tiene una longitud de onda similar al tamaño de los huecos de agua, provocando que el azul sea dispersado y el resto de luz lo atraviese. Mediante la transiluminación el ópalo adquiere una tonalidad ámbar, ya que el ópalo filtra el rayo de luz permitiendo únicamente el paso de las radiaciones con longitud de onda más larga para que pueda ser transmitida a través de él.

¹⁴MALLAT DESPLATS, Ernest, Op. Cit., Pág. 266.

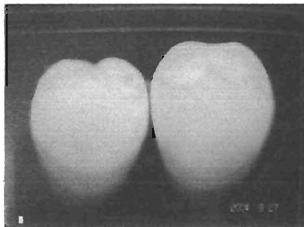
La opalescencia se logra en la cerámica mediante la adición, en la base matriz, de partículas refractivas muy finas y fuertes¹⁵, debido a su pequeño tamaño, se llegan a disolver en la matriz de porcelana, si esta es sometida a cocciones repetidas.

La opalescencia es el resultado de la dinámica lumínica en el esmalte, otorgando los colores y una apariencia vital a la dentición natural.¹⁶

d) Luminiscencia

Esta constituida por dos fenómenos ópticos, que se producen por la irradiación con una luz de onda corta, y son:

- *Fluorescencia* Es un fenómeno provocado por la adición de energía. Cuando un material es expuesto a una radiación de alta energía como la luz ultravioleta, y emite energía lumínica con una longitud de onda mayor que la de la radiación incidente, se dice que es fluorescente, al cesar la radiación, la emisión de energía lumínica, cesa por completo. La luz que incide eleva los electrones hasta un estado de energía más alto, esta energía absorbida se libera en forma de luz visible o quanta.



El aspecto natural de los dientes, depende en parte de la fluorescencia y las sustancias responsables de ella, son los componentes minerales de la hidroxiapatita y la matriz orgánica.

¹⁵ Hegenbarth, EA, cit por, FISCHER, Jens en *Estética y Prótesis Consideraciones Interdisciplinarias*, ED. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, C.A., Pág. 89.

¹⁶ ADOLFI, Dario, *Natural Esthetics*, ED. Quintessence Editore Ltda., EUA, 2002, Pág. 49.

Los dientes humanos sanos emiten luz fluorescente, coloración blanco azulada (450 – 460 nm) cuando son excitados por radiación ultravioleta (365 nm), dicha fluorescencia es policromática, ya que la dentina es tres veces más fluorescente que el esmalte.

En las cerámicas, reproducir fielmente el espectro luminiscente del esmalte y la dentina es muy difícil. Usualmente se utilizan Tierras Raras como luminóforos, por ejemplo, europio, terbio, cerio e iterbio; desafortunadamente ninguna de ellas recrea fielmente la fluorescencia azul malva de los dientes naturales¹⁷, además de tener propiedades mecánicas deficientes, lo que provoca una disminución en la resistencia mecánica de las porcelanas.

Los requisitos que debe cumplir un material fluorescente para porcelana dental, según Preston, son¹⁸:

- 1.No ser tóxico.
2. Soportar altas temperaturas.
3. No reaccionar con los colorantes intensivos que se añaden a la porcelana.
- 4.Capaz de mantener su efecto ante la presencia de estos colorantes.
- 5.Ante la estimulación con luz ultravioleta debe emitir un color blanco azulado con una longitud de onda de unos 450 nm.
- 6.No debe ser fosforescente.
- 7.Combinarse homogéneamente con la porcelana, para que no presente un aspecto vetado ni punteado.
- 8.La intensidad de la fluorescencia deberá ser similar a la de los dientes naturales.
- 9.No se deteriorará con cocciones repetidas de la porcelana.
- 10.Debe estar presente independientemente del grosor de la porcelana.

Para imitar la fluorescencia de los dientes naturales conviene que la dentina y el esmalte tengan un grosor uniforme, asegurando la intensidad de la fluorescencia.

¹⁷ MAGNE, Pascal, Restauraciones de Porcelana Adherida en los Dientes Anteriores. Método Biomimético, ED. Quintessence Books, Barcelona, 2004, Pág. 86.

¹⁸ MALLAT DESPLATS, Ernest, Op. Cit, Pág. 263.

Las repetidas cocciones de la porcelana producen una disminución la fluorescencia.

- *Fosforescencia* En este fenómeno óptico, la luminiscencia provocada por la absorción de irradiación, continúa por algún tiempo, aún cuando ha cesado la radiación incidente. Los electrones liberan su exceso de energía lentamente. Se presenta principalmente en los compuestos que contienen fósforo. Es un fenómeno que no tiene ninguna influencia en la dentición natural ni en las cerámicas dentales, y solo se menciona por completar la información de los efectos luminiscentes.

e) Radiolucidez

Es una propiedad muy importante en cualquier material dental, ya que permite detectar posibles cambios en la estructura dental preparada, tales como caries marginales, fracturas.

f) Textura Superficial

Al restaurar los dientes, en el acabado de la cerámica, es importante la reproducción de detalles, los dientes jóvenes reflejan más la luz que les incide, por lo que aparecen más brillantes, al envejecer, hay una menor reflexión, lo que provoca una disminución del brillo.

Cuando la luz incide sobre la superficie pulida y lisa de un medio translúcido como lo es el esmalte, y con una inclinación determinada (ángulo de incidencia), una parte del haz luminoso cambiará de dirección y saldrá reflejada hacia el medio original, el ángulo con el que sale reflejada la luz es el ángulo de reflexión. Cuando la luz sale proyectada en una única dirección, se denomina reflexión especular.

Un diente natural presenta sobre su superficie irregularidades, como lo son estrías, muescas, surcos, fisuras, lo que genera que la luz sea reflejada en múltiples direcciones, y se le denomina reflexión difusa.

La otra parte del haz de luz incidente penetrará en el medio translúcido cambiando la dirección y avanzará a través de él. Este fenómeno se denomina refracción y depende de la densidad del medio y de la longitud de onda de la luz incidente.

Un índice de refracción alto, nos dará como resultado el enmascaramiento del color subyacente; si se desea una translucidez máxima, un bajo índice de refracción (cercano al del agua) será ideal. Las partículas contenidas en la porcelana dan lugar a múltiples reflexiones y refracciones provocando una dispersión de luz, necesaria para simular el efecto producido por los prismas del esmalte¹⁹.

Primero se deben recrear los componentes verticales que corresponden a los diferentes lóbulos de desarrollo, y posteriormente el componente horizontal que corresponde a las líneas horizontales de crecimiento (estrías de Retzius), que se encuentran en el diente natural en la superficie del esmalte.

En una corona totalmente cerámica el haz de luz se transmite a través de toda la masa de la corona, lo que permite una dispersión de la luz lo cual genera una menor reflexión especular, por lo tanto una apariencia más natural.

Después de haber mencionado las propiedades ópticas de las cerámicas, debemos comprender que determinar y reproducir una corona totalmente cerámica es una tarea difícil, ya que implica , un juego de efectos lumínicos complejo, combinado con el hecho de que un diente natural presenta distintas capas, las cuales varían en grosor, tamaño, con índices de refracción, reflexión, translucidez, opalescencia y colores diferentes, asociado al paso del tiempo, que modifica algunas de estas propiedades. Es por esto que en la fabricación de coronas cerámicas se utiliza la técnica de estratificación, la cual no será mencionada en este trabajo por escapar a los objetivos del mismo.

¹⁹ Ibidem, Pág. 260.

En la elaboración de una corona cerámica, el trabajo no sólo corresponde al técnico protesista dental, depende también de que la información que se le otorgue, sea lo más precisa y clara posible, en lo que podemos incluir fotos digitales intra y extraorales y un diagrama de nuestra restauración.

II) Propiedades mecánicas

La capacidad del diente natural para resistir las cargas masticatorias durante su vida, es el resultado de la interacción entre un tejido extremadamente duro, el esmalte, y un tejido menos duro, como lo es la dentina, junto con la interacción de los componentes periodontales, de tal manera que hablamos de una respuesta fisiológica de los tejidos duros y blandos a los procedimientos restauradores.

Los actuales sistemas cerámicos presentan propiedades ópticas muy favorables, sin embargo, todavía presentan algunos problemas de tipo mecánico. En general, la estabilidad de un sólido sometido a una fuerza depende de la naturaleza y la fuerza de unión de sus uniones atómicas.

La fuerza procede del empuje que un cuerpo ejerce sobre otro, dicha fuerza produce un cambio. La fuerza queda definida por tres características: el punto de aplicación, la magnitud y la dirección de aplicación. La unidad de fuerza es el Newton (N).

Una fuerza puede actuar sobre un cuerpo, desde cualquier ángulo o dirección y muchas veces estas se combinan desarrollando tensiones muy complejas en su estructura.

Cuando una fuerza actúa sobre un cuerpo, se genera una resistencia a dicha fuerza. La reacción interna tiene la misma intensidad y la porción opuesta a la de la fuerza externa aplicada, recibe el nombre de tensión.

a) Resistencia a la carga oclusal

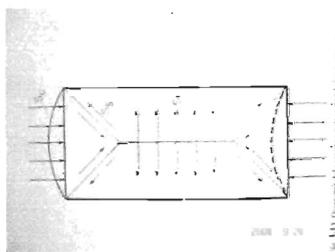
Dentro de la literatura odontológica encontramos numerosos estudios en los que se describe la medición de las fuerzas que soportan los dientes durante el proceso masticatorio y el reposo, dichas fuerzas son registradas mediante tensómetros y sistemas de telemetría.

En la dentición secundaria, las fuerzas disminuyen de la región molar hacia los incisivos, entre el primer y segundo molar, la fuerza oscila entre 400 y 800 N, en los premolares, caninos e incisivos es de 300 N, 200 N y 150 N respectivamente²⁰. Como se ha mencionado las fuerzas que son producidas durante el proceso masticatorio son muchas y generan un grupo de tensiones muy diverso, ya sea en la restauración y/o el diente, las cuales se relacionan entre sí, por fines didácticos mencionaremos cada una por separado .

b) Resistencia a la compresión

La compresión se genera cuando el cuerpo es sometido a dos fuerzas que siguen la misma línea recta y se dirigen una contra la otra.

Esta propiedad tiene especial importancia ya que durante el proceso masticatorio, la mayoría de las fuerzas generadas son compresivas. Cuando se somete una estructura a una fuerza compresiva, se generan tensiones muy complejas dentro de esta, y como consecuencia podría fracturarse.



²⁰ CRAIG g, Robert, Materiales de Odontología Restauradora, ED. Harcourt Brace, 10ª. Edición, 1998, Pág. 56.

c) Resistencia al cizallamiento

Es la máxima tensión que puede soportar un material antes de romperse bajo el efecto de una carga de cizallamiento. Para medirla emplea el método de la perforación o la punción, que consiste en aplicar una carga axial, para intentar taladrar un material a través de otro.

Material	Resistencia al cizallamiento Mpa
Esmalte	90
Dentina	138

* Tabla 2. Resistencia al cizallamiento medida por el método de punción.²¹

El problema que presentan las porcelanas ante el cizallamiento, es la propagación de la fractura, sólo los sistemas cerámicos de óxido de zirconio, no reportan una transmisión de fractura, como lo muestra la figura 2.

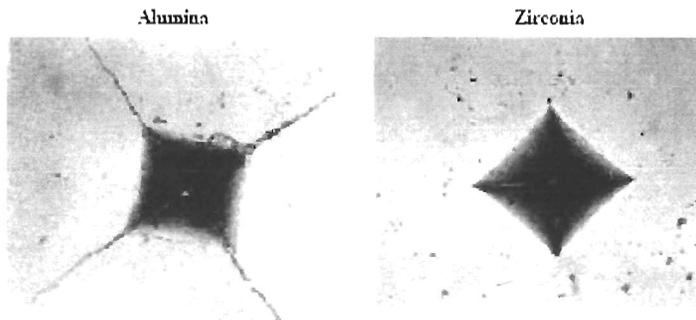


Fig. 2. Low-Scal microphotograph trans cracks in alumina (left) but shows rough zirconia unaffected.

²¹ CRAIG G, Robert, Op. Cit, Pág. 73.

d) Dureza

La dureza en los materiales cerámicos no es una propiedad inherente a ellos, es mas una medida condicionada, depende del medio en que se desarrollan y son manejados, como son la influencia del agua, imperfecciones, generalmente como resultado de su procesamiento en el laboratorio y en la sesión clínica. El agua disminuye la dureza de los vidrios y las cerámicas, actúa químicamente en un defecto, permitiendo que se desarrolle lentamente el crecimiento de este, derivando en una fractura.

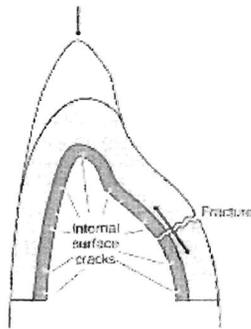
e) Dureza de fractura

Los materiales frágiles que no pueden experimentar una deformación plástica y redistribuir las tensiones, como lo son las cerámicas, suelen sufrir fracturas; la cantidad de energía necesaria para lograr la fractura a partir de un defecto inicial, es lo que denominamos dureza de fractura. Cuanto mayor es la grieta en un material, mucho menor tensión necesita para fracturarse.

Las porcelanas están constituidas por una fase vítrea, el vidrio es un material muy quebradizo, la tensión máxima que puede soportar es menor al 0.1%²², lo que las hace extremadamente propensas a la presencia de microfracturas en su superficie, lo cual representa uno de los mayores inconvenientes en el uso de las porcelanas dentales.

La superficie externa de una restauración de porcelana se enfría más rápidamente que la interna, sobretodo porque la porcelana presenta baja conductividad térmica, lo que genera que la superficie externa se contraiga más que la interior, provocando una fuerza compresiva externa que produce un estrés tensional interno, lo cual podría originar una fractura ante cualquier fuerza incidente.

²² VON NOORT, Richard, Introduction to Dental Materials, ED. Mosby, 2a. Edición, 2002, Pág. 236.



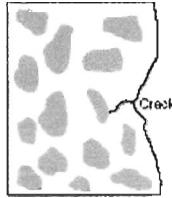
Otro factor causante de fractura en las restauraciones cerámicas es la interacción entre defectos desarrollados durante el procesamiento de las mismas y una fuerza aplicada; y es potencializada cuando esta es expuesta a un medio acuoso como lo es la cavidad oral, disminuyendo los valores en la dureza de fractura del material cerámico entre un 5 y 39%²³.

La adición de partículas cristalinas a la fase vítrea aumenta la resistencia de las porcelanas, cuando la fisura encuentra en su trayecto una partícula cristalina, se detiene completamente o realiza un cambio de dirección, lo cual lleva a una pérdida de energía²⁴.

Entre más finas sean las partículas añadidas, la resistencia que se genera es mayor.

²³ DRUMMOND, J.L., en Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics, Oficial publication of the Academy of Dental Materials, Vol. 16., May 2000, Number 3. Ed. Elsevier.

²⁴ FISCHER, Jens, Op. Cit, Pág. 89.



El mayor valor en la dureza de fractura es mayormente atribuido a las pequeñas y más uniformes partículas añadidas, así como su distribución más uniforme dentro de una menor matriz vítrea, y no tanto a la composición química de dichas partículas²⁵.

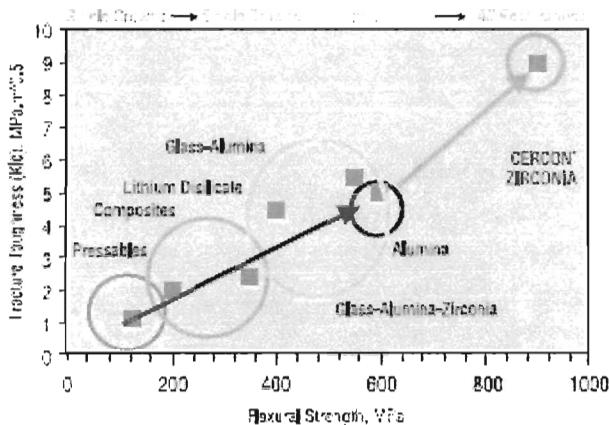


Figure 1: Development of dental ceramics.

²⁵ DRUMMOND, J.L., Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics, Official publication of the Academy of Dental Materials, Vol. 16., May 2000, Num 3.

Los cristales de Disilicato de Litio del sistema Empress 2, de forma alargada y delgada, se entrecruzan, aumentando la rigidez de la fase cristalina²⁶, formando puentes entre ellos y dificultando así la propagación de la fractura.

La cerámica altamente enriquecida con partículas puede ser muy opaca, dependiendo del tipo de cristales que se le añada, por esta razón solo se utilizan como núcleos, para ser recubiertas por otro tipo de cerámicas con propiedades ópticas aceptables.



Actualmente la cerámica de óxido de zirconio, presenta la mayor dureza de fractura, debido a un proceso denominado *refuerzo de transformación*, esto es, que la configuración cristalina del óxido de zirconio es tetragonal, al incidir una fuerza externa, se genera una transformación a otra configuración cristalina, la fase monoclinica, esta configuración tetragonal modificada aumenta el volumen del cristal en un 4%²⁷, sellando con este volumen adicional las grietas microscópicas y minimizando el potencial de propagación de fisuras²⁸.

²⁶ FISHER, H., Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials, Oficial publication of the Academy of Dental Materials, Vol. 17., July 2001, Num 4.

²⁷ www.ceramco.com/pdf/cercon/cercon_css_systemsolutions.pdf; Pág. 3.

²⁸ Propiedades y Características de los materiales empleados en la confección de puentes totalmente cerámicos.

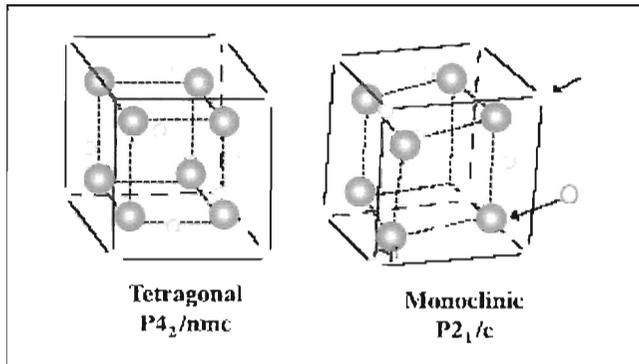
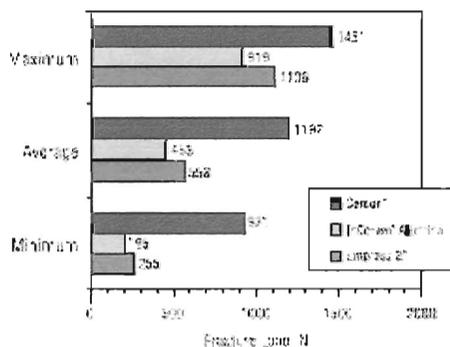


Fig. 4: The tetragonal and monoclinic crystal structures of zirconium. The phase transformation from tetragonal (T) to monoclinic (M) in the high-stress region of a crack tip has associated volume increase (4%) that helps zirconium resist crack growth.

Los estudios que se han realizado para determinar la dureza de fractura de los sistemas cerámicos existentes han sido muchos, aquí se muestra una gráfica con tres sistemas diferentes, el Cercon, sistema cerámico de óxido de zirconio y tecnología CAD/CAM, el In Ceram Alumina, reforzado con partículas de alúmina y el sistema Empress 2, de partículas de disilicato de litio.



2.3 Taxonomía de las porcelanas dentales libres de metal

Las clasificaciones de los sistemas totalmente cerámicos son muchas, debido a la gran cantidad de parámetros que se han tomado en cuenta para realizarlas, dentro de los cuales encontramos: la temperatura de fusión, componente mayoritario de su composición, aplicación regional, sistema de procesado, entre los más comunes.

Es importante mencionar que la evolución imparable de los sistemas libres de metal desde hace una década, ha generado la aparición de muchos de estos, algunos han permanecido en el mercado odontológico más que otros, dando pie a la realización de estudios a largo plazo acerca de sus propiedades, otorgando la información necesaria y confiable para poder darles un uso clínico concienzudo; por esta razón, este trabajo solo hace mención de algunos de ellos, a nuestro parecer los más estudiados.

Uno de los primeros materiales de relleno utilizados en las cerámicas dentales fue la leucita, que es un mineral cristalino, vale la pena mencionar que la leucita tiene un índice de refracción similar al del diente, lo que permite mantener el aspecto translúcido; inicialmente se añadió para crear porcelanas que se pudieran fundir exitosamente sobre subestructuras metálicas. Incorporando entre 17% y 25% en masa de leucita, se creó una porcelana térmicamente compatible con las aleaciones metálicas utilizadas para los núcleos protésicos. La dureza de las porcelanas se vio incrementada al añadir estas partículas a través de la fase vítrea. Con el paso del tiempo se han añadido diversas partículas mejorando cada vez más las propiedades mecánicas de las porcelanas, la mejoría de estas, está relacionada básicamente con el tamaño de las partículas, cantidad y su distribución uniforme dentro de la matriz reduciendo la cantidad de vidrio, lo que las hace menos frágiles.

Este trabajo atenderá a la clasificación según el sistema de procesado:

- I) Porcelana prensable reforzada con leucita
- II) Porcelana prensable disilicato de litio
- III) Porcelana por infiltración
- IV) Sistemas CAD/CAM

I) Porcelana prensable reforzada con leucita

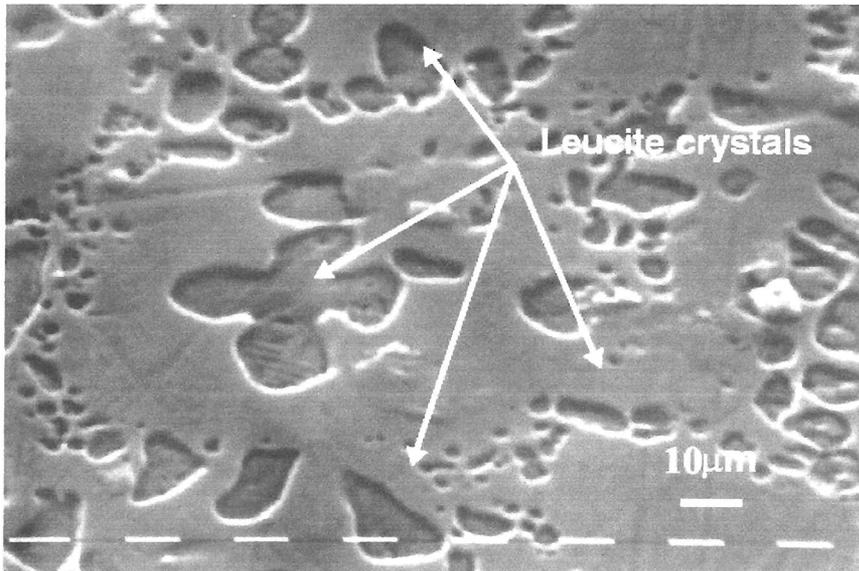
Empress

La matriz vítrea de estas cerámicas es un vidrio feldespático con un 55% en masa de leucita (KAlSi_2O_6) como relleno, obteniendo un fortalecimiento por dispersión²⁹ de nuestro material cerámico. La fase vítrea esta compuesta por un 63% de SiO_2 , 17.7% de Al_2O_3 , 11.2% de K_2O , 4.6% de Na_2O , 0.6% de B_2O_3 , 0.4% de CeO_2 , 1.6% de CaO , 0.7% de BaO , y un 0.2% de TiO_2 . La fase cristalina consiste en cristales de leucita y la proporción de los mismos varia según se trate de un opáquer (41.3%) o de porcelana de dentina (23.6%)³⁰. Estas porcelanas se fabrican en estado vítreo y después mediante el tratamiento calórico se convierten al estado cristalino³¹, recordando que una estructura vítrea es todo material que se fundió y solidificó en forma amorfa, mediante redes tridimensionales cuya principal característica es la falta total de simetría, donde ninguna unidad estructural se repite con intervalos regulares ni periódicos.

²⁹ KELLY, J. Robert, Dental Ceramics: current thinking and trends, Dental Clinics of North America. Fixed Prosthodontics, April 2004, Vol. 8., Number 2., Págs. 514-528. Ed. Elsevier.

³⁰ MALLAT DESPLATS, Ernest, Fundamentos de la Estética Bucal en el Grupo Anterior, ED. Quintessence books, Barcelona, 2001, Pág. 162.

³¹ ÁLVAREZ FERNÁNDEZ, Ma. Ángeles et cols, Características Generales y Propiedades de las cerámicas sin metal, RCOE, España, 2003, Vol. 8, No. 5, Pág.15.



Im. SEM de la estructura de la cerámica reforzada con leucita

Procesado

El método utilizado para la fabricación de restauraciones es el de cera perdida. Una vez creado el patrón de cera, es colocado en un revestimiento aglutinado por fosfato. El cilindro se calienta en el horno hasta los 850°C y se sitúan debajo del pistón. Se eleva la temperatura hasta 1150°C y se inyecta la cerámica en el interior del cilindro, se deja enfriar y se desbasta. Con esta técnica disminuye la micro porosidad y da lugar a una distribución más uniforme de los cristales de leucita en el interior de la matriz vítrea. El ajuste marginal en esta cerámica es de 63µm.

El color se puede obtener mediante 2 técnicas:

- . Maquillaje superficial: Se realiza la restauración de una sola intención con un color base y se realiza el maquillaje, dando el color y las caracterizaciones necesarias, posteriormente se recubrirá con una porcelana para glaseado con un grosor de 50-60µm. Esta es utilizada en inlays, onlays y carillas.

. Técnica de estratificación: se realiza primero la cofia, y se aplica en capas la porcelana que da el color y personalizaciones necesarios. Así la calidad del color y la estética mejoran considerablemente, ya que se obtienen desde las capas más profundas.

Los resultados estéticos son excelentes debido a la translucidez, opalescencia y fluorescencia de esta cerámica.

Indicaciones

Inlays, Onlays, Carillas, coronas unitarias.

Las marcas comerciales de este tipo de cerámicas son: Empress de Ivoclar-Vivadent, OPC de Pentron, Finesse All-ceramic de Dentsply.

II) Porcelana prensable disilicato de litio

Empress 2

Este sistema consta de dos porcelanas, una cerámica feldespática de alta resistencia inyectada a presión, utilizada para la confección de la cofia de la corona o la estructura interna de la prótesis; y una cerámica vítrea feldespática de baja fusión para realizar el recubrimiento de la cofia mediante la técnica de estratificación, para la conformación morfológica y estética de la restauración.

La composición del núcleo cerámico consta de un 57-80% de óxido de sílice, un 11-19% de óxido de litio, 5% de óxido de aluminio y óxidos de fósforo, potasio, sodio, calcio y flúor en menor proporción; el grosor de la cofia deberá ser al menos de 0.8 mm. Después del tratamiento térmico se obtiene una micro estructura altamente cristalina formada por cristales de disilicato de litio alargados, densamente dispuestos dentro de una matriz vítrea, los cuales forman un 60% de la masa cerámica. Se pueden distinguir dos fases: una de cristales de disilicato de litio, cuya dimensión oscila entre 0.5 y 5 μm , y otra formada por cristales de ortofosfato de litio, los cuales miden alrededor de 0.1 y 0.3 μm ³². Todo esto genera una estructura con una resistencia a la flexión de 340 +/- 20MPa³³.

La cerámica utilizada para el glaseado posee un contenido cristalino del 10% de fluorapatita, estos cristales aciculares de idéntica forma y composición que los existentes en la estructura del esmalte, proporcionan la compatibilidad con el desgaste natural, la translucidez, fluorescencia, opalescencia y brillo presente en los dientes naturales.

Los ajustes marginales reportados para este sistema oscilan entre 70-90 μm .

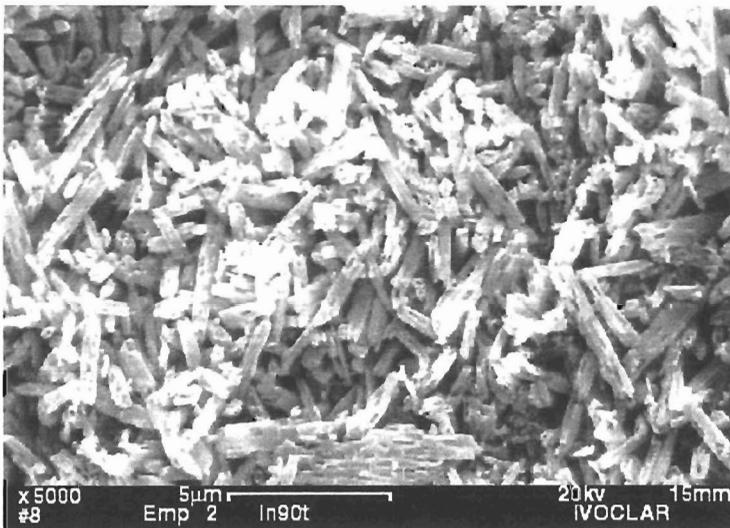
³² MALLAT DESPLATS, Ernest, Op.cit. , Pág. 163.

³³ Propiedades y características de los materiales empleados en la confección de puentes totalmente cerámicos.

Procesado

Una vez realizado el patrón de cera y utilizando la técnica de cera perdida, se calienta la porcelana del núcleo hasta los 920°C y se inyecta a presión en el molde, activando el pistón. Una vez obtenida la cofia, para el recubrimiento por capas se utiliza la porcelana feldespática de baja fusión, se sinteriza a 800°C para ir conformando la estructura de la restauración y se glasea a 760°C, esta contiene un 10% de cristales de fluorapatita.

La caracterización morfológica y de color de nuestra restauración se realiza mediante la técnica de estratificación.



Im. SEM de la microestructura de cerámica de disilicato de Litio

Indicaciones

Coronas unitarias, prótesis fija de 3 unidades, siempre y cuando el pilar distal sea, el segundo premolar y el tramo edéntulo no supere los 9 mm de longitud en el sector anterior y los 11 mm en zona de premolares.

Cuando se realicen prótesis el grosor de los conectores deberá ser de 4x4mm² a nivel anterior y 5x5.4mm² a nivel de premolares, siendo al primer valor el del grosor ocluso-gingival.

III) Porcelana por infiltración

In-Ceram

Consta de dos porcelanas, una para la confección de la cofia con una composición de entre 70 y 85% de contenido en alúmina y un 30 a 15% de vidrio y otra para la confección morfológica del resto de la restauración.

Los cristales de óxido de aluminio muy condensados limitan la propagación de fisuras y la infiltración de vidrio elimina la porosidad residual.³⁴

El tamaño de las partículas se sitúa entre 0.3 y 3.5 μm . El desajuste reportado por diversos estudios se ubica en un rango de 20-40 μm para coronas unitarias y de 58 μm para prótesis de tres unidades.

Los valores de resistencia flexural es estos sistemas se encuentran en un rango entre 500 y 650 MPa.

Hay tres tipos de materiales dentro de la técnica In Ceram:

Resistencia Flexural

In Ceram Alúmina (Al_2O_3)	400-600 MPa
In Ceram Spinell (MgAl_2O_4)	350MPa.
In Ceram Zirconio (ZrO_3)	700MPa.

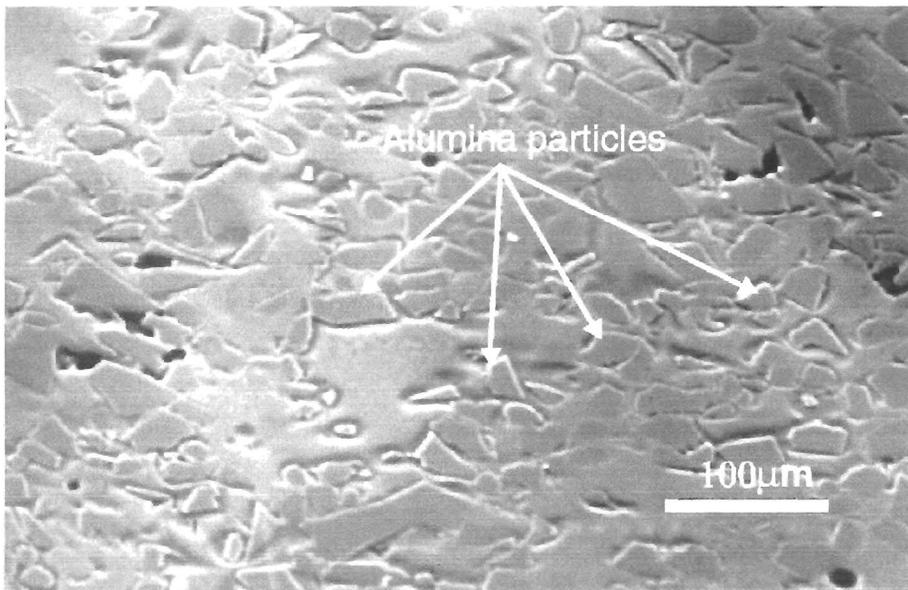
Procesado

Sobre el muñon, se modela la cofia, con una mezcla de polvo cerámico de grano muy fino de óxido de aluminio con un líquido especial, el componente líquido se absorbe bajo acción de capilaridad, aglomerando las partículas sobre el modelo, obteniendo una capa de polvo con una densidad de grano muy alta. Se lleva a cabo la cocción durante once horas a una temperatura de 1120°C, después se enfría descendiendo a los 400°C y después con el horno abierto, se ha llevado a cabo la sinterización inicial, La resistencia del núcleo cerámico en este momento es

³⁴ ÁLVAREZ FERNÁNDEZ, Ma. Ángeles et cols, Op. Cit , Pág. 19.

solo de 6- 10 MPa³⁵. Se lleva la cofia al modelo maestro y se ajusta, en caso de hacer algún retoque en boca se hará con fresa de diamante de grano fino y refrigerando.

Una vez ajustada, se someterá a un proceso denominado Slip- Casting, se mezcla polvo de vidrio (silicato de aluminio y lantano) con agua destilada, disolución que se aplicará pincelando generosamente el exterior de la cofia, se cuece a 1100°C y deberá mantenerse a esta temperatura durante 4 horas en coronas unitarias y durante 6 horas en prótesis de tres unidades. El vidrio coloreado se funde y fluye dentro de los poros del armazón previamente sinterizado, generando una microestructura que carece prácticamente de poros, lo que la hace altamente resistente, generando también el color de la cofia. Se deja enfriar dentro del horno hasta los 400°C, entonces se abrirá el horno para permitir el enfriado total. Con fresas de diamante grueso se elimina el exceso de vidrio. Posteriormente mediante porcelanas feldespáticas convencionales, se estratifica el resto de la estructura de nuestra restauración, para dar la forma y caracterizaciones finales.



Im. SEM de núcleo cerámico que muestra las partículas de alúmina dentro de la matriz vítrea.

³⁵ VON NOORT, Richard, Introduction to Dental Materials, Ed. Mosby, 2a. Edición, 2002, Pág. 239.

Indicaciones

In Ceram Alúmina Se utiliza en la realización de coronas unitarias anteriores y posteriores y prótesis anteriores de 3 unidades.

In Ceram Spinell Se utiliza en la confección de coronas unitarias anteriores únicamente, carillas, inlays y onlays.

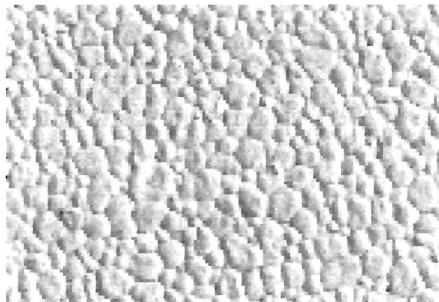
In Ceram Zirconio. Se utiliza en la fabricación prótesis con mayor exigencia mecánica, como prótesis fijas de tres elementos en áreas posteriores sobre dientes naturales o implantes.

IV) Sistemas CAD/CAM

La tecnología CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Machining) consiste en la fabricación de restauraciones asistidas por un ordenador. Existen varios sistemas CAD/CAM, como CEREC, Procera-Allceram, y algunos más recientes como lo son Cercon Smart Ceramics de Dentsply, Lava de 3M, DC-Zircon, DSC.President³⁶.

Existen algunas diferencias entre los sistemas antes mencionados, entre las que podemos mencionar el tipo de cerámica utilizada para la confección de nuestra restauración, si se realiza la restauración completa o solamente el núcleo cerámico o estructura interna de nuestra prótesis y otras en el procesado, como el realizar un patrón de cera o no de las mismas.

En los cuatro últimos se utiliza cerámica de óxido de zirconio (TZP Tetragonal zirconio polycrystals) para la confección del núcleo cerámico, lo cual le confiere propiedades mecánicas hasta el momento inigualables por otro sistema cerámico libre de metal. Los estudios realizados por las diferentes casas comerciales de estos productos reportan valores para la resistencia flexural situados en un rango que va de los 900 MPa hasta los 1200MPa y una dureza de fractura de entre 9 y 10 MPa³⁷.



Im. SEM de estructura de una cerámica policristalina de óxido de zirconio.

³⁶ RAIGRODSKI, Ariel J., Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review, en Dental Clinics of North America, Fixed Prosthodontics, Ed. Saunders, April 2004, Vol.8., No.2, Pág.537.

³⁷ 3M ESPE, Lava All-Ceramic System, Technical Product Profile.

Procesado

Aunque pueden existir pequeñas variaciones entre un sistema y otro, se mencionarán los pasos más importantes en la realización de nuestra restauración. Una vez que se obtiene la impresión se realiza el patrón de cera, este es colocado en el computador diseñado para realizar el escaneo del modelo de cera, el cual es realizado por medio de láser, el cual toma registros de $10\mu\text{m}$, y lo copia tridimensionalmente en el ordenador., aumentando en un 20 a 50% su volumen, ya que las cerámicas al ser sinterizadas totalmente sufren un proceso de contracción, que se encuentra dentro de los valores antes mencionados, de esta manera al realizar el sinterizado final, la contracción estará compensada con este aumento de volumen. Dependiendo de el grado de sinterización de nuestro gis cerámico es la contracción, es por ello, que los gises presentan un código en el que se encuentra el grado de sinterización, el ordenador al leer este código puede determinar automáticamente el aumento de volumen que se hará en el escaneo del patrón de cera, que será compensado con el proceso de contracción de la cerámica durante el sinterizado final.

Una vez terminado el escaneo de nuestro patrón de cera, se coloca en el ordenador el gis de cerámica de óxido de zirconio presintetizado y con fresas de diamante el ordenador comienza la realización de la restauración, siguiendo el patrón tridimensional obtenido en el escaneo. Al obtener nuestra restauración, se procede al sinterizado final, en el cual se requiere una temperatura de 1350°C durante 6 horas, es en este momento donde la contracción tiene lugar. Cuando ha terminado el sinterizado, cualquier ajuste se podrá realizar con pieza de mano de alta velocidad y refrigerando.

La conformación morfológica y estética de nuestra restauración se realizará con una cerámica de recubrimiento mediante la técnica de estratificación.

Indicaciones

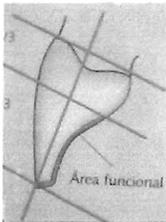
Coronas unitarias anteriores y posteriores, prótesis fijas de hasta 4 unidades incluyendo sectores posteriores.

2.4 Criterios básicos de integración funcional y estética en la rehabilitación de la guía anterior

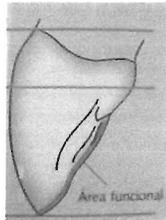
1) Integración funcional

Guía anterior

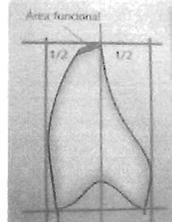
Esta conformada por los incisivos centrales , laterales y caninos superiores e inferiores, los cuales se encargan de controlar la dirección de los movimientos mandibulares excéntricos³⁸, de ahí el término de guía anterior. La función fonética y estética de este grupo, complementan el importante trabajo que desarrollan en el sistema estomatognático.



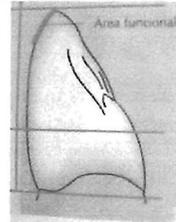
Incisivos superiores



Canino superior



Incisivos inferiores



Canino Inferior

Existen dos factores estáticos de la guía anterior que determinan el comportamiento dinámico de la misma, los cuales son:

- a) Sobremordida horizontal
- b) Sobremordida vertical

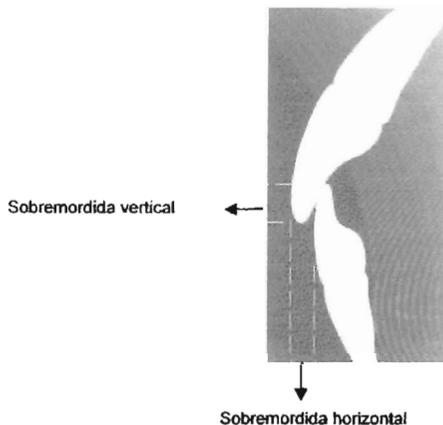
³⁸ ALONSO, Alberto A. Oclusión y diagnóstico en rehabilitación oral, Ed. Medica Panamericana, Argentina 2000, Pág 172.

a) Sobremordida horizontal

Es la distancia presente entre el borde incisal de los incisivos superiores y la superficie vestibular de los incisivos inferiores. Indica la cantidad de movimiento protusivo necesario para conseguir la desoclusión.

b) Sobremordida vertical

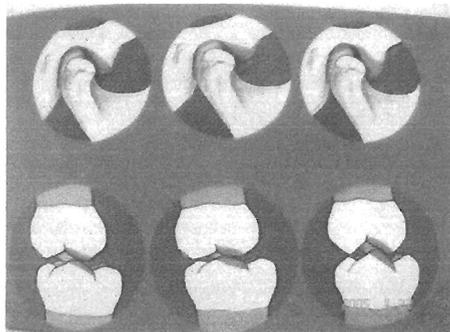
Es la distancia presente entre los bordes incisales de los incisivos superiores y los incisivos inferiores. Nos indica la cantidad de desoclusión posible.



Los valores promedio en incisivos de sobremordida horizontal oscilan entre los 2 y 3.5 mm y para la sobremordida vertical se sitúan entre 2 y 4 mm, para el canino es un valor de 4.9 mm. Estos valores son una aproximación y varían de una persona a otra de acuerdo a las condiciones presentes en su sistema estomatognático. La razón por la que la sobremordida vertical de los caninos es mayor, es porque al realizar una protusión los dos cóndilos de las ATM's descienden para ayudar a los incisivos a la desoclusión posterior, provocando el suficiente movimiento vertical

para desoclir a los dientes posteriores, sin embargo, al realizar una lateralidad, sólo un cóndilo desciende, mientras que el otro básicamente rota, por lo que necesitará más ayuda por parte de los caninos para desoclir la zona posterior³⁹.

La inclinación en el plano sagital de la eminencia articular será el determinante de la cantidad de sobremordida horizontal y vertical que se presentará. A mayor inclinación, la sobremordida vertical será mayor que la sobremordida horizontal; si por el contrario, la inclinación es menor, deberá existir mayor sobremordida horizontal en relación a la vertical. Esta inclinación también determinará la altura de las cúspides y la profundidad de las fosas en los dientes posteriores, siendo directamente proporcionales, a mayor inclinación mayores podrán ser las cúspides y mayor la profundidad de las fosas y viceversa. Estos factores deberán ser tomados en cuenta a la hora de realizar una rehabilitación a nivel posterior, lo cual no será mencionado por escapar a los objetivos de este trabajo.

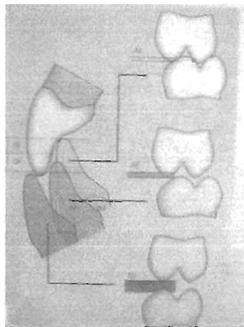


³⁹ MALLAT DESPLATS, Ernest, Fundamentos de la Estética Bucal en el Grupo Anterior, ED. Quintessence books, Barcelona, 2001, Pág. 300.

Relaciones dinámicas de la guía anterior

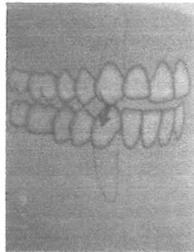
La relación dinámica entre los incisivos genera la desoclusión de los dientes posteriores en los movimientos excéntricos, siendo en los lateroprotrusivos donde intervienen también los caninos.

En la desoclusión anterior la mandíbula se desplaza en un movimiento protrusivo hasta un primer contacto producido entre los bordes incisales de los incisivos inferiores y las superficies palatinas de los incisivos superiores; en un movimiento de lateroprotrusión los incisivos laterales superiores también presentarán contacto. Acto seguido, se genera un deslizamiento fácil y suave entre las crestas marginales palatinas mesiales y distales de los incisivos superiores y el tercio incisal de los incisivos inferiores para dar lugar a una mayor desoclusión en los dientes posteriores. Siguiendo este deslizamiento se llega a la posición borde a borde, provocando una máxima desoclusión posterior.



Cuando son movimientos de lateralidad se considera que los caninos dirigen el desplazamiento mandibular con la colaboración del incisivo central y lateral del mismo lado.

En un movimiento de lateralidad la desoclusión sucede en tres fases, en la primera los dientes mandibulares se desplazan lateralmente y se establece el primer contacto excéntrico a nivel de los caninos, en la segunda, se genera un desplazamiento de la vertiente mesial o distal y la cúspide del canino inferior a lo largo de la fosa mesial de la superficie palatina del canino superior, lo cual genera una mayor separación de los dientes posteriores. La última fase genera una máxima desoclusión en el contacto borde a borde entre el canino superior e inferior.



A nivel de las ATM's en un movimiento de lateralidad, el desplazamiento del cóndilo en el lado de balance se considera el mecanismo desoclusor de ese mismo lado, mientras que, en el lado de trabajo el mecanismo desoclusor, es la sobremordida vertical que presenta el canino de ese mismo lado, de tal manera, que los dientes posteriores del mismo, son desocluídos por el canino, mientras que en el lado de balance, los dientes posteriores son desocluídos por el desplazamiento condilar y la cooperación del canino del lado de trabajo.

El cóndilo del lado de balance en este movimiento primero rota y luego se traslada hacia abajo, hacia delante y hacia el centro, mientras que el cóndilo del lado de trabajo, básicamente rota y puede ser en 9 posiciones diferentes, las cuales pueden ser simples, compuestas y complejas:

Simple:

Laterufrusión, afuera.

Compuestas:

Laterosurtrusión, arriba y afuera.

Laterodetrusión, afuera y abajo.

Lateroprotusión, afuera y adelante.

Lateroretrusión, afuera y atrás.

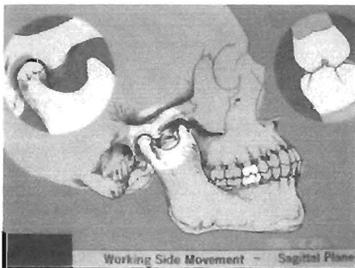
Complejas:

Laterosurprotusión, arriba, afuera y adelante.

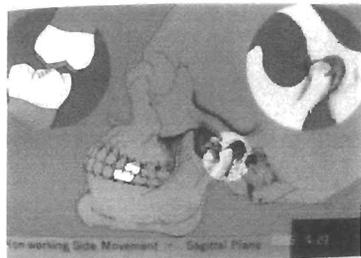
Lateroprodetrusión, afuera, adelante y abajo.

Lateroderetrusión, afuera, abajo y atrás.

Lateroresurtrusión, afuera, atrás y arriba.



Im. Lado de trabajo en movimiento de lateralidad



Im. Lado de balance en movimiento de lateralidad

Los elementos que participan en el movimiento mandibular son: los ligamentos, los cuales limitan el movimiento; los músculos que lo activan; las superficies articulares que lo guían y los dientes que lo detienen.

a) Guía incisiva pura

Se genera cuando los incisivos son los únicos dientes desoclusores durante un movimiento protrusivo.

b) Guía canina pura

Se denomina así cuando el canino es el único que guía el movimiento de lateralidad.

c) Función de grupo anterior

Cuando en el movimiento de lateralidad acompañan uno o más incisivos al canino.

Clínicamente muchos patrones funcionales no corresponden a los anteriormente citados, aunque, los contactos tienden a disminuir en número y a situarse más anteriormente a medida que la mandíbula se desplaza más lateralmente.

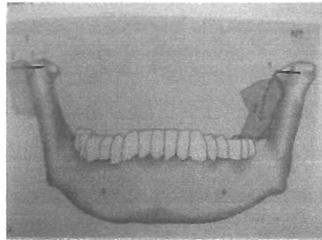
Las razones por la cual los caninos son los mejor adaptados y capacitados para llevar a cabo la desoclusión posterior son porque la proporción corono-radicular es muy favorable 1:2 provocando que las fuerzas puedan ser transmitidas a lo largo de esta, disminuyendo su intensidad, presenta un ancho buco-lingual muy favorable, el hueso que rodea a la raíz es más compacto, lo que genera una cortical más fuerte que la hace más apta para soportar tensiones y esfuerzos, al tener una raíz con mayor longitud se tiene un área con mayor cantidad de propioceptores, los cuales al recibir una estimulación mecánica que excede su tolerancia, envían esta información al cerebro, el cual manda respuesta a los

músculos involucrados, con lo que la tensión disminuye y se reduce la magnitud de la fuerza aplicada⁴⁰.

La guía canina es un factor mecánico de desoclusión, mientras que, la protección canina hace referencia al mecanismo propioceptivo y su relación con el sistema muscular.

d) Movimiento de Bennett

El movimiento de Bennett es diferente en el lado de trabajo y en el lado de balance, está determinado por la anatomía de la cavidad glenoidea, la inclinación de su techo y sus paredes interna y externa establecerán los movimientos del cóndilo en la cavidad determinando los factores verticales y horizontales presentes en los dientes.



Lado de trabajo

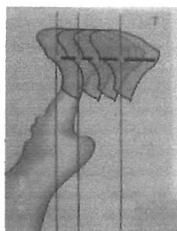
A nivel de la ATM, el cóndilo de este lado se puede desplazar en sentido vertical, hacia arriba se denomina *surtrusión*; hacia abajo se le llama *detrusión*.

El cóndilo también podrá desplazarse en sentido anteroposterior, si el desplazamiento es hacia delante se denominará *lateroprotrusión*; si es hacia atrás,

⁴⁰ MALLAT DESPLATS, Ernest, Fundamentos de la Estética Bucal en el Grupo Anterior, ED. Quintessence books, Barcelona, 2001, Pág. 308.

se le llamará lateroretrusión⁴¹. Estos desplazamientos verticales y anteroposteriores se pueden combinar entre sí, generando deslizamientos condilares más complejos, los cuales reflejan la anatomía de la pared externa de la cavidad glenoidea y ya han sido mencionados.

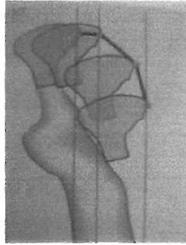
A nivel dental, este movimiento influirá directamente sobre la anatomía dentaria, el desplazamiento vertical del cóndilo determinará la altura cuspídea y profundidad de fosetas, mientras que el desplazamiento anteroposterior del mismo, determinará diferentes trayectorias, indicando la dirección de los surcos.



Lado de balance

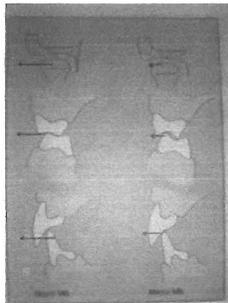
El cóndilo de este lado se desplaza hacia abajo, hacia en medio y hacia delante, lo que se denomina *movimiento de Bennett progresivo*, el cual también presenta un factor vertical y uno anteroposterior; dentalmente se traduce en grados de altura cuspídea y dirección de los surcos respectivamente.

⁴¹ ALONSO, Alberto A. Oclusión y diagnóstico en rehabilitación oral., Ed. Medica Panamericana, Argentina 2000, Pág 172.



El deslizamiento lateral inmediato del cóndilo antes de iniciar el movimiento progresivo, se denomina *movimiento de Bennett inmediato*, su proyección dentaria es en pequeños movimientos dentales laterales que encuentran contenciones en las vertientes de las cúspides vestibulares y linguales o palatinas, según sea el caso, si estas no son respetadas pueden generar facetas parafuncionales.

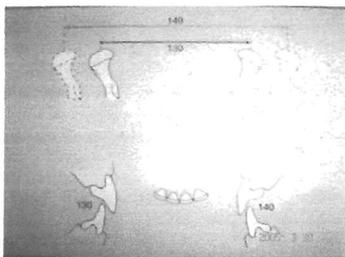
Durante el movimiento de Bennett si el desplazamiento condilar lateral es mayor, la concavidad palatina de los incisivos superiores deberá ser más pronunciada para poder realizar una desoclusión anterior sin ninguna interferencia; por el contrario, si el desplazamiento lateral es menor, la concavidad palatina podrá ser menor.



e) Distancia intercondílea

A mayor distancia intercondílea mayor deberá ser la sobremordida horizontal respecto a la vertical y mayor será la concavidad palatina; a menor distancia

intercondilea mayor podrá ser la sobremordida vertical respecto a la horizontal y la concavidad palatina podrá ser menor.



Estos conceptos deben ser integrados entre sí, para poder obtener relaciones dinámicas adecuadas al rehabilitar la guía anterior.

II) Integración estética

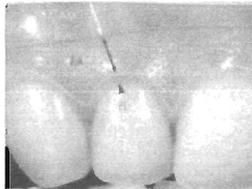
Es importante mencionar que los conceptos aquí expuestos , deberán ser utilizados conjuntamente para poder obtener una integración estética; y habrá variaciones de acuerdo a cada individuo las cuales deben ser detectadas por el personal odontológico y transmitidas al técnico ceramista para que este pueda realizar una adecuada restauración estética.

Debemos recordar que el concepto de estética menciona la similitud que debe existir entre las características de la dentición natural del paciente y la restauración.

a) Salud gingival

Para realizar restauraciones estéticas es necesario tener buena salud gingival, la encía deberá ser rosada, adherida al hueso subyacente . Deberá preservarse esta salud durante el proceso de nuestras restauraciones mediante un tallado meticuloso de las preparaciones dentales evitando lesionar el tejido gingival, y adaptando correctamente las restauraciones provisionales.

Los espacios interdientales están ocupados por el festoneado de los tejidos blandos que conforman la papila interdental.



b) Ejes dentales

Los ejes axiales de los dientes se inclinan distalmente en dirección incisoapical desde los incisivos centrales hacia los caninos.

c) Contorno gingival

El cenit gingival (punto más apical del contorno gingival normalmente se sitúa distal al eje medial del diente. No siempre se aplica a los incisivos laterales ni a los incisivos inferiores, ya que para ellos también puede estar centrado en el eje medial del diente.

El margen gingival de los incisivos laterales debe situarse un poco más coronal comparado con el margen gingival de los incisivos centrales y los caninos.

La estética dental y gingival actúan conjuntamente para proporcionar una sonrisa armónica y equilibrada. De no contar con ella naturalmente se puede recurrir a la cirugía periodontal estética.

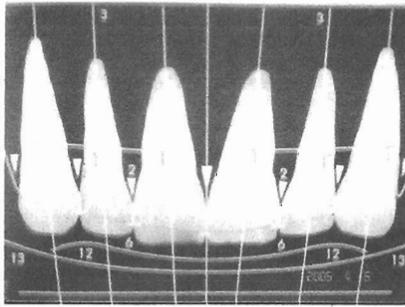
d) Dimensiones dentales

Es difícil determinar las medidas de los dientes, ya que esto varía en cada individuo, incluso de una raza humana a otra, en términos generales al realizar una rehabilitación protésica se ha aceptado que la percepción de la simetría, dominancia y proporción de los dientes respecto a la fisonomía del paciente son factores determinantes en la integración estética de las restauraciones.

Sterrett y cols. Dan los siguientes valores como una guía para la dimensión de los dientes anteriores superiores:

- a) Los incisivos centrales son de 2 a 3 mm más anchos que los incisivos laterales.
- b) Los incisivos centrales son de 1 a 1.5 mm más anchos que los caninos.
- c) Los caninos son de 1 a 1.5 mm más anchos que los incisivos laterales.

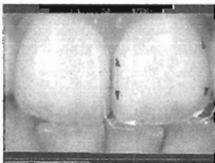
- d) Los incisivos centrales y caninos tienen una altura que solo varía 0.5mm, siendo mayor en estos últimos.



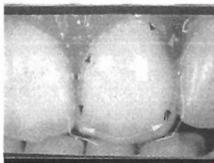
e) Forma dentaria

Hay tres tipos básicos⁴² en la forma de los dientes:

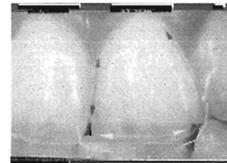
- a) Tipo cuadrado: Bordes rectos con lóbulos y líneas de transición angular acentuados y paralelos.
- b) Tipo ovoide: Bordes redondeados con líneas de transición angular suaves que convergen en incisal y cervical.
- c) Tipo triangular: Silueta recta con las líneas de transición angular marcadas y lóbulos convergentes hacia cervical.



Tipo Cuadrado



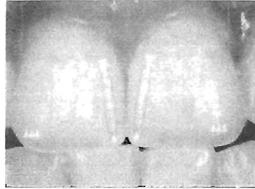
Tipo ovoide



Tipo triangular

⁴² MAGNE, Pascal. Restauraciones de porcelana adherida en los dientes anteriores Método Biomimético.,Ed. Quintessence books, Págs. 58-95, Barcelona 2004.

Incisivos centrales superiores : El borde mesial de la corona puede ser recto o ligeramente convexo, el ángulo mesioincisal más redondeado que en los incisivos laterales. La anatomía de los rebordes interproximales, llamadas líneas de transición angular, son zonas estratégicas de reflexión de la luz, la longitud, posición y dirección determinan la longitud y anchura aparentes del diente.



Incisivos laterales superiores: En sus perfiles básicos y transición angular son muy similares a los centrales, difieren principalmente en un tamaño más reducido y que el ángulo mesioincisal es más redondeado. Son los dientes que más variaciones respecto a la forma presentan.

Caninos superiores: Se caracterizan por las curvas que lo constituyen, son dientes gruesos vestibulolingualmente, anatomía que ayuda a contrarrestar las fuerzas funcionales. El contorno mesial de la corona puede ser ligeramente convexo. La línea de transición angular mesial está bien desarrollada formando un pequeño lóbulo mesial, El contorno incisal destaca el vértice de la cúspide que está alineada con el eje radicular.



f) Caracterización

La caracterización incluye los fenómenos de reflexión y transmisión de la luz, como la opalescencia, fluorescencia, translucidez, color; efectos mencionados anteriormente. Efectos específicos de la conformación morfológica como la textura superficial también están incluidos; todos estos en conjunto determinan la edad del diente.

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN

I) Planteamiento del problema

La rehabilitación protésica de la guía anterior con un sistema metal-porcelana ha sido funcionalmente aceptable, sin embargo, la apariencia estética que este sistema ofrece al paciente es cuestionable. El desajuste presente entre el margen de la preparación de los pilares y las coronas metal-porcelana, y el sobrecontorneo de las mismas, acompañan a los escasos resultados estéticos de esta rehabilitación.

II) Justificación

Los sistemas cerámicos libres de metal, permiten realizar y ofrecer rehabilitaciones protésicas con resultados altamente estéticos que no sacrifican los requerimientos funcionales en esta zona.

4. OBJETIVOS

I) Objetivo general

Realizar una rehabilitación protésica de la guía anterior funcional con un sistema totalmente cerámico.

II) Objetivo específico

Recuperar una estética dental más acorde a la dentición natural presente y a las características físicas del paciente.

5. METODOLOGÍA

I) Material

Utilizar el sistema cerámico Empress 2, que por presentar propiedades mecánicas y ópticas favorables cumple con las exigencias funcionales y estéticas de la rehabilitación.

II) Método

1. Fotografías intraorales
2. Selección del color
3. Realizar un encerado diagnóstico.
4. Eliminar la prótesis metal-porcelana.
5. Retocar las preparaciones presentes.
6. Realizar la gingivoplastia del pónico.
7. Toma de impresión
8. Ajuste de núcleos cerámicos
9. Cementación adhesiva.

1. Fotografías Intraorales



❖ Observaciones:

- Selección de color inadecuada.
- Desajuste marginal.
- Sobrecontorneo de las coronas.
- Inflamación gingival

2. Selección del color



Se utilizó el colorímetro Chromascop y se obtuvo:

Cervical 320

Incisal 410

El color base de los núcleos cerámicos se mando a hacer en 400 del colorímetro chromascop, ya que el tono de los antagonistas se encuentra en los grisáceos y los de al lado (caninos superiores) en tonos más amarillos.

3. *Encerado diagnóstico*



4. *Eliminar prótesis metal-porcelana*



❖ Observaciones

Preparaciones de los pilares 11 y 22 vestibularizadas.

Nicho gingival del pónico inadecuado.

Pilares 12 y 11 pigmentados.

5. Retocar preparaciones



Plano sagital derecho



Plano sagital izquierdo



Plano frontal



Plano horizontal

El retoque de las preparaciones se llevo a cabo con fresas de grano grueso de punta redondeada, el margen de la preparación se retoco con fresa de diamante especial para terminaciones gingivales, finalmente se pulieron con piedra de arcanzas.

6. Realizar gingivoplastia del pónico



Para realizar la gingivoplastia se rebaso el provisional con la forma del nicho gingival deseado, se marco con lápiz tinta y se colocaba en la preparación de tal manera que marca el punto en donde se tiene que hacer el corte, el cual se llevó a cabo con una fresa de balón de americano de diamante de grano grueso.

7. Toma de la impresión



En la toma de impresión se colocaron hilos retractores "00" y "000" .La impresión se tomo en dos intenciones, utilizando silicón por adición pesado y ligero.

8. Ajuste de núcleos cerámicos



9. Cementación adhesiva



Se grabaron los pilares con ácido ortofosfórico, y se colocó adhesivo. La prótesis se sometió a un proceso de grabado con ácido fluorhídrico y posteriormente se silanizó. Se colocó cemento dual Variolink en nuestras restauraciones y se colocaron. Se fotopolimerizó y se eliminaron los restos del cemento.

6. CONCLUSIONES

Las características de una rehabilitación protésica con sistemas cerámicos libres de metal serán determinadas por el odontólogo, después de haber valorado la situación clínica del paciente, ya que la base del éxito de cualquier rehabilitación serán las indicaciones correctas, tomando en cuenta que, la resistencia de estos sistemas, no depende exclusivamente de la composición y propiedades del sistema elegido, si no de otros elementos, como una preparación dental adecuada, factores oclusales favorables o desfavorables, salud periodontal, naturaleza del antagonista, selección de color, técnica de laboratorio correcta, técnica de cementado, los cuales contribuirán al éxito funcional y estético de la rehabilitación.

7. FUENTES DE INFORMACION

- HEGENBARTH, Ernest. **Creative ceramic color: A practical system.**, Ed. Quintessence books, Págs. 37-41, EUA 1990.
- ALONSO, Alberto A. **Oclusión y diagnóstico en rehabilitación oral.**, Ed. Medica Panamericana, Págs. 96-125, 157-169, Argentina 2000.
- ALVAREZ FERNÁNDEZ, Ma. Ángeles, PENA LÓPEZ, José Miguel, GONZÁLEZ GONZÁLEZ, Ignacio Ramón et al. **Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal.** RCOE Vol. 8. No.5, Págs. 525-546, Madrid, 2003.
- BOTTINO, Marco Antonio. **Estética en rehabilitación oral Metal Free.**, Ed. Artes Médicas Latinoamérica, Págs. 221-228. Brasil 2001.
- BREWER, Jane. D. **Advances in color matching.**, en Official publication of the Academy of Dental Materials, Ed. Elsevier, Págs. 341-356. EUA 2004.
- DRUMMOND, J.L. **Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics.**, en Official publication of the Academy of Dental Materials, Ed. Elsevier, Vol. 16, No. 3, Págs. 226-233, EUA 1999.
- **Esthetic Dentistry ε Ceramic Restorations.**, Ed. Martin Dunitz, Págs. 25-36. Canada 1999.
- FISHER, H., DAUTZENBERG, R. Marx. **Non destructive estimation of the strength of dental ceramic materials.**, en Official publication of the Academy of Dental Materials, Ed. Elsevier, Vol. 17, No. 4, Págs. 289-295, EUA 2000.
- FISHER, Jens. **Estética y Prótesis Consideraciones Interdisciplinarias.**, Ed. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica C.A., Págs.81-108.
- G. CRAIG, Robert. **Materiales de Odontología Restauradora.**, Ed. Harcourt Brace, 10ª. Edición, Págs. 3-11, 31-37, 56-73, 472-479, 1998.
- J. CRISPIN, Bruce. **Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals.**, Ed. Quintessence books, Págs.155-175, Japan 1994.

- J. RAIGRODSKI, Ariel. **Contemporary all ceramic fixed partial dentures: a review.** en Dental Clinics of North America. Fixed Prosthodontics, Ed. Elsevier Saunders, Vol. 8, No.2, Págs. 531-543, EUA 2004.
- J. ROBERT Kelly. **Dental ceramics: current thinking and trends.** en Dental Clinics of North America. Fixed Prosthodontics, Ed. Elsevier Saunders, Vol. 8, No.2, Págs.513-529 , EUA 2004.
- MAGNE, Pascal. **Restauraciones de porcelana adherida en los dientes anteriores Método Biomimético.**,Ed. Quintessence books, Págs. 58-95, Barcelona 2004.
- MALLAT DESPLATS, Ernest. **Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior.** Ed. Quintessence books, Págs. 155-171, 251- 251-268, 293-324, Barcelona 2001.
- MC. LEAN, John W. **Evolution of dental ceramics in the twentieth century.**, en The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 85, No.1, Págs. 61-66. EUA 2001.
- QUINN, J. B. SUNDAR, V. **Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics.**, en Official publication of the Academy of Dental Materials,Ed. Elsevier, Vol. 19, No. 7, Págs. 603-611, EUA 2003.
- UBASSY, Gérald. **Shape and Color The Key to successfull ceramic restorations.**, Ed. Quintessence books, Págs17-23, Francia 1993.
- VON NORTON, Richard; **Introcuction to dental materials**, 2a. Edición, Ed. Mosby, Págs 231-245, 2002.
- WILDGOOSE, David G. **Glass/ Ceramic/ refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review.**, en The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 91, No. 2, Págs. 136-143, United Kingdom, 2004.
- www.ceramco.com/pdf/cercon/cercon_css_systemsolutions.pdf V. Sundar, C.R. Kennedy, Dentsply Ceramco. **Cercon Zirconia A system solution for reliable Metal-Free Multi-Unit restorations.**

- www.3MESPE.com **Cerámica de óxido de zirconio para coronas y puentes altamente estéticos.** Espertise Magazine, No. 3, Año 2, EUA, 2004.
- www.3MESPE.com **Lava All-Ceramic System. Technical Product Profile.**
- www.gacetadental.com/marzo2002/ciencia/1.htm **Rehabilitación oral metal free: Prótesis parcial fija adhesiva cerámica.**
- www.mediagraphic.com **Propiedades y características de los materiales empleados en la confección de puentes totalmente cerámicos.**