



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ZIRCONIA: UNA OPCIÓN DE RESTAURACIÓN EN
DIENTES ANTERIORES**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

OSVALDO ELOY MÉNDEZ MUCIÑO

DIRECTOR: C.D. JORGE PIMENTEL HERNÁNDEZ

MÉXICO D. F.

MAYO 2007



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.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN

CONTENIDO

CAPÍTULO 1.

| | |
|---------------------------|----------|
| GENERALIDADES..... | 6 |
| 1.1 Historia..... | 7 |
| 1.2 Aplicaciones..... | 8 |

CAPÍTULO 2.

| | |
|--|-----------|
| ESTRUCTURA DE LA ZIRCONIA..... | 11 |
| 2.1 Estructura cristalina..... | 12 |
| 2.2 Transformación de fase de la zirconia..... | 13 |
| 2.3 Estabilización..... | 14 |
| 2.4 Zirconia parcialmente estabilizada (PSZ)..... | 14 |
| 2.5 Cristales de zirconia tetragonales (TZP)..... | 15 |
| 2.6 Zirconia completamente estabilizada (FSZ)..... | 15 |
| 2.7 Agregados de la zirconia..... | 15 |
| 2.8 Obtención del núcleo de zirconia..... | 16 |

CAPÍTULO 3.

| | |
|---|-----------|
| SISTEMAS COMERCIALES..... | 18 |
| 3.1 Ventajas / desventajas..... | 20 |
| 3.2 Materiales que pueden mecanizar los sistemas CAD/CAM..... | 21 |
| 3.3 Principales sistemas CAD/CAM..... | 23 |

CAPÍTULO 4.

| | |
|---|-----------|
| PREPARACIONES EN DIENTES ANTERIORES..... | 28 |
| 4.1 Tipo de preparación..... | 29 |
| 4.2 Caras vestibular y lingual..... | 29 |
| 4.3 Longitud de la preparación y borde incisal..... | 31 |
| 4.4 Conicidad de los pilares..... | 31 |
| 4.5 Terminación gingival..... | 32 |

CAPÍTULO 5.

| | |
|---|-----------|
| SELECCIÓN DEL COLOR..... | 33 |
| 5.1 Naturaleza del color..... | 34 |
| 5.2 Medición del color..... | 35 |
| 5.3 Elementos que influyen en la apreciación del color..... | 37 |
| 5.4 El ojo humano como receptor del color..... | 37 |
| 5.5 Luz ambiental..... | 38 |
| 5.6 Objeto de observación..... | 39 |
| 5.7 Proceso clínico para la toma de color..... | 40 |
| 5.8 Técnica de los cuatro colores..... | 40 |

CAPÍTULO 6.

| | |
|--------------------------|-----------|
| CEMENTACIÓN..... | 42 |
| 6.1 Cementado..... | 43 |
| CONCLUSIONES..... | 44 |

| | |
|-------------------------|-----------|
| REFERENCIAS..... | 45 |
|-------------------------|-----------|

INTRODUCCIÓN

Cada día va en aumento la demanda de restauraciones libres de metal, por lo cual han proliferado varias alternativas de cerámica, volviéndose así la estética parte fundamental de la prótesis fija, en especial en segmento de dientes anteriores.

La demanda de restauraciones libres de metal por parte de los pacientes juega un papel importante ya que más a menudo solicitan restauraciones estéticas, sobre todo que no tengan márgenes oscuros por el metal.

Una de las mas grandes desventajas que tenemos al realizar una rehabilitación con restauraciones convencionales de metal-cerámica en cualquier órgano dentario es la recesión gingival, ya que el metal que se utiliza para realizar las cofias de las coronas resulta no ser biocompatible con el periodonto en este caso con la encía libre lo que provoca una migración tisular dejando en evidencia los márgenes grises de la restauración.

El sistema de cerámica de zirconia es una alternativa más dentro de la prótesis fija. Sus propiedades hacen casi universal su aplicación ya que además de ser biocompatible, lo podemos utilizar para realizar coronas individuales incluyendo molares, prótesis fijas, endopostes y estructuras para implantes.

Las prótesis o restauración individual que presente un núcleo de zirconia es una opción estética para la rehabilitación dental en el área de dientes anteriores, nos ofrece márgenes libres de color gris y al ser un núcleo blanco transmite la luz de forma similar al diente natural, tienen una translucidez similar a la dentina y pueden ajustarse con precisión al color de la dentición del paciente.

Las ventajas que se obtienen de los núcleos de zirconia no solo se limitan a la estética protésica sino que también a las periodontales, las características de color que presenta este material podemos realizar terminaciones gingivales a nivel del margen gingival y hasta medio milímetro por arriba de este sin comprometer la estética y tejidos periodontales sanos del paciente.

Una ventaja mas es la utilización de este tipo de restauraciones sobre preparaciones dentarias que han sufrido cambios de color en la dentina o fueron rehabilitados endodónticamente con postes no estéticos.

Otra ventaja que tenemos es un ajuste perfecto ya que estos núcleos son fabricados con la tecnología CAD/CAM y al existir varios sistemas comerciales hace que su costo no fuera tan elevado como si solo fuese realizado por una sola casa comercial.

Pero una de las mejores características que tienen las restauraciones hechas a base de zirconia es tener la capacidad de evitar la propagación de grietas debido a sus tamaños de partícula en dos de sus fases. Esta propiedad aumenta su resistencia a la fractura existiendo actualmente estudios que muestran una resistencia que va desde los 600 Mpa., hasta los 1200 Mpa. Esto es ideal para el segmento anterior y aceptable para áreas con carga masticatoria como la zona de premolares y molares.

Para tener el éxito esperado debemos tener en cuenta ciertas condiciones que impone este material como el tipo de preparación, las dimensiones del conector en sentido buco-lingual y ocluso-gingival, los parámetros para la selección del color y el tipo de cemento.

Agradezco de manera amplia y muy especial el tiempo, así como el interés que ha presentado mi director de tesina el Dr. Jorge Pimentel Hernández ya que sin su ayuda este trabajo no hubiese sido posible.

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México por haberme dado la oportunidad de continuar mis estudios en esta máxima casa de estudio. Orgullosamente UNAM.

CAPÍTULO 1

GENERALIDADES

1.1 HISTORIA

La zirconia (del árabe “zargun”, que significa “color dorado”) fue descubierta en 1789 por Martín Klaproth a partir del circón¹. En algunas escrituras bíblicas se menciona el mineral circón, que contiene zirconia, o alguna de sus variaciones (jargón, jacinto, etc.) no se sabía que el mineral contenía un nuevo elemento hasta que Klaproth analizó un jargón procedente de Ceilán, en el Océano Índico, denominando al nuevo elemento como zirconia². Berzelius lo aisló impuro calentando una mezcla de potasio y fluoruro de potasio y zirconia en un proceso de descomposición en un tubo de hierro. La zirconia pura no se preparó hasta 1914. (fig.1.1)



Fig. 1.1 Zirconia en estado natural¹

Elemento químico de símbolo, Zr, número atómico 40 y peso atómico 91.22. (fig. 1.2). La zirconia es uno de los elementos más abundantes y está ampliamente distribuido en la corteza terrestre. Es muy reactivo químicamente y sólo se halla combinado. En la mayor parte de las reacciones se enlaza con oxígeno en preferencia sobre otros elementos, encontrándose en la corteza terrestre sólo como el óxido ZrO_2 , baddeleyita, o como parte de los complejos de óxido, como el circón, la elpidita y la eudialita¹.

La zirconia y hafnio son prácticamente indistinguibles en sus propiedades químicas, y sólo se les encuentra juntos.

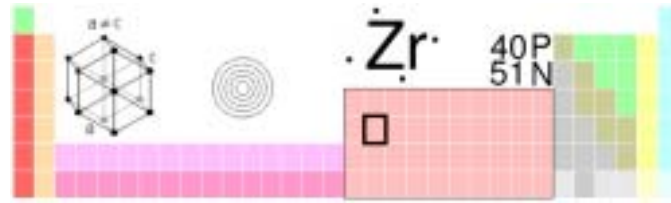
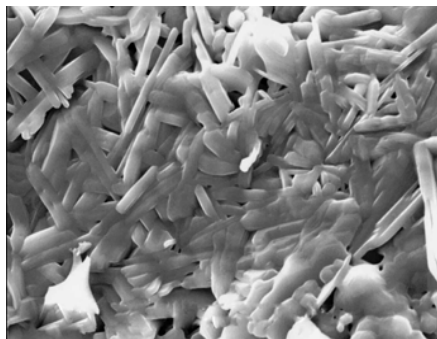


Fig.1.2 Zirconia como elemento químico²

En estado puro, la zirconia existe en dos formas: la forma cristalina, un metal blando, blanco y dúctil; y la forma amorfa, un polvo negro-azulado. Ambas formas son insolubles en agua, ligeramente solubles en alcohol y completamente solubles en ácido fluorhídrico. El metal arde en el aire a 500 °C.

1.2 APLICACIONES

El mayor empleo de la zirconia corresponde a sus compuestos para la industria cerámica: refractarios, vidriados, barnizados, moldes fundidos y arenas abrasivas, componentes de cerámica eléctrica. (fig. 1.3). La incorporación del óxido de zirconio al vidrio incrementa significativamente su resistencia a los álcalis³.



**Fig. 1.3 Vidrio infiltrado con zirconia.
Microscopia electrónica³**

La zirconia metálica se utiliza casi exclusivamente para el revestimiento de los elementos combustibles de uranio en las plantas nucleares¹.

Su primer aplicación biomédica fue en el área de la ortopedia por Christel en 1988⁴ el cual lo utilizó para reemplazos de cadera, a partir de ese momento se extendieron sus aplicaciones hasta llegar al área odontológica para la fabricación de brackets en ortodoncia, ofreciendo estética y resistencia a las fuerzas ortodónticas⁵.

Observándose con este material buenos resultados a la resistencia de fracturas, esto debido a un incremento en propiedades físicas se le atribuye a un proceso denominado transformación de la fase, del cual se hablara ampliamente mas adelante. La zirconia parcialmente estabilizada existe en una configuración de cristal tetragonal. Cuando se aplica una fuente de energía externa a la zirconia, la zirconia experimenta una transformación de fase a una configuración de cristal diferente.

La forma monoclinica de cristal es de 3 a 5% más grande que el cristal tetragonal. En las regiones donde existen fallas microscópicas en el material, tiene el potencial para restaurar grietas microscópicas sellándolas con el volumen adicional de cristal monoclinico.

También se minimiza el potencial de propagación de grietas por la transformación de fase, que absorbe en parte las tensiones generadas por una fuente aplicada externamente.

En 2002 Edelhoff y Sorensen⁶ desarrollan un sistema de endopostes y núcleos para prótesis fija, hechos con zirconia, con resultados que hasta la fecha siguen siendo utilizados y mejorados por cada sistema comercial que ofrece este tipo de restauraciones. (fig. 1.4).



Fig.1.4 Núcleo de zirconia para prótesis parcial fija¹⁴

Más recientemente Glawser y Kohal en 2004⁷ desarrollan un sistema de implantes y aditamentos protésicos ofreciendo así nuevas alternativas estéticas, pero todavía con resultados reservados por el poco tiempo de su aplicación. (fig. 1.5).



Fig. 1.5 Implantes de zirconia⁷

CAPITULO 2

ESTRUCTURA DE LA ZIRCONIA

2.1 ESTRUCTURA CRISTALINA

Son tres las formas polimórficas que exhibe este material en estado puro. Dependiendo de la temperatura, conocidas como fase monoclinica, tetragonal y cúbica.

FASE MONOCLÍNICA

Es una fase estable a temperaturas por debajo de 1170 °C. Posee una estructura cristalográfica. (fig. 2.1).

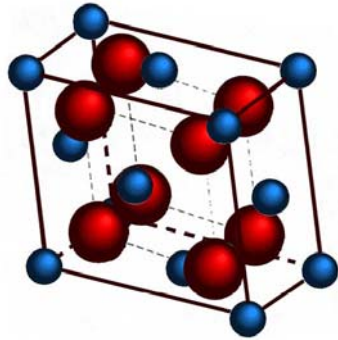


Fig. 2. 1 Fase monoclinica del ZrO_2

FASE TETRAGONAL

Esta fase es estable para temperaturas comprendidas entre 1170 °C y 2370 °C. (fig. 2.2).

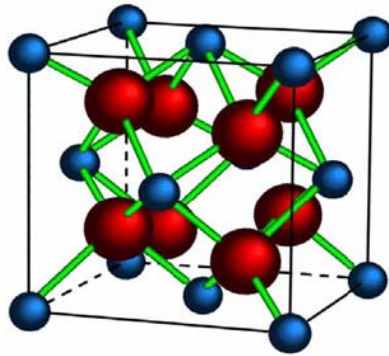


Fig. 2.2 Fase tetragonal del ZrO_2

FASE CÚBICA

Esta fase es estable desde una temperatura de 2370 °C hasta la temperatura de fusión 2680°C. (fig. 2.3).

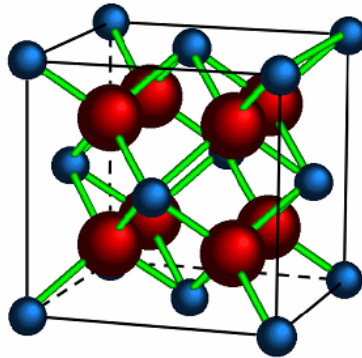


Fig. 2. 3 Fase cúbica del ZrO_2

2.2 TRANSFORMACIONES DE FASE DE LA ZIRCONIA

Las posibles transformaciones de fase que se dan en el óxido de zirconia puro son las siguientes:

MONOCLÍNICO TETRAGONAL ($m \leftrightarrow t$)

Es sin duda la transformación de fase más importante de este material, ya que constituye la base para una mejora sustancial de las propiedades mecánicas (aumento de la resistencia a propagación de grietas). La resistencia que tiene la zirconia a la flexión va de 1000 a 1200 Mpa y a las roturas de 10Mpa/m² se debe a la transformación tenaz⁹.

La zirconia tiene, por si sola, la capacidad de frenar las grietas debido a que en su fase monoclinica tiene un 4.7% mas de volumen y en el momento que se produce una fisura se produce un aumento de energía provocando presiones tangenciales permitiendo que en la zona de la grieta haya un cambio de estructura, pasando de la tetragonal a la monoclinica con el consiguiente aumento de volumen, que hace

que se detenga el proceso de la grieta por estas fuerzas de compresión que se originan.

El uso de la transformación tenaz para la obtención de materiales cerámicos con propiedades mejoradas ha constituido un tema de gran interés en el mundo científico dada sus potenciales aplicaciones.

TETRAGONAL CÚBICA (t ↔ c)

Es una transformación que se da a una temperatura de 2370 °C mediante procesos difusionales, en donde uno de los ejes de la celda unidad cúbica sufre una dilatación. Esta transición de fase ha sido muy poco estudiada debido a las altas temperaturas a la que tiene lugar.

2.3 ESTABILIZACIÓN

Una de las limitaciones del óxido de zirconia como cerámico estructural avanzado, radica en la transformación espontánea de dicho material a fase monoclinica al pasar de la temperatura de fabricación a temperatura ambiente, esto conlleva una expansión volumétrica asociada del 3-5 % que produce fracturas en el material.

2.4 ZIRCONIA PARCIALMENTE ESTABILIZADA (PSZ)

El ZrO₂ parcialmente estabilizado se conoce por las iniciales PSZ (del término inglés *partially stabilized zirconia*). Se obtiene cuando la cantidad de dopante no es suficiente para la estabilización completa de la fase cúbica¹⁰.

2.5 CRISTALES DE ZIRCONIA TETRAGONALES (TZP)

(TZP, del inglés *tetragonal zirconia polycrystals*). Rieth y Gupta¹¹ fueron los pioneros en la obtención de zirconia dopada con itria completamente en fase tetragonal, para lo cual se añadieron algunos aditivos de tierras raras. Dichas cerámicas se caracterizan por ser densas, con tamaño de grano pequeño y por su alta tenacidad, llegando a soportar tensiones de fracturas de 600-700 MPa., por lo que son de gran aplicación industrial como materiales resistentes al desgaste y a cortes. En el proceso de fabricación de dichos materiales, factores como las altas temperaturas de sinterización, los dopantes y el polvo de partida hacen que la inclusión de un pequeño porcentaje de fase cúbica sea muy difícil de controlar¹⁰.

2.6 ZIRCONIA COMPLETAMENTE ESTABILIZADA (FSZ)

Cuando la cantidad de dopante es suficiente (por encima de un 9 mol %), se obtienen cerámicos con un 100% de fase cúbica (FSZ, de inglés *fully stabilised zirconia*). Esta fase principalmente tiene su aplicación en joyería, ya que permite obtener monocristales de gran tamaño y perfección cristalina en una amplia gama de colores¹⁰.

2.7 AGREGADOS DE LA ZIRCONIA

Los componentes más relevantes del ZrO₂ son el óxido de itrio y la alúmina. El óxido de itrio se encuentra en la composición de la zirconia en un 5% aproximadamente¹².

Con la adición del óxido de itrio al dióxido de zirconia (Y-TZP) se consigue el estado tetragonal del ZrO₂, que es el de su máxima estabilidad, simplemente a temperatura ambiente, sin que alcance los 1170°C.

El otro componente, la alumina (Y-TPZ-A), que como máximo debe presentarse en un 0.5% de la composición de la zirconia para que no sea considerado una impureza. Este agregado otorga al ZrO₂ una mayor resistencia a la corrosión del material aumentando así su durabilidad¹².

2.8 OBTENCIÓN DEL NÚCLEO DE ZIRCONIA

Para llegar a obtener el núcleo de zirconia originalmente consistió de 99.9% de alumina, que fue sinterizada a 1,100°C y después infiltrada con un vidrio de lantano. El compuesto final tuvo una composición de 85% de alumina con 15% de vidrio. Se determinó subsecuentemente la adición de 35% de óxido de zirconio donde se observó un aumento en las propiedades físicas (fuerza flexural, resistencia a la fractura y propiedades de resistencia-fatiga) del material¹³.

La resistencia a la fractura de este sistema de cerámica es significativamente más alta que cualquier material de cerámica previamente documentado.

La resistencia a fracturas es una medida de la habilidad de un material para resistir el crecimiento de las grietas. Ya que las restauraciones están sujetas a demasiada carga subcrítica a través de la masticación, los materiales con más alta resistencia a fracturas son más ideales para su uso clínico. Los factores tal como corrosión por tensión y fallas del material residual también afectan la fuerza final de un material acabado⁹.

El incremento en propiedades físicas se puede atribuir parcialmente a un proceso denominado transformación de la fase. La zirconia parcialmente estabilizada existe en una configuración de cristal tetragonal. Cuando se aplica una fuerza de energía externa a la zirconia, el material experimenta una transformación de fase a una configuración de cristal diferente (monoclínico)⁹.

La forma monoclínica de cristal es de 3 a 5% más grande que el cristal tetragonal. En las regiones donde existen fallas microscópicas en el material, tal como en materiales completamente de cerámica, la transformación de fase tiene el potencial para restaurar grietas microscópicas sellándolas con el volumen adicional de cristal monoclínico⁹. También se minimiza el potencial de

propagación de grietas por transformación de fase, que absorbe en parte las tensiones generadas por una fuente aplicada externamente.



Fig. 2. 4 Núcleos de zirconia presinterizados¹⁴

CAPÍTULO 3

SISTEMAS COMERCIALES

Los sistemas que nos ofrecen las casas comerciales para obtener el núcleo de zirconia están ligados a la tecnología CAD-CAM y para comprender este sistema se mencionara en este apartado.

El término CAD-CAM viene de la abreviatura inglesa “*Computer Aided Design*” (Diseño asistido por ordenador) y “*Computer Aided Manufacturing*” (Fabricación asistida por ordenador)¹³.

Estos sistemas fueron introducidos en el campo de la odontología en 1971 de forma experimental y teórica y fue en la década de los ochenta cuando WH Mörmann, de la Universidad de Zurich (Suiza), y M. Brandestini Brains Inc, Zollikon (Suiza), aplicaron estos sistemas a la clínica desarrollando el sistema CEREC¹⁴.

Un sistema CAD-CAM consta de los siguientes pasos:

1. Digitalización. La fuente puede ser:

- El muñón en boca.
- El muñón en el modelo. (fig. 3.1).
- El encerado de la estructura protésica.
- Modelo completo de la boca del paciente.



Fig. 3. 1 Sistema de digitalización de modelos¹⁴

2. Además esta digitalización puede ser de tipo:

- Mecánica.
- Óptica: cámara intraoral, láser, luz blanca.

En cuanto a los métodos de digitalización, los medios ópticos permiten el escaneado del objeto sin contactar con el mismo, por lo que presenta una ventaja cuando el objeto es blando o frágil. No obstante, las propiedades ópticas del objeto podrían influir en la exactitud de los datos obtenidos en el escaneado¹⁵.

- Diseño por ordenador. Mediante un software, específico de cada sistema, se diseña la cofia de la estructura protésica.
- Mecanizado. En el caso de la cerámica puede realizarse el fresado de un bloque presinterizado o sinterizado. El uso de bloques presinterizados conlleva un menor desgaste de las fresas del sistema, así como un menor tiempo de fresado.

3.1 VENTAJAS/DESVENTAJAS

Estos sistemas, que requieren un equipamiento específico de cada sistema y costoso, presentan diversas ventajas con respecto a los métodos tradicionales:

- Reducen el tiempo de trabajo al eliminar algunos de los pasos de técnica de laboratorio aún necesarios con los métodos convencionales, como es el caso del encerado, el revestimiento y el colado.
- Al suprimir los procesos de encerado, revestimiento y colado pueden evitarse las variaciones que se producen durante dichos procesos, derivadas de la contracción de la cera, del control de la expansión del revestimiento y de la contracción del material colado, variaciones, todas ellas, que afectan al ajuste de la restauración.
- Permite la obtención de restauraciones precisas, con valores de ajuste marginal dentro de los límites clínicamente aceptables ($< 120 \mu\text{m}$).

Las principales desventajas de estos métodos son:

- El requerimiento de un equipamiento específico de cada sistema y costoso.
- La necesidad de entrenamiento en el empleo de cada sistema.
- Inicialmente estos sistemas producían restauraciones con inadecuada adaptación marginal y con falta de ajuste interno, pero los avances tecnológicos y los nuevos softwares han minimizado estos problemas, consiguiéndose con estos métodos restauraciones con un buen ajuste marginal, superior al conseguido en estructuras obtenidas con métodos convencionales. Por ello, se podría considerar actualmente este aspecto como un inconveniente.

3.2 MATERIALES QUE PUEDEN MECANIZAR LOS SISTEMAS CAD/CAM

Los materiales que pueden utilizar estos sistemas son fundamentalmente:

- Resina compuesta. La introducción de bloques de composite para las técnicas CAD/CAM ofrece una alternativa a la cerámica en la obtención de inlays, onlays, carillas y coronas.
- Titanio. El empleo del titanio en prótesis ofrece ventajas entre las que destacan su biocompatibilidad, siendo una alternativa en pacientes alérgicos a las aleaciones convencionales, su elevada resistencia a la corrosión, su baja densidad, su baja conductividad térmica, radiotransparencia y su alta resistencia mecánica, pero su uso está limitado principalmente por las dificultades de colado, que pueden comprometer el ajuste de las restauraciones de titanio¹⁴. Estas dificultades vienen derivadas de su elevado punto de fusión (1,672 °C) y su alta reactividad a temperaturas elevadas. El titanio reacciona rápidamente con los elementos de los materiales de revestimiento convencionales y con el oxígeno,

conllevando una reducción en su ductilidad y cambios en su resistencia, por lo que debe colarse en un equipo especial con gas inerte y emplear revestimientos especiales, con óxidos térmicamente estables como el de magnesio, la alúmina, zirconia e itria. La posibilidad de mecanizar el titanio, evita los problemas que surgen durante su colado y por tanto, el titanio mecanizado constituye una valiosa alternativa frente al titanio colado. Puede mecanizarse titanio para su empleo tanto en prótesis fija convencional como en prótesis fija sobre implantes¹⁴.

- Cromo-cobalto Algunos sistemas, pueden mecanizar cromo-cobalto, ya sea para estructuras de prótesis fija o de prótesis parcial removible.
- Cerámica. La cerámica es el material más comúnmente empleado por los sistemas CAD/CAM. El empleo de las restauraciones cerámicas es cada vez más frecuente en las consultas odontológicas debido fundamentalmente a su excelente estética. No obstante, su uso generalizado como material restaurador está aún limitado por la presencia de algunos problemas de tipo mecánico y funcional como su fragilidad. En la actualidad la mayoría de los sistemas cerámicos existentes en el mercado son válidos para restauraciones unitarias de dientes anteriores. La resistencia a la fractura es uno de los aspectos más estudiados en relación a los sistemas cerámicos. Para conseguir restauraciones con resistencia elevada, se introdujeron los materiales aluminosos de alta resistencia como el sistema Procera Allceram (alúmina de gran pureza, 99,9%) y el InCeram (cerámica aluminosa con infiltración vítrea), los feldespáticos de alta resistencia (IPS Empress II, IPS emax) y los más recientes a base de óxido de circonio (Procera AllZirkon, InCeram YZ, Lava, Cercon, DC-Zirkon, IPS emax ZirCAD), elaborados mediante tecnología CAD/CAM.

3.3 PRINCIPALES SISTEMAS CAD/CAM

Los sistemas más representativos en nuestro entorno, disponibles en la actualidad se describen a continuación:

Sistema CEREC (Sirona Dental). Este sistema se desarrolló a principios de los años 80. Actualmente hay dos versiones, el CEREC 3, introducido en el año 2000, de uso en la consulta, y el CEREC inLab para uso en el laboratorio protésico, presentado en 2002. El CEREC 3, una vez preparado el diente, efectúa la lectura óptica de la preparación mediante una cámara intraoral con la que cuenta el sistema. La información es recogida y procesada en un ordenador que transmite la información a un instrumento rotatorio, que fresará la restauración según el diseño realizado por ordenador. En pocos minutos la máquina talla de un bloque de cerámica o composite la restauración. Este sistema puede usar los siguientes bloques: VITABLOCS Mark II (porcelana feldespática de grano fino), VITABLOCS Triluxe (cerámica caracterizada por su gradación de sombras: cuerpo, esmalte y cuello), ProCAD Blocks (cerámica reforzada con leucita), 3M ESPE Paradigm MZ100 Block (bloque de composite). Con este sistema pueden fabricarse inlays, onlays, carillas y coronas en una sola visita. Al realizar la restauración en una sola visita, no se requiere realizar restauraciones provisionales, ni esperar los tiempos de laboratorio. El sistema CEREC inLab presenta una unidad de fresado similar a la del CEREC 3 pero incorpora además un escáner láser para escanear el modelo. (fig. 3.2 y 3.3).

Una vez escaneado el modelo, un programa informático diseña la restauración que se obtendrá a partir de bloques cerámicos. El software propone un diseño de cofia que puede modificarse si se desea. El CEREC inLab permite fabricar cofias de coronas individuales y de puentes de hasta 3 unidades.

El escáner puede leer un área de hasta 40mm x 20 mm.



Fig. 3. 2 Cámara de fresado CEREC 3 y CEREC Scan¹⁴

Actualmente Sirona ha incorporado un nuevo escáner, el CEREC InEos, más rápido y que permite la lectura de modelos de dientes individuales, de cortes a sierra, de mandíbulas enteras y de mandíbulas antagonistas.

Los bloques usados por este sistema son de la línea de productos de In-ceram: VITA In-Ceram Alumina, VITA In-Ceram Spinell, VITA In-Ceram Zirconio, VITA In-Ceram YZ. Son bloques presinterizados, lo que hace que sean más fácilmente fresados, ya que esta cerámica no alcanza la fuerza máxima hasta el infiltrado vítreo (40 minutos).



Fig. 3. 3 Cámara de fresado CEREC 3 con la presencia de dos fresas¹⁴.



Fig. 3. 4 Obtención de los núcleos para PPF con bloques VITA¹⁴.

Una vez realizada la cofia, y el infiltrado vítreo, ésta es recubierta con porcelana VITADUR ALPHA. (fig. 3.4).

Asimismo, el sistema CEREC InLab puede emplear los bloques IPS emax CAD (bloque de vitrocerámica a base de disilicato de litio) y IPS emax ZirCAD (cerámica circoniosa estabilizada con itrio) de la casa Ivoclar. Como los de la casa Vita, estos bloques también son presinterizados, facilitando su fresado. Dado que el proceso de sinterizado conlleva una contracción de aproximadamente el 20 por ciento, el sistema CEREC InLab, fresa una estructura sobredimensionada, que posteriormente, tras la sinterización a alta temperatura, contraerá hasta su tamaño final obteniendo sus propiedades definitivas.

Las cofias realizadas con los bloques IPS emax CAD y ZirCAD, son recubiertos con la cerámica IPS emax Ceram. (fig. 3.5 y 3.6).



Fig. 3.5 Cámara de fresado Sirona in Lab para ZirCAD³⁶



Fig. 3.6 Núcleo de IPS e.max ZirCAD caracterizado después del fresado³⁶

Sistema Procera (Nobel Biocare). En el laboratorio un sensor efectúa una impresión digital del muñón del modelo. Se trata de un explorador de barrido mecánico sensible; una aguja, en cuyo extremo se encuentra una pequeña esfera de zafiro de un diámetro de 1.5mm, que recorre la superficie y transmite las coordenadas al ordenador. Explora el muñón de yeso en el eje de rotación y con un ángulo de 45°, mientras que la sonda sube lentamente por el eje de rotación. La posición de la varilla exploradora se registra 360 veces en cada rotación. Una preparación requiere alrededor de unas 50.000 mediciones para que la digitalización sea fiable. Este sistema presenta una contracción del 15-20 por ciento, que debe compensarse con el aumento proporcional del tamaño del muñón.

La información obtenida por la exploración mecánica del muñón es almacenada y procesada mediante ordenador y enviada a un laboratorio sueco. En este laboratorio se crea un modelo refractario con la magnificación necesaria para compensar la contracción producida por el prensado en seco y sinterización del material cerámico.

Se elabora el núcleo de la restauración que es remitida al laboratorio, donde se recubrirá de cerámica NobelRondo alumina/zirconia, cerámica de gran resistencia (120 MPa) por la técnica de capas, dada la opacidad de la cofia. Procera Crown Zirconia y Procera Bridge Zirconia. Este sistema consta de una estructura de óxido de circonio densamente sinterizado (95% de óxido de circonio estabilizado con un 5% de óxido de itrio). Procera Bridge Zirconio permite la fabricación de puentes anteriores y posteriores de hasta nueve

unidades (25x60 mm).

Cercon Smart Ceramics (Dentply). Hasta ahora, este sistema requería el encerado de la estructura protésica, ya que no diseñaba la cofia y por tanto, no se leía el muñón sino que se escaneaba directamente el encerado, por lo que no era un sistema CAD propiamente dicho. A continuación, en la unidad Cercon Brain se mecanizaba una cofia magnificada (20%) a partir de un bloque de cerámica circoniosa parcialmente sinterizado, que posteriormente era llevado hasta su temperatura de sinterización (1.350 °C) en la unidad Cercon Heat, experimentando una contracción, quedando así adaptado al modelo maestro. La estructura de zirconio posteriormente es recubierta con la cerámica Cercon Ceram S. Este sistema permite la fabricación de puentes de 6-7 unidades o puentes de hasta 47 mm de longitud anatómica. Recientemente se ha introducido un nuevo software (Cercon Art) que permite el diseño de la estructura protésica a partir de la lectura directa del troquel y, por tanto, no requiere el encerado previo de la estructura.

LAVA All-Ceramic system (3M ESPE). Este sistema no requiere el encerado de la estructura, escanea el muñón mediante un escáner óptico sin contacto y diseña la cofia informáticamente. Al igual que en el sistema Cercon y en el CEREC InLab, se mecaniza, a partir de un bloque de cerámica circoniosa presinterizada, una estructura de tamaño superior (20%) al definitivo para compensar la contracción de la cerámica al completar su sinterización. Este sistema permite además colorear el núcleo del material en 7 tonos distintos, mientras que en otros sistemas la cofia de óxido de circonio es blanca y opaca. Una vez realizada la estructura, ésta será recubierta con la porcelana Lava Ceram.

DCS Precident (DCS). Usa la cerámica DC Zirkon y también VITA In-Ceram alumina blanks for DCS. Asimismo, puede emplear titanio comercialmente puro (DC Titan) y composite (DC Tell: composite reforzado con fibra de vidrio).

Actualmente el sistema se compone de tres elementos: un escáner láser (Preciscan), el software para el diseño de la estructura (dentform) y la unidad de fresado (Precimill).

CAPÍTULO 4

PREPARACIÓN EN DIENTES ANTERIORES

4.1 TIPO DE PREPARACIÓN

Existen diferencias en la preparación de dientes que reciben coronas de zirconia, cerámica y metal cerámica, y el tomar en cuenta estas consideraciones harán la diferencia entre el éxito o el fracaso de la rehabilitación protésica.

La profundidad del tallado constituye uno de los puntos clave para conseguir la máxima estética. La reducción insuficiente de un diente llevara a un sobre contorno de la restauración y, si se intenta evitar disminuyendo el grosor de porcelana la estructura se vera propensa a fracturas. Por este motivo es esencial obtener un desgaste dental adecuado para obtener un grosor de nuestro núcleo suficiente para poder incorporar las distintas capas de cerámica y poder dar una mejor estética y resistencia a la prótesis¹⁷.

En principio lo que debemos considerar para la preparación de nuestro pilar es tener tejido dental suficiente y lo ideal seria disponer de un grosor de 2.9 a 3.2mm en el tercio incisal en sentido buco-palatino ya que de ser necesario podremos rebajar la cara vestibular entre 1.4 y 1.7mm, la cara palatina 1mm y las caras proximales 0.8mm aproximadamente¹⁷.

Si las medidas son inferiores a los 2.9mm con frecuencia tendremos que realizar la endodoncia y reconstruir el o los pilares con endopostes en sus diferentes modalidades¹⁷.

4.2 CARAS VESTIBULAR Y LINGUAL

Es de suma importancia que el contorno final de nuestra preparación sea semejante al diente original. Para ello es importante que la reducción de las caras vestibular y lingual sea similar y controlada con el fin de que el borde incisal de la corona, coincida, en una dirección vertical, con el borde incisal de la preparación. Sin embargo cuando existe un exceso de preparación de la cara lingual de un diente con destrucción parcial de la cara vestibular, el borde incisal de la corona se trasladará hacia vestibulo más de lo necesario sin que coincidan

en el mismo eje su borde incisal con el de la preparación. Ello dará lugar a un efecto de palanca favoreciéndose la concentración de tensiones a ese nivel que, con el tiempo, facilitarían la aparición de fracturas en la porcelana¹⁷.

Toda preparación dentaria correcta guardará un equilibrio entre la retención que le demos y la resistencia del tejido dentario remanente. Esta relación disminuirá ante un diente corto pues existe una dificultad en conseguir unas paredes axiales lo suficientemente retentivas. Una preparación muy mutilante disminuye el área de soporte con lo que las tensiones generadas en la porcelana serán mayores. Si el pilar es más corto de lo que debiera, dado que la longitud de la corona tiene que mantenerse, el brazo de palanca será mayor y también serán mayores las tensiones a nivel cervical. Además una mayor distancia entre los bordes incisales del pilar y de la corona incrementará el brazo de palanca y las tensiones sobre las paredes vestibular y lingual. Esto se hará presente cuando actúe una fuerza sobre ellos protrusiva. Por tanto, la distancia entre ambos bordes incisales debe ser la mínima necesaria.

La preparación de la cara vestibular debe seguir dos planos: el cervical que abarca los 2/3 gingivales y el incisal, el 1/3 restante. Con esto logramos mutilar menos el órgano dentario y protegemos la pulpa en su punto más superficial. Con la preparación en un solo plano se pierde retención, se produce un excesivo desgaste de las piezas y se hace imposible dar la cara vestibular la convexidad necesaria¹⁷.

Con el fin de conseguir tal convexidad, puede servirnos de guía el propio diente que estamos preparando, realizando un tallado mediante canales paralelos de igual profundidad en la cara vestibular y unirlos posteriormente en un movimiento de vaivén de la fresa de diamante. También puede servirnos de referencia el diente vecino. Si tuviéramos que preparar todo el grupo anterior, podemos prepararlos en forma alterna, dejando para el final los que nos sirven de referencia. Es la técnica denominada “uno de cada dos”¹⁷.

4.3 LONGITUD DE LA PREPARACIÓN Y BORDE INCISAL

El pilar debe tener suficiente longitud para soportar las fuerzas oclusales y a la vez aportar retención. Con el fin de lograr una estética y resistencia adecuada en el borde incisal este deberá desgastarse de 3 a 3.5mm, esto equivale a eliminar 1/3 de la longitud de la corona. Si la reducción es menor se corre el riesgo de que la porcelana pierda estética y resistencia¹⁷.

El ángulo entre la cara lingual y el borde incisal será de 45° a 65°, es decir, el borde incisal estará ligeramente inclinado hacia lingual para permitir mantener el grosor suficiente de la porcelana durante los movimientos protrusivos. Todos los ángulos agudos deberán redondearse con el fin de disminuir la concentración de fuerzas a nivel del borde linguoincisor¹⁷.

Debemos tener en cuenta que los grosores desiguales y las zonas excesivamente delgadas de porcelana van dañando la resistencia de esta.

4.4 CONICIDAD DE LOS PILARES

La preparación será redondeada, observándola oclusalmente, en visión indirecta con el espejo, no deberá observarse ninguna línea ángulo-aguda, todas deben ser redondeadas. Si no fuese así estas provocarían fracturas de la porcelana al seguir, las tensiones, las líneas de clivaje y propagarse a través de las secciones más delgadas de la porcelana. Su redondeo y pulido dará un grosor uniforme a la misma. En visión oclusal indirecta con el espejo deberá verse toda la preparación marginal sea hombro o chaflán. Esto nos demostrará su correcta conicidad¹⁷.

En el grupo anterosuperior, las fuerzas oclusales pueden causar tensiones y posibles fracturas de la porcelana cuando no existe suficiente soporte dentinario. Esto se produce al dejar la parte incisal del diente demasiado delgada no solo bucolingualmente, sino también proximalmente, obteniendo un diente excesivamente cónico. Cuanto más convergentes sean las paredes axiales, mayor concentración de fuerzas habrá. El ángulo de convergencia ideal será de 6° hasta

los 15°, donde las tensiones aumentan ligeramente. Sin embargo, al llegar a una convergencia de 20°, las tensiones vuelven muy intensas y las cargas sobre la preparación aumentan, incrementándose el peligro de fractura. Desde el punto de vista morfológico, unas paredes proximales con una convergencia entre 5° y 10° serían casi paralelas, produciéndose una mínima tensión en ellas¹⁷.

4.5 TERMINACIÓN GINGIVAL

La anchura de los hombros por las caras vestibular y lingual será de 0.8 a 1mm y en las caras proximales podrá ser menor ya que el grosor de porcelana es mayor en proximal el hombro tendrá un grosor de 0.5mm. En incisivos inferiores la profundidad del margen será de 0.8mm por vestibular y lingual mientras que por proximal será de 0.3mm. En los caninos inferiores tallaremos un hombro de iguales dimensiones que en los superiores¹⁷.

Debemos tener cuidado con nuestra terminación gingival ya que la encía no acepta la más mínima presión, aunque provenga de la porcelana, la preparación deberá seguir y adaptarse al contorno tanto de la papila interdientaria como de la encía interproximal. En el momento de la preparación de los pilares debemos actuar con precaución con el fin de no profundizar excesivamente la preparación y procurar terminarla en posición inmediata a la encía.

En la preparación del margen gingival debemos tener presente que el ángulo interno o axiopulpar sea redondeado. De esta forma se reduce la concentración de tensiones a ese nivel en un 50%. Por otra parte una forma redondeada es más fácil de reproducir en el momento de realizar el núcleo que uno recto¹⁷.

CAPÍTULO 5

SELECCIÓN DEL COLOR

5.1 NATURALEZA DEL COLOR

Cuando hablamos de color hacemos referencia a una sensación captada por nuestros ojos, el ojo humano es un órgano especializado en la captación de imágenes obtenidas a partir de una radiación electromagnética la que llamamos luz, y que en realidad corresponde a un estrecho segmento de todo el espectro, situado entre las longitudes de onda de 400 y 800 nm aproximadamente, y que percibimos como los colores llamados “del arco iris”, las radiaciones por debajo de dichas longitudes de onda no son visibles y se denominan ultravioletas, y las situadas por encima tampoco lo son, y las denominamos infrarrojas¹⁸. (fig. 5.1).

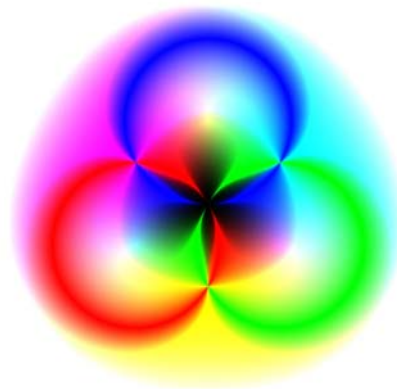


Fig. 5. 1 Colores primarios y secundarios

La sensación que llamamos color sería la correspondiente a la longitud de onda de la radiación lumínica que alcanza al ojo, si ésta corresponde con la de un color del arco iris veremos dicho color, si contiene las longitudes de onda combinadas de dos colores percibimos un color nuevo compuesto por ambas, y cuando las contiene todas vemos el color resultante como blanco, el color negro sería la ausencia de radiación visible¹⁸.

Cuando observamos un objeto iluminado por una luz blanca, el color que vemos corresponde a aquellas longitudes de onda que dicho objeto no ha absorbido, y que por lo tanto se han reflejado en su superficie hacia el exterior; este fenómeno, remarca la gran importancia que tiene la calidad de la luz incidente en la percepción del color de un objeto dado¹⁸.

5.2 MEDICION DEL COLOR

El primer problema con que nos enfrentamos a la hora de comunicar el color de un diente al laboratorio para que lo pueda reproducir, es conseguir una descripción clara y concreta del color, comprensible y reproducible por nuestro técnico, y comprobable en la restauración resultante, y esto pasa necesariamente por un proceso de medida, que debe ser exacto, reproducible y comunicable¹⁸.

Este problema no se presenta sólo en Odontología, sino que es común con muchos otros terrenos, tanto de la industria como de la medicina. Generalmente se aceptan tres dimensiones del color:

-Hue, tonalidad: señala la característica que normalmente se conoce como color, directamente relacionada con la longitud de onda de la radiación lumínica observada (p.e. rojo, verde, azul, amarillo, et.)¹⁹.

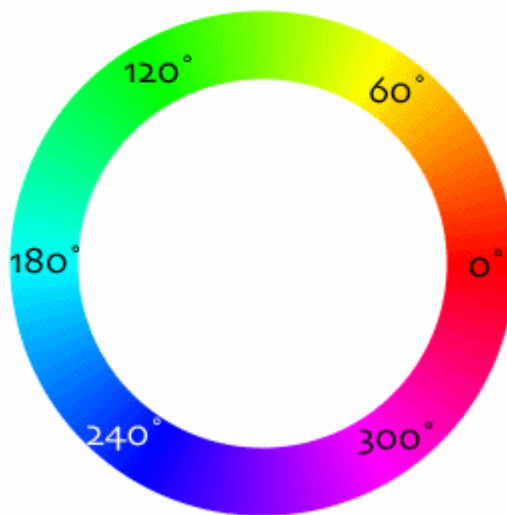


Fig. 5. 2 Anillo de tonalidades

-Value, valor, luminosidad: expresa la cantidad de luz que compone el color estudiado, sería como la imagen en blanco y negro del objeto observado, y se

corresponde a las tonalidades de gris comprendidas entre un valor máximo, el blanco, y otro mínimo, el negro¹⁹. (fig. 5.3)



Fig. 5. 3 Tonalidades de gris entre el negro y el blanco

-Chroma, saturación: refiere la cantidad de tinte que contiene el color, la viveza cromática que observamos, esta dimensión hace referencia a las diversas diluciones del color base del que partimos¹⁹. (fig. 5.4).

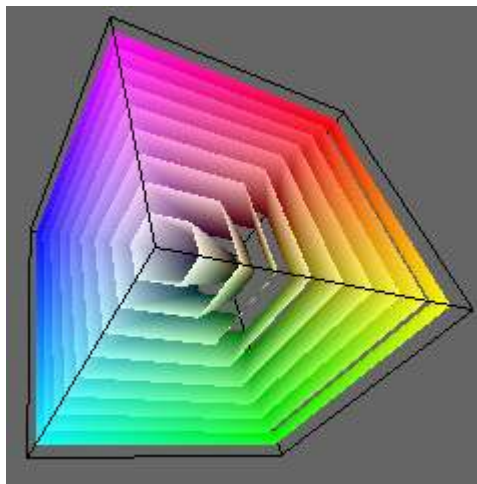


Fig. 5. 4 Cubo de saturación de color

A estas tres dimensiones, y dentro del terreno dental, se añade una cuarta, que en realidad hace referencia a todas las características cromáticas que personalizan al

diente al margen del color promedio del mismo, y que son fundamentales a la hora de la reproducción del color de un diente.

5.3 ELEMENTOS QUE INFLUYEN EN LA APRECIACIÓN DEL COLOR

Los elementos que intervienen en la toma de color clínica son diversos, e intervienen todos a la vez, de tal manera que deben ser tenidos en cuenta todos ellos simultáneamente, con el fin de no cometer errores que conduzcan nuestro trabajo al fracaso¹⁸.

5.4 EL OJO HUMANO COMO RECEPTOR DEL COLOR

La percepción del color puede verse alterada por problemas específicos de la apreciación cromática como el daltonismo, que confundiría los colores rojo y verde fundamentalmente, y otros, que deben ser identificados por el clínico, como la variación de percepción del color entre ambos ojos, debemos tomar el color abriendo los dos ojos, ya que puede haber diferencias notables en la percepción de cada ojo por separado, en caso de que el clínico padezca uno de estos problemas, deberá tomar las medidas oportunas, delegar la toma de color en personal con visión cromática normal en el caso de sufrir una alteración irreversible, o evitar en lo posible el consumo de sustancias que puedan modificar la percepción, como el alcohol y la morfina, que aclaran los colores cálidos (amarillo, naranja, rojo) y oscurecen los fríos (morado, verde, azul), la cafeína que oscurece los colores cálidos y aclara los fríos, o en el caso de fármacos como Viagra, que modifica la percepción cromática, dando un tinte azulado a los colores, o los anticonceptivos, que pueden inducir en ocasiones dificultad para discriminar rojo-verde o azul-amarillo¹⁸.



Fig. 5. 5 Percepción cromática

En caso de conocer la posibilidad de sufrir estas alteraciones, deben evitarse las sustancias o situaciones en que se producen, o utilizar algún instrumento electrónico de medida, que evite la subjetividad, soslayando el problema.

Asimismo hay un elemento de gran importancia, el propio ojo, que si observa durante un tiempo excesivo un color dado, aparece superpuesta una imagen virtual, correspondiente al color complementario del observado, como fruto de la fatiga, la llamada “post-imagen” complementaria, lo que obliga a realizar lecturas de color breves, que impidan la aparición de este fenómeno¹⁸.

Otra característica de nuestra percepción cromática es el hecho de que tenemos una escasa memoria cromática, por lo que debemos observar simultáneamente y muy próximos dos objetos para poder apreciar si su color es igual o diferente.

5.5 LUZ AMBIENTAL

Dado que el proceso de la visión humana precisa de tres elementos, luz, objeto y receptor, y suponiendo que el receptor funciona correctamente, es decir, no existe patología de la percepción cromática, vamos a centrar nuestra atención en la influencia de la luz en la toma de color¹⁸.

La luz ideal para la toma de color clínica será aquella más próxima al espectro de luz de la luz solar diurna, es por ello que una correcta iluminación natural es deseable en el momento de la toma de color, al no ser posible tener acceso a luz natural ya sea por la época del año o el horario de trabajo es recomendable el uso de las denominadas fuentes de luz “día”, que son fuentes fluorescentes de luz

corregidas, que ofrecen temperaturas de color de 5,000° a 6,500°K, y que se conocen comúnmente como luz día D₅₀ y D₆₅ respectivamente, y que están indicadas para todos los procesos que exijan una correcta percepción cromática¹⁸.

5.6 OBJETO DE OBSERVACIÓN

La técnica habitual de estimación cromática consiste en comparar el color del diente con una guía artificial y comprobar cual de las muestras de la guía utilizada se asemeja más al diente estudiado¹⁸.

El principal problema viene en este caso dado por el hecho de que existen tantas guías de color como fabricantes, que a su vez se organizan de diversas maneras, así las guías clásicas más usadas Vita classical y Chromascop, vienen ordenadas por grupos de tonalidades (hue en inglés) agrupadas en grupos A, B, C, D para Vita y 100, 200, 300, 400, 500 en el caso de Chromascop; las dimensiones relativas a luminosidad y saturación (Chroma y value en textos anglófonos), se anotan de 1 a 4 en la guía Vita y de 10 a 40 en la Chromascop.



Fig. 5. 6 Colorímetro Chromascop fuente directa

5.7 PROCESO CLÍNICO PARA LA TOMA DE COLOR

El proceso comienza por la limpieza del diente de toda adherencia, placa, pigmentación, sarro, etc.... que puedan entorpecer la apreciación del color, también se eliminarán, en lo posible, aquellos elementos que por su intenso color puedan estorbar, tales como el lápiz de labios de colores fuertes en las mujeres, y si se diera el caso, los bigotes abundantes y oscuros en los varones. Este principio es aplicable a los colores de las paredes y mobiliario del consultorio.

Disponiendo de la iluminación apropiada, el clínico procede a observar el diente en periodos cortos, de menos de 15 seg. (para evitar la fatiga cromática del ojo), y buscar en la guía de color aquella pieza que más se aproxime al diente en cuestión. Un punto de gran importancia es mantener el diente completamente hidratado durante todo el proceso, de manera que no se seque, ya que inmediatamente, aparecerá más claro y blanquecino de lo que es en la realidad.

La primera dimensión cromática a determinar sería el valor o claridad del diente, seguida de la saturación y tonalidad, es importante anotar en un sencillo dibujo la distribución de colores que determinemos.

5.8 TÉCNICA DE LOS CUATRO COLORES

Mediante la técnica de los cuatro colores podemos observar la existencia de mucha similitud entre las distintas tonalidades. Partiendo del hecho que máxima saturación se encuentra en los “4”, colocaremos los cuatro tonos de máxima saturación, es decir, A4, B4, C4 y D4, en un muestrario ya que esta será la mejor forma de distinguir el color. Fijaremos nuestra atención en el canino, ya que es el diente que tiene la saturación más alta de toda la arcada. Pasaremos rápidamente un par de veces los cuatro tonos y los compararemos con la parte cervical del mismo que es la mas saturada, todo esto se realiza bajo una luz natural o una lámpara de luz corregida¹⁷.



Fig. 5. 7 Cuatro tonos de máxima saturación fuernte directa

El periodo de observación no deberá sobrepasar los cinco segundos pues a partir de este momento nuestra capacidad de discernir el color disminuye. Por este motivo es conveniente apartar la mirada del diente durante unos momentos y dirigirla hacia una cartulina azulada o gris durante un minuto, con el fin de recuperar la sensibilidad retiniana al amarillo, color predominante en los diente¹⁷.

Una vez elegido el más apropiado (p.ej., el tono A) descartamos los otros tonos y colocamos en el muestrario las distintas saturaciones del grupo (A1, A2, A3, A3.5 y A4). Comparamos también durante cinco segundos, la saturación dirigiendo nuestra mirada en la parte central del diente y descansamos la vista¹⁷.

Ya que nos decidimos por algún color, se procede a revisar la carta de colores Vita para ver que tono dentinario le corresponde, de no ser así buscaremos el color de la dentina que mas se le asemeje¹⁷.

Una vez que hemos obtenido el color de la dentina el siguiente paso consistirá en seleccionar el color del esmalte, ayudados del colorímetro de esmalte y lo compararemos con el diente natural a nivel del borde incisal, ahí donde el esmalte es mas grueso. A continuación anotaremos el número correspondiente al esmalte elegido¹⁷.

CAPÍTULO 6
CEMENTACIÓN

6.1 CEMENTADO

Como primera elección para la cementación utilizaremos cementos a base de resina compuesta p.ej. Panavia, RelyX, Multilink, etc., por su mayor translucidez y menor grado de expansión^{21,22}.

Debido a la fuerza inherente de la cerámica de zirconia, se pueden usar cementos convencionales. Aunque los cementos de ionómero de vidrio tienen una buena aplicación clínica, pero sus propiedades físicas son sumamente sensibles a las proporciones de polvo y líquido donde aún alteraciones diminutas podrían afectar su desempeño clínico. Los cementos de ionómero de vidrio son susceptibles a ataques tempranos de humedad que requieren que el clínico ejecute un control estricto de saliva hasta que el cemento es completamente endurecido²¹. Debido a la alta incidencia de microdispersión y manchas en los márgenes, se ha discontinuado el uso del cemento de fosfato de zinc. Los cementos de policarboxilato, debido a sus propiedades físicas, son inadecuados por propósitos de cementación.



Fig. 6. 1 Cemento a base de resina (multilink)

CONCLUSIONES

- 1. La zirconia como material de restauración es una opción más dentro de la prótesis fija con la cual obtenemos resultados estéticos que no se habían obtenido con las restauraciones metalocerámicas.**
- 2. Como cualquier tratamiento protésico, debemos tener en cuenta las limitaciones de este material y el tener en cuenta estas consideraciones nos llevara al éxito.**
- 3. Al tener un núcleo estético nos permite no involucrarnos con tejidos periodontales sanos, al realizar terminaciones supragingivales sin comprometer la estética.**
- 4. En el campo odontológico los estudios realizados a la zirconia son todavía prematuros pero se aprecia que este material tiene una amplia gama de aplicaciones.**

FUENTES DE INFORMACIÓN

1. <http://es.wikipedia.org/wiki/circonio>
2. <http://www.prodigyweb.net.mx/degcorp/quimica/circonio.htm>
3. Rodrigues JA, Ferrari CR. Microstructural features of alumina refractories with mullite-zirconia aggregates. *Boletín de la Sociedad Española de Cerámica y Vidrio* 2003; 42: 15-20
4. Christel P, Meunier A, Dorlot JM. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopaedic surgery. *Bioceramics: vivo behavior. Ann NY Acad. Sci* 1988; 523: 234-56
5. Keith O, Kusy RP, Whitley JO. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *J Orthod. Dentofacial Orthop.* 1994; 106: 605-14
6. Edelhoff D, Sorensen JA. Retention of selected core materials to zirconia posts. *Oper. Dent.* 2002; 27: 455-61
7. Kohal RJ, Weng D, Bachle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J. Periodontology* 2004; 75: 1262-8
8. Piconi C, Maccauro G, Muratori F, Brach del Prever E. *J. of Applied Biomaterials & Biomechanics* 2003; 1: 19-32
9. Bahies BX. Zirconio, la respuesta. *Dent. Dialog.* 2006;3:56-63
10. Redd JL. Effect of grinding and polishing on near surface transformations in zirconia. *Mat. Res. Bull* 1977; 949: 54
11. Rieth PRJNA. Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilized zirconia. *Bull. Am. Ceram.* 1976; 717
12. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J. Biomed. Mater Res.* 1984; 23: 45-61
13. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int. J. Comput. Dent.* 2004; 7: 25-45

14. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter UH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent. Mater* 2004; 20: 655-62
15. Witkowski S. CAD/CAM in dental technology. *Quintessence Dent. Technol.* 2005; 28: 169-184
16. Sorensen JA. The lava system for CAD/CAM production of high-strength precision prosthodontics. *Quintessence Dent. Technol.* 2003; 6: 57-67
17. Mallat ED. Fundamentos de la estetica bucal en el grupo anterior. Barcelona España: Editorial Quintessence, 2001. Pp. 81-100, 251-290
18. Moscardo AP, Camps I. Chromatic appreciation in the clinic and the laboratory. *J. Aesthet. Dent.* 2006; 11: 363-8
19. Pizzamiglio E. A color selection Technique. *J. Prosthet. Dent.* 1991; 66: 592-596
20. Gnan C. Teoria de los colores. *Quintessence Tech.* (ed. Española) 1995; 6: 48-62
21. Ernst CP, Cohnen U. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J. Prosthet. Dent.* 2005; 93: 551-585
22. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J. Prosthet. Dent.* 2006; 96: 104-114
23. Kern M, Luegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent. Mater* 1998; 14: 64-71
24. Chicawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsure H. Tissue compatibility and stability of new zirconia ceramic in vivo. *J. Proshet. Dent.* 1992; 68: 322-6
25. Christensen GJ. Why all-ceramic crowns? *J Am. Dent. Assoc.* 1997; 128: 1453-5
26. Polak MA. Restoration of maxillary incisors with a zirconia all-ceramic system: A case report. *Quintessence Int.* 2006; 37: 375-380

27. Sadoun M, Perelmuter S. Alumina-zirconia machinable abutments for implant-supported single-tooth anterior crowns. *The Implant Report*. 1997; 9: 1047-1053
28. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J. Prosthet. Dent*. 2006; 4: 237-244
29. Atsu SS, Kilicarslan MA. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J. Prosthet. Dent*. 2006; 95: 430-436
30. Yildirim M, Fischer H. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J. Prosthet. Dent*. 2003; 90: 325-331
31. White SN, Miklus, McLaren EA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J. Prosthet. Dent*. 2005; 94: 125-131
32. Dunne JT, BiowTon PL. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. *J. Prosthet. Dent*. 2004; 91: 215-218
33. Mitrani R, Duran R, Nicolayevsky E, Lopez J. Zirconium oxide CAD/CAM generated restorations: an essential option in contemporary restorative dentistry. *Quintessence Dent. Technol*. 2007; --: 66-76
34. Odman P, Andersson M. Procera All-ceram crowns followed for 5 to 10.5 years: A prospective clinical study. *Int. J. Prosthodont*. 2001; 14: 504-509
35. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium oxide after long-term storage and thermal cycling. *J. Prosthet. Dent*. 2004; 91: 356-362
36. www.ivoclarvivadent.com