



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**FACTORES QUE PROVOCAN LA FRACTURA DE
NÚCLEOS DE ZIRCONIA ELABORADOS POR SISTEMAS
IN-CERAM ZIRCONIA® Y PROCERA ALL ZIRCON®.**

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

ALMA ELENA OLVERA HERNÁNDEZ

TUTOR: C.D. GUSTAVO MONTES DE OCA AGUILAR



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

- A dios que me da la oportunidad de vivir esta etapa tan importante en mi vida. Y todas las cosas que me ha dado, se lo agradezco infinitamente.
- A mi familia y en especial a mis padres y hermanos por todo el amor, cariño y comprensión que siempre me brindan, aunque a su manera se que me quieren y los quiero a pesar de que me cueste expresar mis sentimientos.
- A mis amigas, que siempre están ahí en momentos de alegría o tristeza, que me dan consejos para seguir con más fuerza mil gracias.
- A la máxima casa de estudios la Universidad Nacional Autónoma de México, es un orgullo formar parte de esta institución y en especial pertenecer a la Facultad de Odontología.
- A los profesores que aportaron conocimientos en mi formación académica y que los aplique en mis pacientes lo mejor posible para dar una atención de calidad.
- Y a mi tutor el C.D. Gustavo Montes de Oca Aguilar por guiarme en realizar esta tesina. Y a la Mtra. María Luisa Cervantes Espinosa por su paciencia, dedicación que brinda a cada alumno del seminario de titulación. Gracias.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	5
OBJETIVO	6
CAPÍTULO 1 GENERALIDADES	7
1.1 Definición	7
1.2 Estructura química	7
1.3 Indicaciones	9
1.4 Contraindicaciones	9
1.5 Ventajas	9
1.6 Desventajas	9
CAPÍTULO 2 PROPIEDADES DE LA ZIRCONIA	11
2.1 Propiedades físicas de la zirconia	11
2.2 Propiedades biológicas	11
2.3 Propiedades mecánicas de la zirconia	11
2.4 Resistencia a la fractura	12
2.5 Abrasión de la zirconia	13
2.6 Translucidez	17
2.7 Adaptación marginal	20
2.8 Biocompatibilidad	21
2.9 Estética	22
CAPÍTULO 3 CARACTERÍSTICAS DE LOS METALES USADOS EN LAS CORONAS METAL-PORCELANA	24
3.1 Definición	24
3.2 Indicaciones	24
3.3 Propiedades físicas	25
3.4 Propiedades mecánicas	25
3.4.1 Resistencia a la flexión	25
3.4.2 Elongación	25
3.4.3 Módulo elástico	26
3.4.4 Dureza	26
3.4.5 Corrosión	26
3.5 Aleaciones de metal base	26
3.6 Dureza de los metales	29
3.7 Comparación con las restauraciones totalmente cerámicas	29
CAPÍTULO 4 SISTEMA CAD-CAM	33
4.1 Definición	33
4.2 Ventajas	34

4.3 Fases de elaboración	34
4.3.1 Digitalización	35
4.3.2 Programa de diseño	36
4.3.3 Equipo de maquinado	36
4.4 Producción directa in-house y outsourcing	38
CAPÍTULO 5. SISTEMAS DE FABRICACIÓN	39
5.1 Selección de los sistemas totalmente cerámicos	39
5.1.1 Indicaciones para un tratamiento correcto	40
5.2 Sistema In Ceram Zirconia®	40
5.3 Procedimiento para la elaboración de los bloques de zirconia	41
5.4 Indicaciones	43
5.5 Contraindicaciones	43
5.6 Consideraciones clínicas	44
5.7 Preparación dental	44
5.8 Impresión	46
5.9 Grabado y silanado de la restauración	47
5.10 Agentes de acoplamiento del silano	47
5.11 Unión de la resina con la cerámica	47
5.12 Cementación	48
5.12.1 Técnica de cementación	49
5.13 Sistema Procera All Zirkon®	50
5.14 Proceso de elaboración	50
5.15 Indicaciones	51
5.16 Contraindicaciones	52
5.17 Ventajas	52
5.18 Desventajas	52
5.19 Preparación dental	52
5.20 Procedimiento de laboratorio del Sistema Procera®	54
5.21 Prueba en boca y cementado	55
5.22 Comparación de los sistemas de fabricación de los núcleos de zirconio	58
CONCLUSIONES	60
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	61

INTRODUCCIÓN

Hoy en día la demanda de la estética ha aumentado progresivamente, esto conlleva a los grandes avances en la odontología, que nos permite conocer acerca de los sistemas totalmente cerámicos que utilizan tecnología por sistemas asistidos por computador (CAD-CAM) y gracias a estos podemos obtener las restauraciones con mayor adaptación marginal, translucidez y biocompatibilidad. A pesar de ser más propensos a fracturarse.

Las restauraciones dentales necesitan una serie de parámetros para lograr el éxito y longevidad de las mismas, por ende es de suma importancia conocer las características de las preparaciones dentales que requieren los sistemas totalmente cerámicos.

La cerámica de zirconia, es un nuevo material que posee adecuadas propiedades como resistencia a la fractura y son una buena opción para elaborar coronas individuales, prótesis dental fija, restauración para implantes. Es necesario que el odontólogo esté familiarizado con el sistema de fabricación para recomendar este tipo de restauraciones y tener un buen pronóstico para restablecer la función y estética en los dientes.

El propósito de este trabajo de investigación bibliográfica es, que presenta grietas que influyen en la fractura de los núcleos, esto depende del proceso de fabricación, realizar una preparación dental con los parámetros referidos por la literatura es de gran éxito en cualquier restauración para garantizar la durabilidad de la misma, así como la manipulación y el tipo de cemento que se utiliza.

OBJETIVO

- ✚ Describir los factores que provocan la fractura de los núcleos de zirconia.



CAPÍTULO 1 GENERALIDADES

1.1 Definición

El zirconio proviene del árabe zargon, que significa “de color dorado”, es un elemento químico de transición. Forma el 0.028% de la corteza terrestre, es un metal que se presenta en forma de escamas cristalinas, duras y brillantes, muy resistente a la corrosión¹, refractario óptimo, con un punto de fusión elevado (2700°C), resistente al ataque químico de ácidos y bases fuertes².

1.2 Estructura química

El zirconio presenta tres formas de cristales, que son: monoclinica, cúbica y tetragonal³. Figura 1⁴.

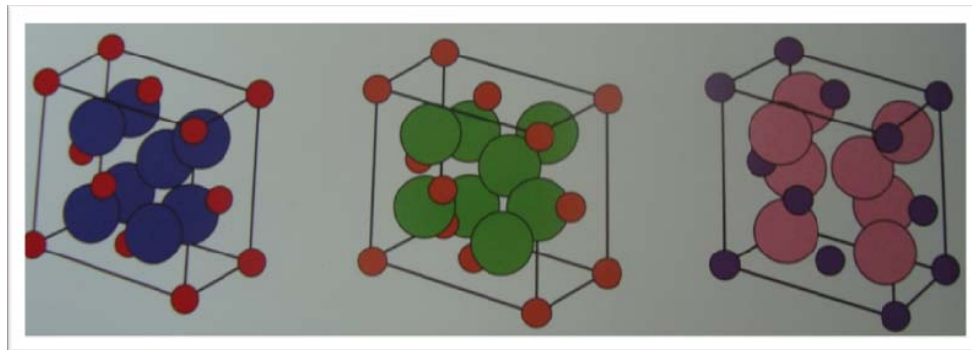


Figura 1 Retículos cristalinos de las tres fases de la zirconia

a) Monoclinico

b) Tetragonal

c) Cúbica.

Las formas cristalográficas presentan dependiendo su temperatura de fusión intervalos en las cuales cambian su estructura, geometría y dimensión específica.



A temperatura ambiente se encuentra en fase monoclinica estable hasta 1170° C, al aumentar la temperatura el retículo pasa a la forma tetragonal y la fase cúbica a una temperatura mayor a 2370° C.

Las tensiones generadas por la expansión originan grietas en la zirconia, que después de la sinterización en un rango de temperatura de 1500°C a 1700°C hará que se fracture a temperatura ambiente luego de su sinterización. Algunos elementos como el itrio, magnesio, cerio y calcio son utilizados como estabilizadores y permiten la retención de la estructura tetragonal a temperatura ambiente, disminuyen la propagación de las grietas y conducen a una alta dureza². Figura 2⁵.

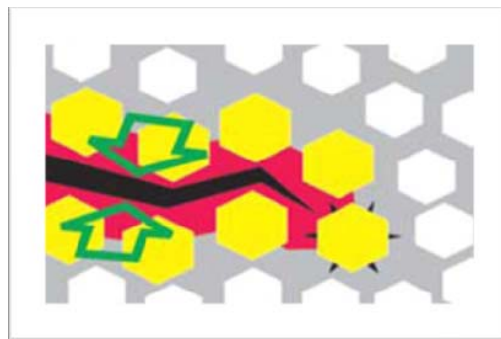


Figura 2 Representación esquemática del proceso de cambio de fase en el ZrO_2 .

La adición de un agente estabilizador con un 3% de Y_2O_3 (óxido de itrio) al ZrO_2 (óxido de zirconio) permite la sinterización de una cerámica en fase totalmente tetragonal, este material, es conocido como zirconia parcialmente estabilizada. En el margen de la propagación de una fractura a través de la cerámica se da un estado de energía de estrés. El estado de alta energía hace que el zirconio se transforme de una estructura cristalina tetragonal a la fase monoclinica. Debido a que la estructura cristalina monoclinica es de 3-5% mayor que el cristal tetragonal, situando una región de compresión. Este es un mecanismo importante para la dureza de la cerámica por que la transformación ocurre exactamente en la localización donde la fractura tiene que ser detenida, ayudando a combatir la propagación de la fractura.



Esta estructura refiere una transformación en la dureza del material y tiene la especial propiedad de inhibir las fracturas⁶.

1.3 Indicaciones³

- Subestructuras de coronas y puentes
- Carillas
- Material para postes intrarradiculares
- Componente de aditamentos implantológicos
- Fabricación de brackets
- Estructura para pónicos

1.4 Contraindicaciones

- Presencia de hábitos parafuncionales
- Fuerzas oclusales excesivas
- Mordida cruzada⁶.

1.5 Ventajas

Las ventajas de una corona totalmente cerámica son: estética superior, excelente translucidez y biocompatibilidad. La falta de estructura metálica le permite una reducción ligeramente más conservadora de la superficie bucal en comparación a una restauración metal cerámica.

1.6 Desventajas

Menor resistencia debido a la ausencia de metal. La superficie lingual o palatina requiere una reducción adicional que le da resistencia.



FACTORES QUE PROVOCAN LA FRACTURA DE NÚCLEOS DE ZIRCONIA ELABORADOS
POR SISTEMAS IN-CERAM ZIRCONIA® Y PROCERA ALL ZIRCON®.



Si la preparación dentaria es mal diseñada podría fracturarse. El diseño de la preparación brinda éxito mecánico. Es necesario un ángulo cavo superficial de 90° para evitar una distribución desfavorable de las tensiones y minimizar el riesgo de fracturas y desgastar las cúspides funcionales de los dientes antagonistas⁷.



CAPÍTULO 2 PROPIEDADES DE LA ZIRCONIA

2.1 Propiedades físicas de la zirconia

La zirconia tiene una apariencia blanca grisácea, sólida, con una densidad de 6511 kg/m^3 , con resistencia a la flexión de $>1000 \text{ MPa}$ y la dureza de vickers entre 1200-1400; punto de fusión de 2715° C y punto de ebullición de 4373° C .

2.2 Propiedades biológicas

Tabla 1¹.

Propiedades biológicas	
•	Biocompatibilidad con tejidos blandos y duros, favoreciendo la unión de fibroblastos, incremento de adhesión y proliferación de osteoblastos
•	Reducida adhesión bacteriana
•	Unión natural del diente con la encía
•	Buena estética

Tabla 1 Descripción de las propiedades biológicas.

2.3 Propiedades mecánicas de la zirconia

Los materiales cerámicos presentan una propiedad de resistir a la abrasión debido a su dureza. Una alta resistencia a la compresión, baja resistencia a la tracción y variable a la torsión, lo que las convierte en rígidas pero frágiles. La causa son las grietas en el material cerámico y la propagación de las mismas, así como la presencia de poros por una mala técnica en el procesamiento de cocción⁸.



2.4 Resistencia a la fractura

Es la capacidad de un material de resistir la propagación de una grieta interna. Esto es un indicio importante de la fiabilidad de los materiales clínicos. Las grietas que se desarrollan en la zirconia no ocasionan la fractura completa de la restauración⁹.

El fracaso de las cargas de las coronas totalmente cerámicas, están influenciados no sólo por la resistencia a la fractura de la composición de los materiales, sino también por la geometría de la prótesis, el tamaño y la localización de la falla (interfases de los materiales).

Nuevas técnicas y materiales dentales, se han introducido para la fabricación de restauraciones estéticas de cerámica con mayor resistencia. Permitiendo que estas restauraciones en zonas posteriores sean posibles, donde las fuerzas son muchos mayores en comparación de la región anterior y puede alcanzar 522 N en el individuo promedio. Figura 3¹⁰.

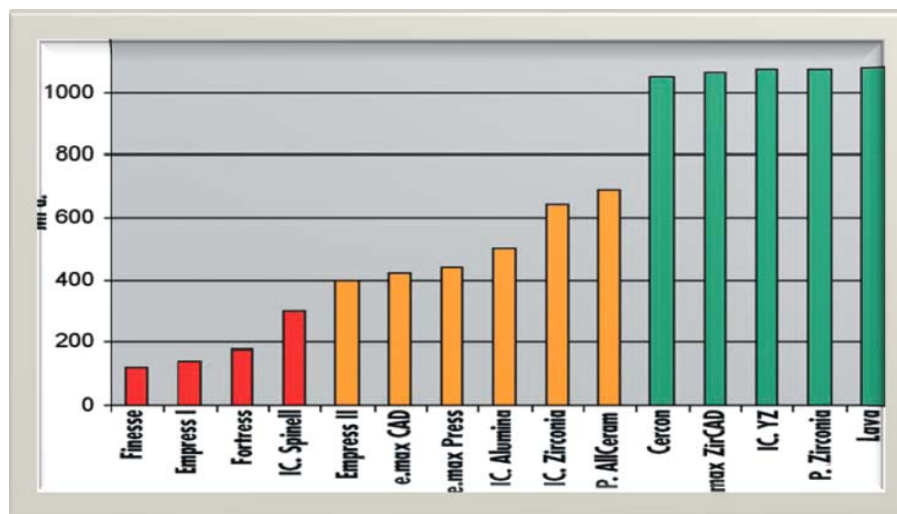


Figura 3 Resistencia a la fractura de distintos sistemas cerámicos (ISO 6872).



Los materiales cerámicos pueden soportar altos niveles de estrés sin fallos. Sin embargo, la influencia en la forma de la prótesis y diferentes propiedades de los materiales cambian la distribución de la tensión. La fuerza de la cerámica y prótesis depende del tamaño de las grietas microscópicas y poros. Estas fallas están siempre presentes y son intrínsecos al material, por ejemplo, límites de fase inducidos durante la fabricación de acabados, presencia de rayas y porosidades.

Una capa de cemento más gruesa aumenta el volumen del material y presenta menor módulo de elasticidad y menor fuerza en el sistema.

En el proceso se presentan zonas de ubicación de las grietas que disminuyen las propiedades de resistencia de la zirconia y por ende facilita la fractura de la misma: la primera se localiza en la unión de la porcelana y el núcleo, otra entre la capa de cemento y el núcleo.

El origen más frecuente de las fracturas se ubica en el centro de la interfaz del material más cercano al punto de carga o de la región de contacto. Las fallas en estos lugares se han predicado como el resultado de la tracción de la corona y la flexión¹¹.

2.5 Abrasión de la zirconia

La zirconia posee excelentes cualidades estéticas, biocompatibles, pero son frágiles (susceptibles a la fractura). La zirconia tiene dos tipos de defectos:

Grietas superficiales: producidas durante el tallado. Normalmente la fractura del material cerámico se produce desde la grieta de mayor tamaño, que determina la resistencia de la restauración. Figura 4¹².

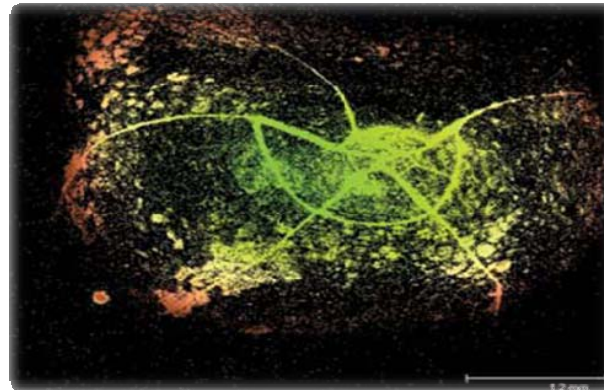


Figura 4 Microscopía láser confocal de barrido, imagen incisal después de la fractura, exhibiendo microfisuras (0.5 x 25 aumento).

Defectos de fabricación: producidas durante el proceso; son surcos o inclusiones generadas durante la sinterización. La sinterización al vacío reduce la porosidad de la zirconia.

Las propiedades mecánicas de la zirconia pueden ser significativamente afectadas por la rutina clínica y los procedimientos de laboratorio. Algunos tratamientos de superficie, la abrasión y las partículas de aire debilitan considerablemente las estructuras de zirconia, dañando la superficie que resulta en una disminución notable de la fuerza. Sin embargo, hay algunos informes sobre la abrasión de las partículas aerotransportadas, con partículas más pequeñas que pueden aumentar la resistencia a la flexión del óxido de zirconio.

Los defectos que se producen en la superficie de la estructura de la zirconia son grietas que se distribuyen. El pulverizado reduce igualmente la fuerza de la estructura de las cerámicas. Esto provoca que existan espacios que debilitan de manera significativa las restauraciones. Algunos estudios han reportado que el pulido es útil en el aumento de la fuerza de la cerámica, ya que elimina las fallas o disminuye las rugosidades de la superficie, inducida por molienda o abrasión de partículas de aire.



Por otra parte, varios estudios han reportado que la aplicación de un agente de unión de resina en la tensión superficial de las muestras de cerámica aumenta su fuerza flexural.

La fractura de la estructura de zirconia se asocia con la presencia de defectos en la superficie. Figura 5¹³.



Figura 5 Patrones de fractura de la cerámica de recubrimiento.

La abrasión de partículas aerotransportadas se utiliza para introducir una superficie limpia, rugosa que mejora la adhesión de cementos dentales o porcelanas de recubrimiento. Con respecto a daños en la superficie, la abrasión de partículas aerotransportadas dio lugar a la creación de grietas agudas que pueden ser adversas en el crecimiento de fisuras radiales en función. El pulido de las grietas disminuye la profundidad y tamaño de las grietas (10-35 μm).

La capacidad del cemento de resina para sellar y modificar los defectos de la superficie, posiblemente debidas a las tensiones de contracción de polimerización, que pueden crear fuerzas de compresión en las extremidades de la grieta. La aplicación del cemento de resina puede prevenir un área de la superficie dañada para actuar y concentrar el sitio de estrés o fatiga.



El agente de unión de la resina permite el fortalecimiento de la superficie de zirconia, ya que el adhesivo penetra en las grietas. El sitio de la grieta está asociado con las áreas sometidas a esfuerzos de tracción máxima.

La capacidad de restaurar defectos en la superficie de pulido y la aplicación de cemento de resina, mejora la resistencia a la flexión de las muestras de zirconia previniendo los defectos de la superficie, actuando en la concentración de esfuerzos¹⁴.

Debido a las propiedades específicas del óxido de zirconio, se han desarrollado cerámicas de recubrimiento especiales. A fin de evitar una tensión excesiva entre el material de la estructura y la cerámica de recubrimiento, generada durante el proceso de enfriamiento una vez cocida la masa de recubrimiento y como resultado de la contracción térmica, deben ajustarse recíprocamente los coeficientes de expansión térmica de ambos materiales. La cerámica tolera bien las tensiones de compresión, pero es muy sensible a la tensión por tracción, por eso el coeficiente de expansión térmica de la masa de recubrimiento debería ser inferior al del material de la estructura. La cerámica no debe ser sometida en ningún caso superficialmente a tensiones por tracción durante el enfriamiento, ya que de lo contrario las microfisuras originadas en la superficie por el procesamiento podrían avanzar hacia el interior de la cerámica y ensancharse hasta provocar una fractura.

El problema observado con mayor frecuencia en las restauraciones de óxido de zirconio son las cuarteaduras o las fracturas de la cerámica de recubrimiento (astillado). En un estudio clínico de puentes metal cerámicos, al cabo de 5 años de observación clínica la cifra de fractura en la cerámica de recubrimiento era de sólo el 2.5%.



A fin de minimizar la elevada tasa de astillado en la cerámica de recubrimiento, debería optimizarse no sólo la cerámica de recubrimiento, sino también el diseño de la estructura.

Gracias al perfeccionamiento del software, es posible influir en el diseño de las estructuras para apoyar la cerámica de recubrimiento.

Si las zonas de conector están correctamente diseñadas, se observan pocas o ninguna fractura de las estructuras de óxido de zirconio en prótesis fija.

Debido a la elevada tasa de astillado, a menudo se plantea la cuestión del diseño de la estructura de ZrO_2^{15} .

2.6 Translucidez

El valor de la estética de las coronas cerámicas está basado en la habilidad de armonizar con los dientes naturales. Factores ópticos claves permiten una agradable armonía de color, textura de la superficie y translucidez. La translucidez ocurre cuando un rayo de luz pasa a través de un material y es en parte disperso, reflejado y transmitido a través del objeto. El ojo humano es capaz de percibir mínimas variaciones en color.

En los núcleos de zirconia, los colores de las capas más profundas de los dientes se transmiten a la superficie. Por lo tanto, en una corona cerámica translúcida se utiliza un cemento de color, la luz que es reflejada contiene el color dominante de la dentina, creando una apariencia natural y estética de la restauración que combina armoniosamente con los dientes y tejidos circundantes.



La translucidez y el color de una restauración de cerámica dependen de las diversas características de la cerámica y el núcleo. Figura 6⁴.



Figura 6 Núcleos de zirconia.

La translucidez es inversamente proporcional al espesor de la capa de cerámica que se transmite por el haz de luz y está fuertemente influenciada por la dispersión de la luz. La dispersión de la luz es generada por muchos factores, tales como los índices de refracción diferentes entre las fases de cerámica, huecos y porosidades, alto contenido cristalino, el número y tamaño de cristal, especialmente cuando las partículas de cristal son ligeramente mayores que la longitud de onda de la luz incidente. La zirconia y la cerámica de alúmina, con gran contenido cristalino, tienen un efecto de máxima dispersión. Por lo tanto aparecen relativamente opacos a la luz visible¹⁶.

La diferencia de la translucidez entre diversas compañías que elaboran núcleos de zirconia se debe a los procesos de la estructura cristalina de la cerámica, irregularidades en la distribución de las fases, defectos o huecos en los límites de los granos, anisotropía óptica de los granos, tamaño mayor que la longitud de onda de la luz, diferentes índices de refracción entre las partículas y su composición química pueden dar lugar a la dispersión de la luz. Muchos materiales cerámicos tradicionales muestran interesantes propiedades ópticas cuando el tamaño del grano de cerámica sinterizada es de tamaño nanométrico.



El tamaño de grano de óxido de zirconio puede ser modificado por el fabricante con dopantes y por varias condiciones de sinterización (presión de sinterización, temperatura, y tiempo). Sin embargo, la imposibilidad de la transición de fase cuando el tamaño de grano es inferior a aproximadamente $0.2 \mu\text{m}$ parece limitar el uso de pequeñas dimensiones. Casolco y colaboradores, recientemente describieron una técnica para obtener la cerámica de zirconia translúcida, de color ámbar a color rubí con polvos nanoestructurados. Los materiales resultantes tienen un tamaño de grano de 55 nm , y en forma parcialmente estabilizada son transparentes y de color ámbar, la resistencia a la fractura de 8.1 MPa indica que estos materiales podrían ser desarrollados para aplicaciones dentales¹⁷.

No obstante, incluso la cerámica de zirconia menos translúcida podría ser útil para los dientes posteriores, o los dientes anteriores, cuando un efecto de enmascaramiento de la estructura dental subyacente se desea, por ejemplo, cuando los dientes están preparados de color oscuro o cuando la fibra de carbono y los postes de metal se utilizan como núcleo central.

Otra variable que puede modificar la transparencia es el sombreado de la estructura por medio de técnicas de coloración diferente. El zirconio, con su alto índice de refracción se considera un material opaco, usado como opacificante en esmaltes y rellenos de resina compuesta. En las restauraciones dentales, el óxido de zirconio sin sombra de afrontamiento y las estructuras son directamente recubiertas con cerámica translúcida para proporcionar resultados estéticos. El núcleo de óxido de zirconio puede simular el efecto de la dentina opaca de los dientes naturales, permitiendo una apariencia agradable, sin embargo el alto valor del color opaco blanco o marfil de esta cerámica, a veces es necesario reducir o enmascarar el uso de sales u óxidos colorantes.



La zirconia puede ser coloreada mediante infiltración, precoloreada en un estado de polvo microcristalino o superficie de color mediante la aplicación de un revestimiento. Las técnicas de coloración puede reducir la transparencia y las propiedades del óxido de zirconio mecánico, sin embargo, la infiltración con acetato de cerio al 5% y cloruro de Bismuto al 1% puede permitir la coloración de cerámica, sin reducir la resistencia a la flexión de cerámica.

La apariencia estética de una restauración cerámica es un fenómeno multifactorial. El efecto de la translucidez puede ser alterado por el grosor, color, textura de la superficie de la cerámica, técnica de coloración de la estructura, la opacidad y el color del cemento sellador¹⁸.

2.7 Adaptación marginal

La adaptación marginal es definida como la distancia entre la línea de preparación del diente al margen de la restauración o el grado de proximidad de una restauración al diente preparado¹⁹; es un factor determinante para el éxito a largo plazo de cualquier restauración dental. La falta de ajuste, es potencialmente perjudicial para el diente y el tejido periodontal. Restauraciones con márgenes imperfectos provocan espacios que a su vez facilitan la adhesión de las bacterias orales, que pueden causar caries secundaria o irritación traumática de la encía. Además, las restauraciones mal ajustadas afectan la resistencia y por consiguiente reduce su duración. Distintos valores han sido propuestos en la literatura como la anchura del espacio marginal máximo admisible, en función del tipo de restauración. Algunos autores definen clínicamente los valores aceptables de la unión marginal después de la cementación menor a 150 μm .

La discrepancia marginal de las restauraciones dentales puede ser evaluada por una variedad de técnicas así como inspección directa,



seccionamiento, réplicas de sondeo, una exploración visual y examinación. El laser videográfico es una técnica segura para la evaluación de discrepancias marginales. Un número limitado de estudios en la adaptación marginal de los sistemas totalmente cerámicos para la prótesis dental fija mostraron clínicamente valores aceptables.

Tinschert y colaboradores reportan un promedio de discrepancia marginal entre 61 μm y 74 μm para las estructuras de prótesis dental fija de óxido de zirconio. Wolfart y colaboradores investigaron en un estudio in vivo la discrepancia marginal de 89 y 130 μm . Reich y colaboradores indican un rango entre 65 μm para tres unidades de cerámica de óxido de zirconio en estructuras de prótesis dental fija²⁰. Figura 7⁴⁰.



Figura 7 Adaptación marginal de coronas cerámicas.

2.8 Biocompatibilidad

Es la capacidad de un material de producir una respuesta biológica adecuada en un cuerpo²¹. La biocompatibilidad de las cerámicas, considera las reacciones entre el material y los tejidos corporales.

Muchos datos reportados sobre el zirconio demuestran la ausencia de toxicidad aguda de la cerámica en polvo o en forma de discos sobre



diferentes líneas celulares: macrófagos, linfocitos, fibroblastos y osteoblastos. Figura 8²².

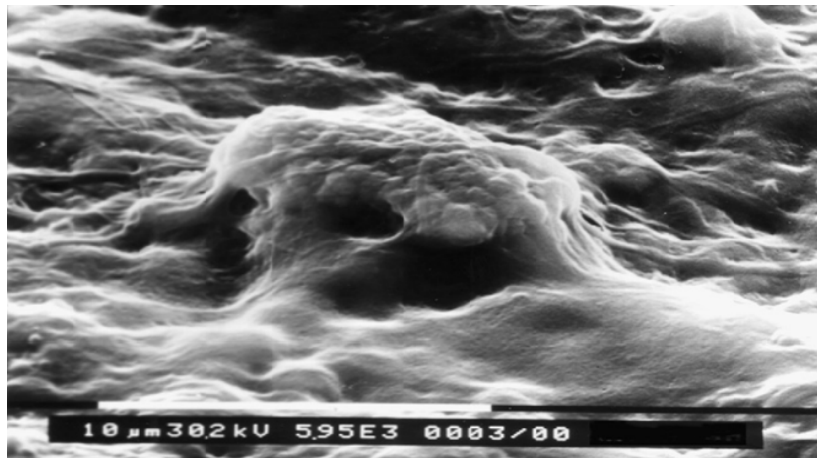


Figura 8 Microscopía electrónica de barrido (SEM) de fibroblastos cultivados en zirconia: las células crecen en su conjunto. (Ampliación 7400T).

La microscopía óptica ha demostrado que los osteoblastos proliferan y forman estratos celulares que están en íntimo contacto con la zirconia y la alúmina. Las observaciones con el microscopio electrónico de barrido (SEM) han mostrado una buena colonización y adhesión de los osteoblastos cultivados sobre el zirconio y la alúmina con una forma poligonal.

El zirconio es un material químicamente inerte y por tanto es posible un tratamiento superficial hecho para aumentar la estabilidad a largo plazo.

La biocompatibilidad del zirconio en forma densa libera partículas que pueden formar reacciones inflamatorias e inmunológicas.

2.9 Estética

La estética dental es muy subjetiva, pero se refiere a imitar o darle al diente artificial, características del diente natural. Figura 9²³.



Figura 9 Restauraciones cerámicas.

Las restauraciones estéticas implican la ausencia de metal. En los últimos años existe un auge y gran diversidad de sistemas cerámicos.

Existen varios factores que pueden involucrar en la estética de los dientes como el color, forma del diente, textura, posición. Por tanto el dentista debe valorar todos los aspectos que influyan para decidir cuál es la restauración que se recomienda para su caso en particular que soporte las fuerzas de oclusión y masticación y proporcione de esta forma longevidad clínica²⁴.

La cerámica tiene la capacidad de reproducir características estéticas agradables y la vitalidad de los dientes naturales. Sin embargo, aunque es resistente a la compresión, la cerámica puede ser intrínsecamente frágil y débil cuando se coloca bajo tensión y fatiga.

Hasta ahora, el suministro de la estructura de metal para apoyar la cerámica ha permitido el uso de color de los dientes de coronas en las áreas de carga. La demanda estética ha dado como resultado el desarrollo de restauraciones totalmente cerámicas adecuadas para dientes posteriores²⁵.



CAPÍTULO 3 CARACTERÍSTICAS DE LOS METALES USADOS EN LAS CORONAS METAL-PORCELANA

3.1 Definición

Algunos metales se originan de los minerales. Los metales son elementos químicos que poseen propiedades físicas: son sólidos a temperatura ambiente, a excepción del mercurio que es líquido, opacos, buenos conductores eléctricos y térmicos, maleables, con gran resistencia y presentan buenas propiedades mecánicas.

El uso de los metales en odontología son variados incluyen la fabricación de aparatos protésicos, coronas temporales y permanentes.

3.2 Indicaciones

Los metales se pueden combinar con otros metales para dar origen a las aleaciones. Las aleaciones vaciadas se usan en el laboratorio dental para producir:

- Incrustaciones
- Coronas
- Elementos de retención intrarradiculares o pernos
- Prótesis parcial removible

Aleaciones como el oro, paladio, plata, níquel, cobalto y titanio, entre otras.



3.3 Propiedades físicas

Las aleaciones presentan propiedades como son:

- ♣ Expansión térmica: es un aumento de volumen del metal debido al incremento de temperatura
- ♣ Color: varía de gris, plata, amarillo
- ♣ Densidad: es la relación que existe entre la masa de un cuerpo y su volumen. Las aleaciones de metales nobles coladas tienen una densidad media de 7-8 g/cm³
- ♣ Punto de fusión: es la temperatura a la cual el metal se funde. La mayoría de las aleaciones básicas se funden a una temperatura de 1400-1500°C, mientras que las de níquel-cromo funden a 1275°C
- ♣ Maleabilidad: es la capacidad que tienen los metales a deformarse ante las fuerzas compresivas²⁶.

3.4 Propiedades mecánicas

Las aleaciones metálicas presentan propiedades mecánicas como: resistencia a la flexión, elongación, modulo de elasticidad, dureza y resistencia a la corrosión.

3.4.1 Resistencia a la flexión

Indica la deformación permanente de las aleaciones dentales, estas presentan una resistencia a la flexión de 415 MPa para poder soportar la deformación.

3.4.2 Elongación

La presencia de una pequeña microporosidad puede afectar la elongación. Por tanto existen variaciones entre las aleaciones coladas.

En las aleaciones de cobalto-níquel-cromo, si se incrementa la proporción de níquel y se reduce la de cobalto aumenta la ductibilidad y la elongación.



3.4.3 Módulo elástico

Cuanto mayor es el modulo de elasticidad, mayor rigidez tendrá una estructura. Presentando valores de 218 (GPa).

3.4.4 Dureza

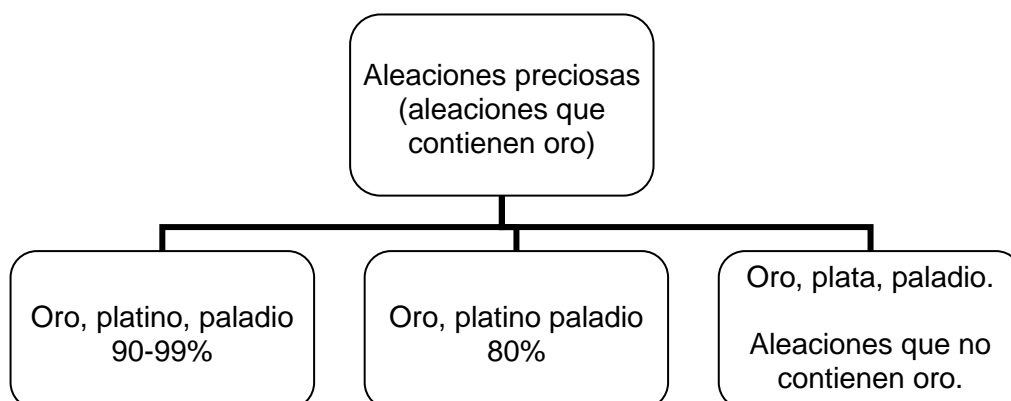
La dureza indica la facilidad de acabado de una estructura y la resistencia a la abrasión durante su uso. Al pulirlas con un sistema electrolítico, se decapan las restauraciones coladas de metales básicos, y solo se elimina de la superficie una cantidad muy pequeña de aleación. El decapado deja al descubierto una nueva superficie, mas lisa que de la de la superficie colada, ya que las superficies rugosas se decapan más que las lisas.

3.4.5 Corrosión

Las pruebas de corrosión in vitro presentan variables, como los efectos de la saliva, la composición y microestructura de las aleaciones y el estado de la superficie del metal. Las aleaciones de Ni-Cr liberan una cantidad de iones metálicos hasta tres veces mayor cuando se combina la corrosión con el roce oclusal²⁷.

3.5 Aleaciones de metal base

Las aleaciones usadas en odontología se clasifican en aleaciones preciosas que presentan o no oro, en su composición.





Aleaciones Oro, Platino, Paladio (90-99%)

Función de cada componente.

Oro:

- ◆ Punto de fusión de 1.065°C
- ◆ Alto coeficiente de expansión térmica
- ◆ Alta densidad

Paladio:

- ◆ Baja el coeficiente de expansión térmica
- ◆ Aumenta la resistencia
- ◆ Aumenta el punto de fusión a la aleación.

Platino:

- ◆ Aumenta la resistencia y la dureza.

Se recomienda para la confección de coronas de dientes anteriores debido a que no da el color grisáceo en el margen gingival, típico de otros sistemas de aleaciones.

Aleaciones de Oro, Paladio, Plata.

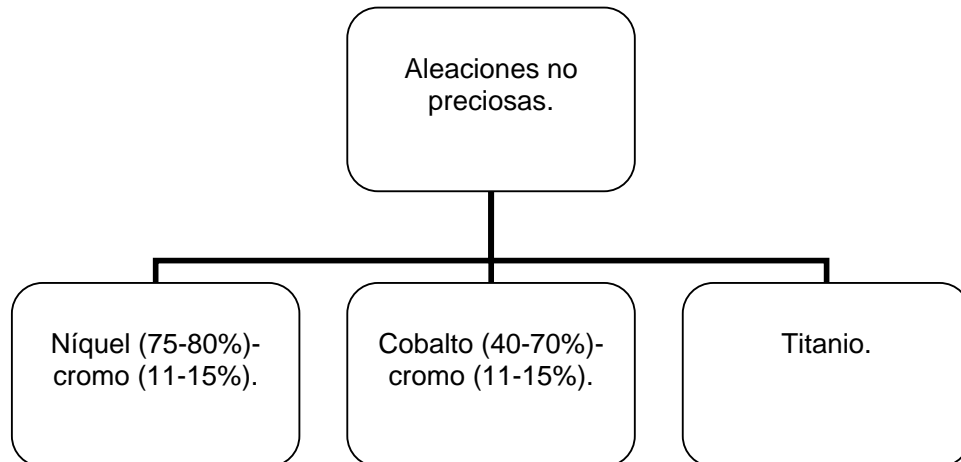
Debido a su alto contenido de paladio, el rango de fusión es de 1200° C a 1260° C.

Aleaciones Plata, Paladio.

Estas aleaciones son difíciles de colar, no producen los márgenes delgados, presenta menos dureza y mayor corrosión. El color grisáceo de la aleación puede observarse especialmente en el borde gingival.



Y las no preciosas que se utilizan con frecuencia por el costo de las mismas.



Aleaciones Níquel, Cromo.

El color de estas aleaciones es plateado, con un punto de fusión que oscila entre 132-1343°C. La densidad es de 8.0 gr/cm³.

Las aleaciones de cromo cobalto, no muestran corrosión, además de tener baja densidad, alto módulo de elasticidad y son resistentes a pigmentarse.

Las aleaciones de metal base son económicas, de gran densidad, dureza, rigidez y resistentes a la corrosión. Pero la técnica de la aleación es sensible en la fundición, la adhesión a la porcelana y decoloración de la porcelana²⁶.



3.6 Dureza de los metales

Tabla 2 ²⁷

Propiedad	Aleación de alta nobleza.	Co-Cr	Ni-Cr-Be	Ti
Biocompatibilidad	Excelente	Excelente	Adecuada	Excelente
Densidad	14 g/cm ³	7.5 g/cm ³	8.7 g/cm ³	4.5 g/cm ³
Modulo elástico	90 GPa	145-220 GPa	207 GPa	103 GPa
Resistencia	Pobre	Excelente	Excelente	Excelente
Unión a la porcelana	Excelente	Adecuada	De buena a excelente	Adecuada

Tabla 2 Propiedades de las aleaciones usadas en odontología

3.7 Comparación con las restauraciones totalmente cerámicas

Las ventajas de los materiales totalmente cerámicos sobre los de metal cerámica incluyen: el color de los dientes y el esmalte se asemejan como transparencia. La principal desventaja es su capacidad de carga inferior en comparación con los metales. Como consecuencia, se han aplicado tradicionalmente en las áreas de fuerzas de menor carga.

Hoy en día, la cerámica de diversos tipos está disponible para su uso en la odontología reconstructiva. Además de la cerámica de vidrio convencional, las nuevas cerámicas de alta resistencia como alúmina o zirconia se han introducido. La cerámica vitrocerámica presenta buenas propiedades físicas y ópticas. La cerámica de alúmina y zirconia tienen mayor estabilidad, y baja translucidez. Por lo tanto estos materiales están indicados para realizar núcleos en prótesis dental fija y coronas en zonas de carga. Revisiones periódicas en la literatura sobre los sistemas totalmente cerámicos y de metal cerámica, han revelado que las coronas hechas de cerámica, presentan un incremento en la estabilidad en proporción al de las coronas de metal cerámica.



La conservación y duración de los sistemas cerámicos utilizados como prótesis dental fija fue significativamente menor que las restauraciones de metal cerámica. Esto principalmente a las reconstrucciones de las cerámicas, ya que presentan fracturas en el área conectora. Después de cinco años de seguimiento clínico 10 a 12% presentaron fracturas en las estructuras cerámicas. Las restauraciones metal cerámica presentaron un control después de 10 años de fractura de 8 a 10%. Basados en estos datos, podemos inferir que las estructuras de metal cerámica, son una buena opción de restauración que distribuye las cargas adecuadamente.

La alta resistencia de la cerámica de zirconia tiene el potencial de ser aplicado como un material alternativo al metal para la fabricación de estructuras para prótesis fija en la sección posterior. La zirconia presenta resistencia a la fractura y a la dureza en comparación a las otras cerámicas (alúmina, disilicato de litio). Varios estudios clínicos han mostrado resultados alentadores con estructuras de zirconia después de períodos de observación de 3 a 5 años. Las razones del fracaso de las prótesis fija fueron principalmente las complicaciones biológicas, tales como caries secundaria y la fractura de la cerámica de recubrimiento.

Estos son los mismos tipos de complicaciones que conducen a la pérdida de las prótesis de metal cerámica. Figura 10²⁸.



Figura 10 Coronas con núcleo metálico y de zirconia.



Estudios realizados en una prótesis parcial fija de metal cerámica con tres años en función no existen diferencias significativas entre la restauración con núcleo de zirconia y núcleo de metal. Sin presentarse fracturas en la estructura de cerámica o de metal. Por lo tanto, la tasa de supervivencia fue del 100% para ambos tipos de prótesis parcial fija. Además, no se encontró complicaciones técnicas o biológicas entre los dos tipos de prótesis parcial fija.

Durante el período de observación, la prótesis parcial fija en la parte posterior con estructuras de zirconia muestra un resultado similar a las estructuras de prótesis de metal. La exitosa colocación de las restauraciones en la zona posterior con sistemas totalmente cerámicos se basa en los resultados de estudios clínicos.

Las estructuras de zirconia tienden a presentar con frecuencia astillas o fracturas en la cerámica de recubrimiento. En contraste con la prótesis dental fija de metal cerámica que muestra menor tasa de astillado del metal que la cerámica.

Los factores de las fracturas de recubrimiento son la compatibilidad térmica de la cerámica de recubrimiento y la zirconia, los diferentes tratamientos de superficie de las estructuras, la resistencia a la flexión de la cerámica de recubrimiento, y la resistencia de la unión entre la cerámica de recubrimiento y de la zirconia. El análisis de la dirección de propagación de grietas revela que el astillado en la mayoría de las prótesis fijas se originan a partir de una rugosidad de la cerámica en las cúspides de la cara oclusal del diente. Otro de los factores clínicos a considerar con respecto al riesgo de desprendimientos en la cerámica de recubrimiento es el diseño de la estructura, que idealmente proporciona espacio para un espesor uniforme de la cerámica de recubrimiento²⁹.



La preparación del diente es un factor determinante para alcanzar resultados estéticos y cosméticos satisfactorios. La reducción de la estructura dental debe ser suficiente para permitir acomodar las espesuras requeridas del metal y de la porcelana. La restauración metal cerámica presentan sobrecontorno, exposición de una cinta metálica, opacidad, y provocan reacción inflamatoria de la encía alrededor del margen cervical.

Estos problemas pueden surgir de una preparación dental insuficiente. El sobrecontorno de la restauración metal cerámica es uno de los errores más comúnmente encontrados. La posición, forma y contorno de los dientes anteriores son factores importantes para el arreglo estético, y están influenciados por las características del paciente, como el sexo, la edad y la personalidad³⁰

Las restauraciones de cerámica sin metal están adquiriendo una importancia creciente.

Poseen la ventaja, sobre las restauraciones metal cerámicas, de que al prescindir de la estructura metálica gris puede alcanzarse una estética muy natural incluso si el espacio disponible es escaso¹⁵.
Figura 11³¹.



Figura 11 Núcleos metálicos y de zirconia.



CAPÍTULO 4 SISTEMA CAD-CAM

4.1 Definición

El termino CAD significa (Computer Aided Design), es decir el diseño asistido por computador y la palabra CAM (Computer Aided Manufacturing) es la fabricación de la restauración con un sistema de fresado asistido por computador³².

Las primeras aplicaciones en odontología se desarrollaron por el doctor Werner Mörmann de la Universidad de Zurich y Marco Brandestini de Brains Inc. en suiza en 1983 fabricaron la primera restauración cerámica realizada en el consultorio dental.

La tecnología CAD / CAM se basa en la exacta predicción de dimensiones para compensar la contracción de sinterización. Es altamente reproducible y utiliza un método para la fabricación de estructuras en base a geometrías individuales de un material cerámico presinterizado.

El sistema CAD-CAM ofrece una alternativa para disminuir la variabilidad de la reproducción del color en la fabricación de restauraciones cerámicas. El desarrollo y la optimización de estas técnicas permiten utilizarlas de forma más individualizada para las necesidades y la diversidad de los materiales. Y se utilizan para fabricar prótesis con ajuste marginal preciso⁶



4.2 Ventajas

La tecnología CAD-CAM ha simplificado los procedimientos para la elaboración de restauraciones dentales, obteniendo una resistencia y calidad similar a las restauraciones convencionales. La elaboración de cofias de zirconia mediante el sistema CAD-CAM busca mejorar la estética, resistencia a la fractura y la adaptación marginal para lograr que la restauración dure un periodo de tiempo aceptable

Esta nueva tecnología está diseñada para facilitar los procesos odontológicos, en ningún momento reemplaza el conocimiento y habilidad del odontólogo, pues es necesario incorporar los conocimientos tradicionales y así ejecutar las modificaciones para el diseño de la preparación y que las restauraciones presenten alta calidad y duración³².

4.3 Fases de elaboración

Los diseños son desarrollados a través de un programa software que puede fabricar formas biotridimensionales, cada una correspondiente a un archivo digital. Los archivos más complejos, dependen de un hardware. Actualmente este software representa objetos digitales con un detalle extremo y en perspectivas diferentes, de seguir medidas exactas, de aumentar o reducir y de simular el comportamiento mecánico en relación con las formas, con las dimensiones, propiedades físicas y fuerzas que se aplican.

La transformación del objeto digital a objeto material ocurre a través del uso de sistemas de maquinaria robotizada (tecnologías llamadas CAM) que convierten las formas desarrolladas en computador en objetos reales.

Es necesario disponer un programa software para diseñar un pilar y sobre este una cofia para realizar una pieza protésica.



Los programas CAD guían de manera obligada la proyección de la pieza, que inicialmente se realiza burdamente, luego es detallado y tallado con el instrumento software y perfeccionado con la lectura de la línea terminal. El software realiza una proyección de la cofia de un espesor uniforme de 0.5 mm que puede ser modificada por el operador aumentando el espesor en algunas partes para seguir con la fase de la cerámica. Todos los programas permiten observar modelos desde todos los puntos de vista, inclinándolos, rotándolos y aumentándolos. Durante la fase de proyección, los programas permiten un monitoreo de las secciones de las cofias, para valorar los espesores y los perfiles.

Los sistemas elaborados por sistema CAD-CAM constan de tres fases.

- a) Digitalización de la preparación dental obtenida por medio de un escáner
- b) Diseño de la restauración mediante un programa de computador
- c) Maquinado de un bloque cerámico obteniendo la restauración.

4.3.1 Digitalización

Es el método en el cual se obtiene el registro tridimensional de la preparación dental a través de un escáner, encargándose de obtener información (registros oclusales, preparación de los dientes), que será procesado y transformado en datos digitales para obtener la restauración diseñada.

- a. Escáner óptico: obtiene las estructuras a través de la triangulación activa que es cuando el sensor del escáner capta la información.
- b. Escáner mecánico: a través de una impresión de la preparación dentaria, el modelo es leído por un sensor o bola de zafiro recorriendo la estructura cada 200 μm en cada ángulo de rotación.



La información es transmitida al programa obteniendo una imagen tridimensional.

4.3.2 Programa de diseño

Se detectan las líneas de terminación cervical y la conformación de los pilares. El diseño de la restauración es guardado en un archivo y se envía al equipo de procesado para que se maquine la estructura.

4.3.3 Equipo de maquinado

Un robot es encargado de procesar los datos de digitalización y de transformar la información del diseño en la estructura protésica.

- ∴ Maquinado con bloques presintetizados: bloque de zirconia-ytria, con baja sinterización, presenta mayor contracción
- ∴ Maquinado con bloques sinterizados: bloques bajo cocción completa. Las fresas de diamante o carburo son irrigados con un líquido frío evitando el sobrecalentamiento de el bloque². Figura 12⁴.



FACTORES QUE PROVOCAN LA FRACTURA DE NÚCLEOS DE ZIRCONIA ELABORADOS POR SISTEMAS IN-CERAM ZIRCONIA® Y PROCERA ALL ZIRCON®.



(a)



(b)



(c)



(d)



(e)



(f)



(g)

Figura 12 Ejemplo del proceso de lectura del escáner y proyección de un pónico. (a) Modelo y pilar insertados en el escáner al mismo tiempo. (b) Primera propuesta gráfica de las estructuras anatómicas que se van a rehabilitar. (c) Resultado de los pilares. (d) Visualización de algunos artefactos potenciales al escáner. (e) Resultado de las cofias. (f) Resultado de la subestructura. (g) Imagen de la estación de trabajo.



4.4 Producción directa in-house y outsourcing

Cuando la proyección se termina es posible guardar el proyecto. El archivo digital es utilizado por el sistema CAM donde el aparato después de la calibración de las fresas y de las características del material base, realiza el fresado de la pieza.

La producción según los sistemas, in house, se realiza en el laboratorio y ocupan una fresadora, horno, o en una modalidad externa, llamado outsourcing, que envía a un centro especializado los archivos con la información para la fabricación de la pieza. Transforma la producción de artesanal a industrial conservando las características del dispositivo sobre medidas⁴.



CAPÍTULO 5 SISTEMAS DE FABRICACIÓN

5.1 Selección de los sistemas totalmente cerámicos

El objetivo principal de recomendar restauraciones totalmente cerámicas, es conseguir el mejor resultado estético posible.

Seleccionar el sistema apropiado dependerá de la translucidez de los dientes adyacentes, la decoloración del diente que esta restaurado y si los dientes anteriores o posteriores están sometidos a tensiones.

Un sistema cerámico más opaco, con núcleo de alta resistencia no es buena opción para los dientes muy translucidos. En cambio cuando hay fracturas, tienen preferencia los materiales de mayor resistencia. El potencial de abrasión del esmalte opuesto, sobre todo en pacientes con hábitos parafuncionales.

La zirconia permite una translucidez máxima, consiguiendo una corona con baja cromaticidad y con un efecto de mimetismo que le permite fundirse a la perfección con los dientes adyacentes.

La resistencia a la fractura de las coronas totalmente cerámicas se basa en el soporte adecuado de la preparación, la resistencia del material de la corona y el tipo de cemento. La resistencia de la porcelana está influida por la presencia de imperfecciones en la superficie que actúan como desencadenantes de estrés produciendo un ensanchamiento y propagación de microgrietas a través del material partiendo de la superficie.



Muñoz y colaboradores describen una relación inversamente proporcional entre la cantidad de porosidades y la resistencia: a mayor porosidad, menor resistencia a la fractura.

5.1.1 Indicaciones para un tratamiento correcto

Es relevante seguir los tratamientos después del ciclo de sinterizado de modo correcto, ya que la causa de la transformación de las estructuras cristalinas provoca el envejecimiento precoz del material y lo expone a fracturas y rupturas.

Una preparación correcta permite inserciones pasivas, precisas y posicionadas de manera correcta, evitando fracturas.

La toma de impresión debe tener características de alta calidad con márgenes bien definidos, en ausencia de compresión con buenos detalles.

Diseñar la estructura con espesores correctos, y donde la cubierta de la cerámica sea la indicada.

5.2 Sistema In Ceram Zirconia®

El sistema In-Ceram ® fue creado en el año de 1984 por Michael Sadoum. Este sistema utiliza un material de aluminio en forma de pasta que es sinterizado y posteriormente sometido a infiltración de vidrio. Estructuralmente está compuesto de 70% de óxido de aluminio y 25% de óxido de zirconio lo que le proporciona valores de resistencia a la flexión y agradable estética

Esta estructura es recubierta con cerámica feldespática para generar la restauración dental. Figura 13⁴².



Figura 13 Estructura de una Prótesis Parcial Fija con el sistema Vita In-Ceram Zirconia®.

5.3 Procedimiento para la elaboración de los bloques de zirconia

In-Ceram® Zirconia utiliza una mezcla de óxido de zirconia y óxido de alúmina como material para la realización de la cofia. Se esparcen los componentes sobre un troquel refractario poroso y se calienta en un horno para la fabricación de la cofia parcialmente sinterizada, es infiltrado con un vidrio a 100° C durante 4 horas para eliminar los poros y endurecer el núcleo colado.

El proceso de sinterización inicial para el núcleo de alúmina provoca una contracción mínima debido a que la temperatura y el tiempo son suficientes para la unión entre las partículas. Así la adaptación marginal y su ajuste deben ser adecuados debido a la mínima contracción del material. Figura 14³⁴.

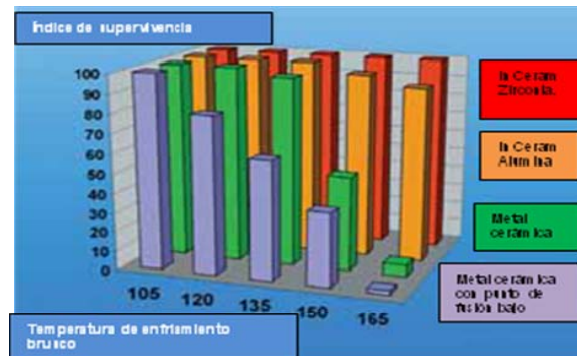


Figura 14 Índice de supervivencia de distintas coronas tras realizar una prueba de resistencia a los cambios de temperatura.



Debido a su gran opacidad no está recomendado para prótesis anteriores. Sin embargo, debido a su gran resistencia y dureza, pueden usarse para coronas posteriores o para prótesis dental fija posterior.

El In-Ceram® Zirconia presenta una opacidad que dificulta su aplicación en regiones que exigen propiedades ópticas perfectas, como son los dientes anteriores.

Presenta valores de resistencia a la flexión de cerca de 750 MPa gracias al óxido de Zirconia tetragonal que aumenta la resistencia del material a la propagación de fisuras.

La adición de óxido de zirconio parcialmente estabilizado a In Ceram Zirconia® aumenta las propiedades físicas (fuerza flexural, resistencia a la fractura y propiedades de resistencia-fatiga) del material.

Ya que las restauraciones están sujetas a millones de cargas subcríticas (fatiga cíclica) a través de la masticación. Los factores tal como corrosión por tensión y fallas en el material residual también afectan la fuerza final de un material acabado.

El incremento de las propiedades físicas se puede atribuir a un proceso denominado transformación de la fase. La zirconia parcialmente estabilizada tiene una configuración de cristal tetragonal. Cuando se aplica una fuente de energía externa a la zirconia, como en acabado mecánico, el material de zirconia experimenta una transformación de fase a una forma de cristal diferente (monoclínica). 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, en el caso de restauraciones completamente de cerámica, la transformación de fase tiene el potencial para restaurar grietas microscópicas sellándolas con el volumen adicional de cristal monoclínico.



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.

5.4 Indicaciones

- ✓ Corona individual anterior y posterior
- ✓ Corona individual y prótesis de tres unidades sobre implantes
- ✓ Prótesis de cuatro unidades con dos pónicos en el sector anterior
- ✓ Prótesis de tres unidades con un pónico en el sector anterior
- ✓ Prótesis fija de tres unidades en la región anterior y posterior³⁹.
- ✓ El diente debe estar relativamente intacto y debe tener suficiente estructura coronal para soportar la restauración.

5.5 Contraindicaciones

- ✓ Dientes con coronas clínicas cortas
- ✓ Falta de soporte de la preparación dental a la porcelana
- ✓ Hábitos parafuncionales
- ✓ No están indicadas las preparaciones dentales con terminaciones en chamfer, terminaciones en filo de cuchillo o biseladas
- ✓ En espacios protésicos amplios sujetos a grandes esfuerzos masticatorios, o con espacio interoclusal reducido como medida de seguridad. El uso de prótesis con infraestructura metálica todavía son necesarias en los días actuales.
- ✓ Escasa presencia de sustancia dura.



5.6 Consideraciones clínicas

Debido a las características de fuerza, las coronas posteriores de una unidad, son la indicación para el sistema In Ceram Zirconia. Se debe considerar una prótesis fija posterior de tres unidades, con cerámica de zirconia solamente en situaciones donde se puedan obtener dimensiones óptimas³³.

5.7 Preparación dental

El diseño de la preparación dental es imprescindible para la realización y confección de restauraciones, las restauraciones totalmente cerámicas necesitan de mayor detenimiento en la técnica del preparado.

Para realizar la preparación dentaria se utilizan las siguientes fresas.

- Fresas de diamante cónica estrecha de punta redonda de granos medio y grueso (0.8 mm)
- Fresa de diamante cónica de punta cuadrada y grano medio (1.0 mm)
- Fresa de diamante en forma de balón
- Piedras y fresas de carburo⁷.

Secuencia clínica de las preparaciones dentarias para coronas totalmente libres de metal:

- ⇒ Eliminación de caries y materiales de envolvimiento preexistentes, substituyéndolos por materiales adhesivos a la dentina. (Ionómero de vidrio o materiales resinosos)
- ⇒ Reducción oclusal, suficiente para garantizar la resistencia estructural al material restaurador, variando de 1.5 a 2.2 mm
- ⇒ Reducción de la superficie axial variando de 1.3 a 1.5 mm con expulsión alrededor de 8 a 10°
- ⇒ La terminación de la preparación dentaria para la mayoría de los materiales libres de metal debe ser en bisel, con una



reducción de alrededor de 1.5 mm, siendo preconizado para las coronas In-Ceram® un hombro redondeado³⁸. Figura 15⁴.

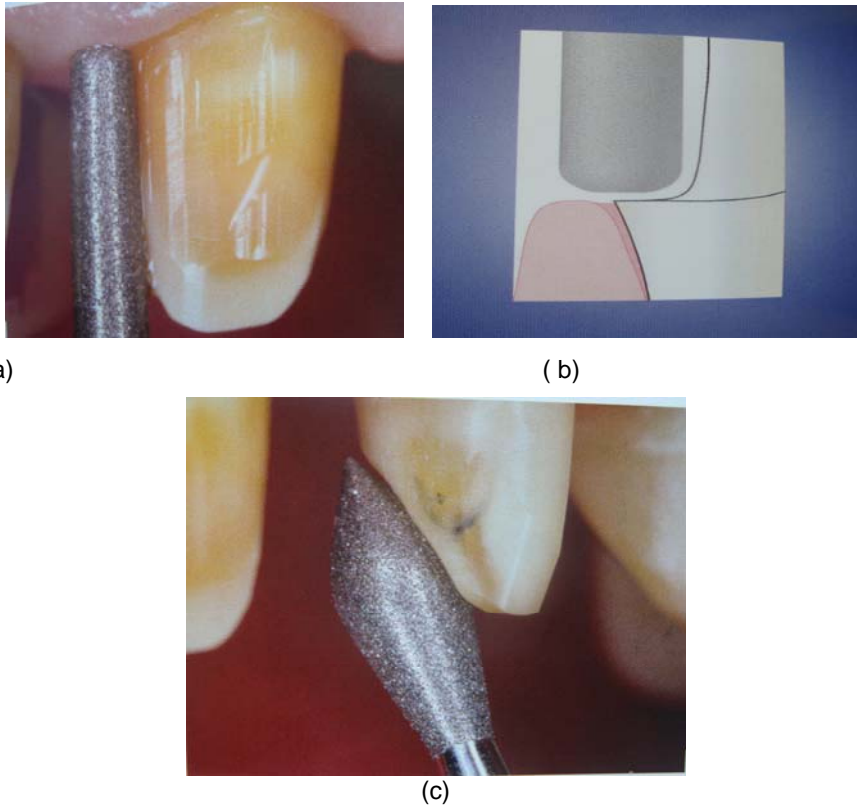


Figura 15 Pasos para relizar una preparacion dentaria en un diente anterior.(a) Reduccion de la zona vestibular. (b)Terminacion en hombro.(c) Reduccion palatina con fresa de balon.

Las cofias de In-Ceram Zirconia presentan medidas para su fabricacion, dependiendo el diente a rehabilitar (figura 16)³⁴.

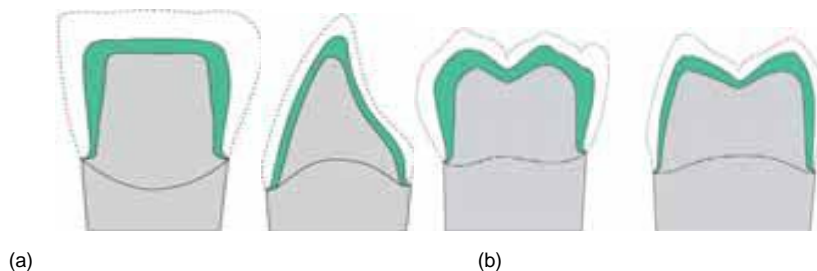


Figura 16 Espesor de las cofias individuales de In Ceram Zirconia®

(a) Dientes anteriores Pared incisal: 0.7 mm

Paredes axiales: 0.5mm

(b) Pared oclusal: 1.0 mm

Paredes axiales: 0.7 mm.



5.8 Impresión

Las impresiones para restauraciones de cerámica se realizan con material de silicona de adición, poliéter o impresión digital.

El método más nuevo para tomar impresiones es de impresión digital, disponible en el sistema CAD-CAM. Este sistema escanea ambas arcadas, la mordida y el archivo digital generado se usa para diseñar y maquinar la restauración de cerámica. Con las impresiones digitales, el archivo electrónico puede ser usado para preparar un modelo digital que se envía al laboratorio o a un centro de maquinado para el diseño de la restauración o cofia. A diferencia de las impresiones tradicionales, las impresiones digitales han demostrado ser más exactas.

5.9 Grabado y silanado de la restauración

- * Tomar la restauración cuidadosamente
- * Aplicar una capa de ácido grabador, sobre la superficie de ajuste
- * Eliminar el ácido grabador con agua
- * La cerámica se seca con aire sin aceite
- * Aplicar el silano

Las fases de cementación son críticas para que la restauración tenga éxito; una mala manipulación del agente de unión de resina.

La fijación se obtiene mediante los siguientes pasos:

- Grabado de la superficie de ajuste de la cerámica con ácido fluorhídrico
- Aplicar un agente de acoplamiento sobre el material cerámico
- Grabar el esmalte con ácido fosfórico
- Aplicar un agente de fijación de resina sobre el esmalte grabado y el silano



- Colocar en la restauración un agente de unión de resina compuesta.

5.10 Agentes de acoplamiento del silano

El silano es una molécula biofuncional que une el dióxido de silice con los grupos OH en la superficie de la cerámica. También tienen un grupo funcional que polimeriza con la matriz orgánica de la resina. La silanización aumenta la capacidad de humectación de la superficie de la cerámica. Sorensen y colaboradores demostraron que la cerámica grabada y silanizada redujo significativamente la microfiliación. Los contaminantes residuales orgánicos pueden disminuir la fuerza de adhesión y deben ser eliminados antes de la adhesión, preferentemente con ácido fosfórico o disolventes tales como la acetona o el alcohol.

Las resinas compuestas son el material de elección para la fijación adhesiva de las restauraciones de cerámica. Los cementos tienen composiciones que consisten en rellenos inorgánicos embebidos en una matriz orgánica.

Un estudio realizado por Hahn y colaboradores reveló menos microfiliación en la interfase dentina / compuesto cuando se utilizaron cementos de alta viscosidad³⁵.

5.11 Unión de la resina con la cerámica

Las técnicas de adhesión de los sistemas cerámicos ofrecen una amplia gama de opciones de tratamiento altamente estéticos. La adhesión a la cerámica es un procedimiento predecible dando resultados duraderos cuando se respeten ciertos parámetros³⁵.



5.12 Cementación

Debido a la fuerza inherente de la cerámica de zirconia, se pueden usar cementos convencionales.

El cemento de ionómero de vidrio tiene propiedades sumamente sensibles a las proporciones de polvo-líquido donde sufre alteraciones mínimas, que afectan el desempeño clínico. Además de ser susceptibles a ataques tempranos de humedad, se requiere que el odontólogo tenga un control estricto de la saliva hasta que el cemento endurezca. Debido a la microdispersión y manchas en los márgenes, no se recomienda utilizar fosfato de zinc. Los compomeros causan agrietamiento.

El ácido fluorhídrico disuelve la matriz vítrea, se usan resinas de baja viscosidad en áreas retentivas para establecer una fuerte unión micromecánica. Con tratamiento específico de la superficie y combinaciones de resina, tienen una fuerte adhesión comparable a la porcelana grabada convencionalmente. El tratamiento de la superficie para la unión del adhesivo con el material de cerámica requiere abrasión por aire de la superficie interna del núcleo con partículas de óxido de aluminio de 50 μm a 50 libras de presión durante 10 segundos. Es necesario usar un agente de unión de dentina en el diente para minimizar la sensibilidad.

La elección del agente cementante puede afectar la resistencia de la restauración de cerámica. La presencia de defectos en la superficie de ajuste interno es a menudo el lugar del inicio de la fractura, y un agente de cementación de resina puede reducir la tendencia a la iniciación de fractura.

Thompson y colaboradores mencionan que la tasa de fracaso clínico de ácido, en las restauraciones cerámicas es más bajo cuando los cementos tradicionales se utilizan. Las restauraciones de cerámica se graban internamente antes de la cementación. Sin embargo, se ha demostrado que el ácido grabador tiene poco efecto sobre los núcleos de



alúmina, y la abrasión del aire ha sido advertida como una superficie que afecta la preparación. Hay muchos factores que pueden estar asociados con el inicio de las microgrietas y la propagación dentro de una cerámica dental.

Estos incluyen: forma, grosor de la restauración, microestructura, falta de homogeneidad, tamaño y distribución de la superficie del defecto, tensiones residuales de procesamiento, magnitud, dirección, y frecuencia de la carga aplicada, la interfase entre la restauración y el cemento, el módulo de elasticidad de los componentes de la restauración, y el medio ambiente³⁶.

5.12.1 Técnica de cementación

- ✓ Limpiar los dientes con piedra pómez y agua
- ✓ Colocar las restauraciones, verificando el ajuste, el tono y la secuencia de inserción
- ✓ Limpiar las restauraciones con agua o ultrasonido
- ✓ Grabar y silanar las restauraciones
- ✓ Grabar con ácido fosfórico al 37% el esmalte y se aplica durante 20 segundos. Limpiar y secar.
- ✓ Aplicar una fina capa de adhesivo evitando que queden burbujas y fotopolimerizar
- ✓ Aplicar las capas de resina y colocar la restauración, todas las áreas de la restauración se deben fotopolimerizar, durante 40 segundos en cada zona del diente
- ✓ Pulir las zonas ajustadas con discos o puntas de goma y posteriormente con pasta de pulido³⁷



5.13 Sistema Procera All Zirkon®

El sistema Procera® es llamado sistema sueco, debido que fue desarrollado por el Dr. Motts Anderson en la Universidad de Umea en 1997, e introducido al mercado odontológico por la empresa Nobel Pharma, actualmente Nobel – Biocare.

Los avances en odontología crearon un sistema computarizado CAD/CAM, basado en restauraciones dentales de cerámica libre de metal, consiguiendo óptimos resultados en resistencia, estética, adaptación exacta y biocompatibilidad. Este sistema emplea bloques prefabricados de cerámica a base de oxido de aluminio, que son fresados en frío logrando una dureza superior a todas las cerámicas dentales.

Actualmente, los tratamientos dentales de prótesis siguen los principios basados en la preservación de los tejidos, eliminando cantidades mínimas de estructura dental sana, incluyendo la reducción axial y el biselado de la línea de terminación. Para proporcionar una restauración con retención adecuada y las paredes axiales deben estar ligeramente cónicas y el cemento debe ser colocado por compresión. La tecnología moderna de adhesivos y materiales de alta resistencia de cerámica con una mayor resistencia a la fractura puede facilitar el desarrollo de técnicas de preparación mínimamente invasivas³⁸.

5.14 Proceso de elaboración

El principio básico es la lectura de un troquel de yeso o matriz de un encerado mediante un escáner de contacto con una punta de carburo con diámetro de 2.5 mm. La finalidad es realizar el barrido de la superficie del troquel y convertir las informaciones obtenidas en puntos tridimensionales reproduciendo, con alta fidelidad, la forma y el control de la preparación dentaria o de un pilar sobre implante en la pantalla del ordenador.



Después del procesamiento de estos datos por medio de un programa específico, se trabajan las imágenes definiéndolas y estableciendo la espesura de la futura prótesis. Esta técnica garantiza una mayor precisión en la adaptación. Los datos obtenidos con el scanner pueden ser enviados vía Internet a una central de producción donde confeccionan una cofia que es devuelta al dentista para su prueba, colocación de la cerámica y finalización.

Con este sistema se elimina gran parte del proceso artesanal de las prótesis convencionales. Tabla 3⁴.

Sistema	Procera®	
Productor	NobelBiocare	
Tipo de sistema	Sistema cerrado/ outsourcing y parcialmente in house	
Tipo de material crudo		Densidad: 6.08 g/cm ³ Resistencia a la flexión:>1100 MPa Resistencia a la fractura: 5-10 MPa m ^{1/2} Modulo de elasticidad: >205GPa Punto de fusión: 2700°C Dimensión granos:0.5µm Dureza Vickers:1250 HV
Coloración del crudo	Precoloreados	Disponible en dos coloraciones.
Programa CAD	Procera CAD design	
Cerámica indicada	NobelRondo	
Cementación	Adhesiva y no adhesiva	

Tabla 3 Características principales de el sistema Procera®.

5.15 Indicaciones

- ~ Infraestructura de zirconia para confección de coronas unitarias
- ~ Pilares protésicos individualizados sobre implantes
- ~ Puentes de hasta 14 piezas³⁹



5.16 Contraindicaciones

- ◆ Dientes con coronas clínicas cortas
- ◆ Hábitos parafuncionales

5.17 Ventajas

- * Cofia de gran dureza con buen pronóstico a largo plazo (resistencia a la flexión superior a 1000 MPa)
- * Buena tolerancia gingival y biocompatibilidad
- * Buen ajuste marginal
- * Mayor estética

5.18 Desventajas

- ⇒ Costo elevado
- ⇒ Tiempo de pulido prolongado
- ⇒ Cambios dimensionales, de aproximadamente el 20%
- ⇒ Debe realizarse una cocción de sinterización, ya que precisa temperaturas muy elevadas, por encima de los 1.500 °C, es necesario un horno de cocción especial⁴⁰

5.19 Preparación dental

El tipo de tallado a ser realizado, consiste en margen en bisel, bordes y ángulos internos redondeados, superficie lisa, reducción axial de 1.2 a 1.5 mm y reducción oclusal de 1.5 a 2.0mm manteniendo la superficie oclusal plana, para facilitar el escaneado del troquel o el encerado en el laboratorio. Figura 17⁴.

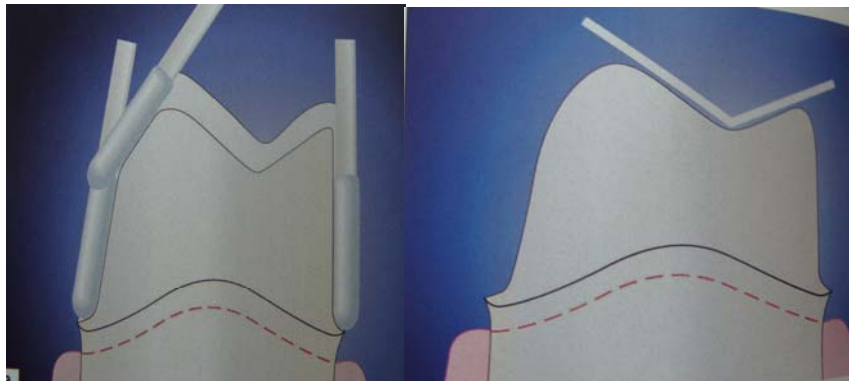


Figura 17 Reducción axial y oclusal de la preparación en dientes posteriores.

El diseño de la preparación coronaria debe tener un balance entre preservar la estructura dentaria y proveer la suficiente retención y resistencia en forma de la restauración⁴¹.

Lo más relevante del tallado es el margen, o línea de terminado, la preparación de hombro debe ser bien definida para aumentar la resistencia a la fractura (figura18)⁴².

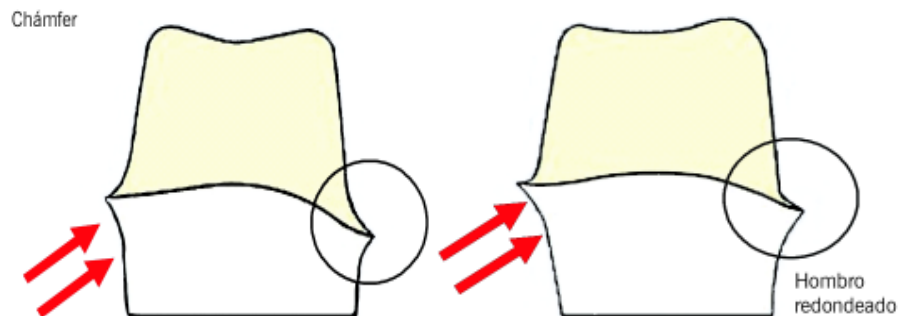


Figura 18 Líneas de terminación aceptables para las restauraciones totalmente cerámicas.

La adaptación marginal es uno de los criterios más importantes para el éxito a largo plazo con coronas totalmente cerámicas.

Las adaptaciones marginales con líneas de cementación menor que 120 μm pueden ser consideradas como éxito clínico en la prótesis convencional para el mantenimiento de la longevidad.



Presentando este sistema una adaptación marginal promedio de 63 μm para sus coronas lo cual es muy satisfactorio. La falta de adaptación en cualquier corona cerámica puede afectar la resistencia a la fractura y reducir su duración, además de otros efectos adversos como alteración en los tejidos adyacentes, caries a nivel marginal y aumento en la disolución del agente cementante.

5.20 Procedimiento de laboratorio del Sistema Procera®

Después de realizar la impresión y vaciado del modelo con yeso tipo IV, se determina la terminación de la preparación.

Bajo la terminación cervical, se debe desgastar el troquel, formando una concavidad con 0.5 mm de profundidad y 1.5 mm a 2.0 mm de altura, con el objetivo de marcar y destacar la terminación cervical de la preparación.

El troquel debe ser posicionado y alineado en la base del soporte para troqueles. La punta del escáner debe ser posicionada bajo del punto inmediatamente inferior del término de la preparación, pues él inicia la lectura debajo de la terminación y va rotando y registrando 360 puntos a cada vuelta, subiendo 0.2 mm por vuelta, siendo, en media, registrados 30 mil puntos durante la lectura y lleva cerca de cinco minutos. La imagen generada es transferida del escáner a un ordenador que tiene el programa en 3D, donde el ordenador va a demarcar los 360 puntos más destacados en todo el límite. Después, el operador podrá hacer cualquier ajuste que sea necesario, pudiendo aumentar la imagen de la terminación de la preparación más de 100 veces, como si estuviera trabajando con un microscopio.



La próxima etapa es elegir el tipo de material para la confección de la cofia, en este caso de zirconia.

También debe seleccionar la espesura deseada, donde se puede obtener un mejor soporte para la aplicación de la porcelana. Figura 19⁴³.



Figura 19 Nucleos de zirconia en dientes posteriores.

5.21 Prueba en boca y cementado

Se retiran los provisionales, se eliminan los residuos de cemento provisional. Durante la prueba en boca se desengrasa con ácido fosfórico al 37% durante 60 segundos y a continuación se grabaron con ácido fluorhídrico en gel durante 15 segundos. Para eliminar los restos de ácido se aplicó a las restauraciones grabadas una mezcla de aire y agua durante 60s y un polvo para neutralizar el ácido. Después de controlar el patrón de grabado se aplicó un silano adhesivo, que establece una unión química entre el adhesivo y la cerámica. El efecto acondicionador del silano se puede aumentar notablemente provocando la condensación de las moléculas de adhesivo en la superficie de la cerámica mediante la aportación de calor. Las restauraciones de cerámica vítrea se fijaron en un pequeño atacador de bola con cera adhesiva y las superficies internas ya acondicionadas se dotaron de una fina capa de adhesivo.



Seguidamente se efectuó una limpieza mecánica de las superficies dentales preparadas con un cepillo y pasta de piedra pómez. El grabado ácido del esmalte se realizó con ácido fosfórico al 37% durante 15 segundos. A continuación se limpiaron bien las superficies de restos del ácido fosfórico en gel con el spray de agua (30 s). Después de controlar el patrón de grabado, se aplicó de forma selectiva silano adhesivo en las restauraciones dotadas de rugosidad. Tras el secado por aire con el aspirador se aplicó en la cavidad previamente acondicionada el adhesivo dentinario utilizando un pincel con sumo cuidado. A esto le siguió la aplicación del agente adhesivo. Para el cementado definitivo se utiliza un cemento de composite de baja viscosidad y polimerización dual y se aplicó en la cavidad con una espátula de resina y un pincel. La colocación correcta de la restauración se realizó aplicando lentamente una presión cada vez mayor. Una vez comprobada la posición definitiva, el cemento de composite se pasó al estado de gel mediante fotopolimerización durante unos 5 segundos.

La fotopolimerización completa se realiza en oclusal, vestibular, lingual o bucal durante 40 segundos cada zona.

Por último, se revisa la oclusión dentaria y el ajuste se realiza con fresas de diamante de grano fino, usando refrigeración con agua. Las superficies de desgaste se alisan con fresas de pulido para cerámica.

La supervivencia de las restauraciones de cerámica vítrea depende de una gran cantidad de factores. Entre ellos se encuentran la morfología del diente, el tipo de superficie dentaria (esmalte o dentina), el grosor de capa de la cerámica, la geometría de la preparación, el tipo de cemento, unión adhesiva y presencia de cargas funcionales o parafuncionales.



Los valores mínimos recomendados por la bibliografía para el grosor de capa en restauraciones del sector anterior de cerámica apoyadas sobre esmalte oscilan entre 1.5 mm y 2 mm. Mientras que en algunos estudios in vitro recomiendan valores de mas grosor de la capa. Otros estudios mostraron que la aparición de esfuerzos por tracción en la cerámica se ve mucho más influenciada por una mala relación entre los módulos de elasticidad de la cerámica, del cemento y de la sustancia dura dentaria que por el grosor de capa de la cerámica y el material de cementación.

La conservación de esmalte, la utilización de materiales de reconstrucción y cementado resistente con la consecución de una unión adhesiva fiable se pueden considerar requisitos importantes para el pronóstico favorable a largo plazo de restauraciones cerámicas con un grosor reducido.

Para el pronóstico a largo plazo es muy importante el ajuste correcto de la oclusión.

La aplicación de la fuerza, se da en presencia de parafunciones y de función de grupo y genera fuerzas de cizallamiento.

Los esfuerzos por tracción generados como consecuencia de las fuerzas de cizallamiento son perjudiciales para los materiales cerámicos, puesto que pueden provocar la aparición de grietas y su propagación⁴⁴.
Figura 20⁴³.



Figura 20 Restauraciones con sistema Procera®.

5.22 Comparación de los sistemas de fabricación de los núcleos de zirconio

El proceso de fabricación de los núcleos de zirconio, presentan características referidas en la tabla 4 y 5⁷.

	IN-CERAM ZIRCONIA®	PROCERA/ZIRCONIA®
Fabricante	Vident	Nobel Biocare
Fase cristalina	Zirconia- alúmina	Zirconia
Uso recomendado	Prótesis dentales fijas de tres unidades	Coronas, prótesis dentales fijas
Fabricación	Cerámica infiltrada y sinterizada	CAD/CAM y sinterizadas
Resistencia	Muy alta	Muy alta
Dureza a la fractura	Muy alta	Muy alta
Translucidez	Opaca	Opaca

Tabla 4 comparación entre el sistema In-Ceram Zirconia® y Procera All Zircon®.



FACTORES QUE PROVOCAN LA FRACTURA DE NÚCLEOS DE ZIRCONIA ELABORADOS POR SISTEMAS IN-CERAM ZIRCONIA® Y PROCERA ALL ZIRCON®.



Sistema In-Ceram ®	Sistema Procera ®
Confección de la cofia en un promedio de 21 horas	Confección de la cofia en un promedio de 5 horas
Confección de la cofia en un sistema de hornos	Confección de la cofia en un sistema de tallado de cerámica en frio
Se trabaja a partir de un modelo obtenido por la duplicación del modelo original con un material de impresión	Se trabaja a partir de una imagen tridimensional generada por una computadora obtenida por escáner del troquel original
La confección se lleva a cabo por el técnico dental	Tallado computarizado
Debido a que es un sistema manual puede conllevar a distorsiones del producto	Se trabaja a partir de una imagen tridimensional generada por una computadora obtenida por escáner del troquel original
Los costos son más bajos	Costo más elevado
Presenta una adaptación marginal promedio de 25 μm para coronas	Presenta una adaptación marginal promedio de 63 μm para coronas

Tabla 5. Ventajas y desventajas de los sistemas In-Ceram® y Procera®.



CONCLUSIONES

Las restauraciones elaboradas con núcleos de zirconia brindan resultados estéticos favorables debido a la alta translucidez que poseen, además de tener características como: resistentes a la abrasión debido a su dureza, adaptación marginal adecuada, ser biocompatibles y resistentes a la fractura.

Los factores que influyen en el deterioro de las estructuras de zirconia son la formación de grietas que se originan durante la fabricación y son inherentes a ellas, por tanto es de suma importancia verificar que las temperaturas sean constantes y homogéneas, para evitar en lo posible estas imperfecciones.

La preparación dentaria debe poseer un diseño específico según los parámetros recomendados (reducción de las paredes axiales e incisales y oclusales, terminación gingival, espesor).

El éxito dependerá de usar correctamente los materiales, respetando las proporciones recomendadas por el fabricante para obtener un resultado aceptable y con esto no repercutir en la calidad y duración de las restauraciones totalmente cerámicas.

Actualmente no existe un material prototipo, es por esto que debemos conocer las ventajas y desventajas de cualquier tipo de restauración e indicar al paciente cual es el indicado en cada caso en particular.

La cerámica de zirconia abre el camino hacia el diseño e innovación de nuevos materiales que presenten mejoras en sus propiedades.



REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- ¹ Villarreal Einer, Sánchez Soler L, Masip Santiago, Espías Gómez. Dióxido de circonio en odontología: un camino hacia la búsqueda del material ideal. *Dentum* 2007; 7(3): 113-117.
- ² Caparroso Carlos, Duque Javier. Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: una revisión. *Revista Facultad Odontología Universidad de Antioquia*. 2010; 22(1): 88-108.
- ³ Pilathadka S., Vahalová D. The zirconia: a new dental ceramic material. An overview. *Prague medical report*. 2007; 108 (1):5-12.
- ⁴ Corrado Piconi, Lia Rimondini, Loredana Cerroni. Zirconio en odontología. 2011. Editorial: Elsevier Mason. Amolca.
- ⁵ www.vitainceram.com
- ⁶ Fernández Sandra, Chávez Michel, Giner Lluís, Cortada Miquel. Lava system®. Un nuevo tipo de prótesis mecanizada libre de metal. *Procedimientos de laboratorio*. *Dentum* 2004; 4(4):118-123.
- ⁷ Rosenstiel, Land, Fujimoto. *Prótesis Fija Contemporánea*. Editorial. Elsevier. Cuarta edición. 2009.
- ⁸ Álvarez Ángeles, Peña José. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *RCOE* 2003; 8(5):525-546.
- ⁹ Parker M. Richard. Use of Zirconia in Restorative Dentistry. *Dentistry Today*. 2007; 115-119.
- ¹⁰ Martínez Rus F, Pradés Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *RCOE* 2007; 12(4):253-263.
- ¹¹ Pallis Konstantinos, et al. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2004; 91(6): 561-569.



¹² Reich Sven, Petschelt Anselm, Lonhauer Ulrich. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and factography of ZrO₂ copings. 2008; 99(5):369-376.

¹³<http://www.elsevier.es/sites/default/files/elsevier/pdf/33/33v20n04a13151981pdf001.pdf>

¹⁴ Borges Gilberto, Sophr Ana, Goes Mario, Sobrinho L., Chan Daniel. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. The Journal of Prosthetic Dentistry 2003; 89(5): 479-488.

¹⁵ Stawarczyk Bogna, Jahn Dirk, Becker Ingo. Influencia del diseño de la estructura sobre la carga de rotura de coronas ZrO₂. Quintessenz Zahntech. 2008; 34(10):1246-1254.

¹⁶ Baldissara Paolo, et al. Translucency of zirconia copings made with different CAD-CAM systems. The Journal of Prosthetic Dentistry 2010; 104(1): 6-12.

¹⁷ Herrernan Michael, et al. Relative translucency of six all ceramic systems. Part I: Core materials. The Journal of Prosthetic Dentistry 2002; 88(1): 4-9.

¹⁸ Herrernan Michael, et al. Relative translucency of six all ceramic systems. Part II: Core materials. The Journal of Prosthetic Dentistry 2002; 88(1): 10-15.

¹⁹ García Adriana, Barceló Federico, Ríos Enrique. Comparación de la adaptación marginal y microfiltración entre dos sistemas de zirconia, con un mismo medio cementante. Revista Odontológica Mexicana. 2011; 15(2): 103-108.

²⁰ Att Waelk, Et al. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three unit fixed dental prostheses. The Journal of Prosthetic Dentistry 2009; 101(4): 240-246.

²¹ Kenneth J. Anusavice; Ralph W. Phillip. Phillips ciencia de los materiales dentales. Editorial: Elsevier. Undécima edición. 2004.



²² Manicone Paolo, Iommeti Pierfrancesco, Rafaelli Luca. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. Journal of Dentistry 2007; 35(8):119-126.

²³ <http://www.romadent.com/>

²⁴ Martineli, et al. Estética en restauraciones cerámicas. Parte II: Aplicaciones clínicas de las cerámicas dentales. Revista odontológica dominicana 2002; 26-33.

²⁵ Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. Journal Dent Prosthet. 2003; 89 (2):154-60.

²⁶ Giraldo R. Metales y aleaciones en odontología Revista Facultad Odontología Universidad de Antioquia. 2004; 15 (2):53-63.

²⁷ Cova José. Biomateriales dentales. Editorial: Amolca.2004.

²⁸ <http://www.juanbalboa.com/blog/>

²⁹ Sailer Irena, Gottner Jacqueline, Känel Sarah, Franz Christoph. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3 years follow-up. The International Journal of Prosthodontics. 2009; 22(6): 553-560.

³⁰ Gilmar Batista, Santos Domingo, Bonfante Gerson. Factores Estéticos en la Preparación del Diente Para Coronas Metalocerámicas Revista Odontológica Dominicana 1998; 4(3):182-194.

³¹ <http://www.dentalaz.com/espanol/tratamientos/procera>

³² Sánchez Eliana, Machado Camilo. Artículo de revisión. CAD-CAM.71-76.

³³ Cedillo José. Coronas y prótesis fijas de In-Ceram zirconia. Revista Asociación Dental Mexicana 2002; 59(1):22-27.

³⁴ www.vita-zahnfabrik.com

³⁵ Blantz Markus, Sadan Avishani, Kern Mathias. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. The Journal of Prosthetic Dentistry 2003; 89 (3):268-274.



- ³⁶ Borges Gilberto, Sophr Ana, Goes Mario, Sobrinho Lourenco. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2003; 89 (5):479-488.
- ³⁷Palacios Rosario, Johnson Glen, Phillips Keith, Raigrodski Ariel. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006; 96(2):104-114.
- ³⁸ Balarezo A., Taipe C. Sistema In-Ceram® y Sistema Procera®. *Revista Estomatológica Herediana*. 2006; 16(2):131-138.
- ³⁹ Janda Ralf. Cerámicas sin metal: composición, propiedades, aplicación, valoración. *Quintessence Zahntech*. 2007; 33(1):46-60.
- ⁴⁰ Kurbad Andreas. Cerámica dental para aplicaciones CAD/CAM. *Quintessence*. 2008; 19(2):64-74.
- ⁴¹ Webber Briony, McDonald Ailbhe, Knowles Jonathon. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2003; 89 (2):154-160.
- ⁴² Rodríguez Sebastián, Soci David, Fernández Sandra, Giner Lluís, Cortada Miquel. Sistema Lava. Procedimiento clínico. *Dentum* 2004; 4(4):124-129.
- ⁴³<http://alldentalstudios.com/ceramics.html>
- ⁴⁴ Weber Claudia, Edelhoff Daniel, Brix Oliver. Restauraciones de dientes erosionados utilizando cerámica sin metal: un informe de un caso. *Quintessence Zahntech*. 2007; 58(12):1277-1289.