

**ESTUDIO COMPARATIVO DE UNA CERÁMICA INYECTADA Y UNA CERÁMICA
ESTRATIFICADA SOBRE ZIRCONIO AL SER SOMETIDAS A FUERZAS DE CIZALLA**

INVESTIGADORES:

Dr. Gabriel Jaime Toro, Dr. Mauricio Naranjo

ASESOR DEL PROYECTO:

Dra. Patricia Ortiz

FACULTAD:

Facultad de Odontología

ÁREA ACADÉMICA:

Posgrado de Rehabilitación Oral

GRUPO DE INVESTIGACIÓN:

GIB

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN:

Biomateriales

Medellín, Marzo 08 de 2011

**ESTUDIO COMPARATIVO DE UNA CERÁMICA INYECTADA Y UNA CERÁMICA
ESTRATIFICADA SOBRE ZIRCONIO AL SER SOMETIDAS A FUERZAS DE CIZALLA**

INVESTIGADORES:

Dr. Gabriel Jaime Toro, Dr. Mauricio Naranjo

ASESOR DEL PROYECTO:

Dra. Patricia Ortiz

FACULTAD:

Facultad de Odontología

ÁREA ACADÉMICA:

Posgrado de Rehabilitación Oral

TÍTULO ACADÉMICO:

Rehabilitación Oral

Medellín, Marzo 08 de 2011

TABLA DE CONTENIDO

1	RESUMEN DEL PROYECTO Y PALABRAS CLAVE _____	1
2	ABSTRACT AND KEY WORDS _____	2
3	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA _____	3
4	MARCO TEÓRICO _____	5
4.1	Introducción _____	5
4.2	Cerámicas Vítreas _____	6
4.3	Cerámicas infiltradas con vidrio _____	6
4.4	Óxidos cerámicos _____	7
4.5	Ventajas de las restauraciones completas en cerámica _____	8
4.6	Desventajas de las restauraciones completas en cerámica _____	9
4.7	El Dióxido de Zirconio _____	9
4.7.1	Historia _____	9
4.7.2	Definición de conceptos _____	10
4.7.2.1	Zirconio _____	10
4.7.2.2	Dióxido de Zirconio (ZrO ₂) _____	10
4.7.2.3	Dióxido de Zirconio Estabilizado _____	12
4.7.3	Clasificación de las cerámicas de Dióxido de zirconio _____	14
4.7.3.1	Ceramicas endurecidas por dispersion _____	14
4.7.3.2	Circonia parcialmente estabilizada (PSZ) _____	15
4.7.3.3	Dioxido de zirconio policristalino en una sola fase (TZP) _____	15
4.7.4	Biocompatibilidad _____	16
4.7.5	Envejecimiento _____	17
4.7.6	Procesado _____	17
4.7.7	Efectos del desgaste en las estructuras de zirconia _____	18

4.7.8 Efectos del arenado en las estructuras de zirconia _____	19
4.7.9 Cocción de reparación _____	20
4.7.10 Recubrimiento Cerámico _____	20
4.7.11 Metodología y protocolos para las pruebas de adhesión _____	24
5 HIPÓTESIS _____	25
5.1 Alterna _____	25
5.2 Nula _____	25
6 OBJETIVOS _____	25
6.1 Objetivo general _____	25
6.2 Objetivos específicos _____	25
7 METODOLOGÍA _____	26
7.1 Enfoque metodológico de la investigación _____	26
7.2 Tipo de estudio _____	26
7.3 Población _____	26
7.4 Diseño muestral _____	26
7.5 Descripción de las variables _____	32
7.5.1 Diagrama de Variables _____	32
7.5.2 Tabla de Variables _____	33
7.6 Técnicas de recolección de información _____	33
7.7 Prueba Piloto _____	34
7.8 Control de errores y sesgos _____	34
7.9 Técnicas de procesamiento y análisis de datos _____	34
8 CONSIDERACIONES ÉTICAS _____	35
9 RESULTADOS _____	36

10 DISCICIÓN _____	38
11 CONCLUSIONES _____	43
12 REFERENCIAS _____	44

1 RESUMEN DEL PROYECTO

Recientemente se han desarrollado cerámicas con propiedades físicas y mecánicas mejoradas como son su elevada resistencia a la flexión y resistencia a la fractura, además, de su reconocida biocompatibilidad para ser empleadas como estructuras de coronas y puentes en prótesis parcial fija. Uno de estos materiales es el Dióxido de Zirconio estabilizado con Itria en forma tetragonal. El Dióxido de Zirconio se puede combinar con la actual tecnología CAD/CAM para el diseño y fabricación de estructuras para coronas y puentes en zirconio. A estas estructuras se les aplica posteriormente un recubrimiento cerámico para así completar la restauración final. Este recubrimiento se puede hacer en forma manual por el ceramista dental estratificando sobre la cofia de zirconio, las distintas masas de porcelana hasta lograr restablecer la estética y función deseadas. Este es un proceso lento y complicado; aún ejecutándose con máximo cuidado puede generar burbujas de aire, espacios vacíos, y micro espacios en la interface cofia- porcelana, fruto de la variable humana. Estos defectos estructurales actúan como zonas de concentración de esfuerzos que pueden generar inicio y propagación de líneas de fractura que terminan finalmente en una restauración susceptible de fractura y/o delaminación como lo demuestra la actual evidencia clínica.

Recientemente, una nueva generación de cerámicas ha sido introducida para el recubrimiento de estructuras en Dióxido de Zirconio que adopta la tecnología del prensado. Las ventajas de estos sistemas son rapidez, simplicidad y estructuras libres de defectos. Esto supondría pensar en una técnica de aplicación de cerámica más estandarizada que posiblemente podría aminorar los problemas de fractura y delaminado cerámico que tanto afecta este tipo de restauraciones. Los objetivos del presente estudio son comparar la resistencia adhesiva ante fuerzas de cizalla de la cerámica IPS e.max ZirPress® inyectada sobre zirconio y la cerámica e.max® para estratificación aplicada sobre el zirconio. Adicionalmente, se evaluarán y clasificarán ante el microscopio Nikon Eclipse LV 100® con polarizador de luz reflejada, el tipo de fallas (adhesivas, cohesivas y combinadas).

Bloques de Dióxido de Zirconio pre-sinterizados para la tecnología CAD/CAM serán cortados para obtener 30 muestras por conveniencia las cuales recibirán posteriormente la sinterización final. A 15 de estas muestras se les aplicara cerámica estratificada y a las otras 15, cerámica inyectada. Finalmente las muestras serán sometidas a pruebas de cizalla en la máquina de prueba Instron® 3345 Modelo 2519-107, siguiendo los estándares de la norma ASTM D-1002. Igualmente se evaluarán y clasificarán ante el microscopio Nikon Eclipse LV 100® con polarizador de luz reflejada, el tipo de fallas (adhesivas, cohesivas o combinadas).

Palabras Clave.

Zirconio (Zr,Si), Dióxido de Zirconio, porcelana dental, resistencia al cortante.

2 ABSTRACT AND KEY WORDS

Recently ceramics have been developed with physical and mechanics properties improved like is his high resistance to the flexion and resistance to the fracture, in addition, of his recognized biocompatibility to be used as structures for crowns and bridges in fixed partial dentures. One of these materials is Zirconium's Dioxide stabilized with Itria in a tetragonal form. Zirconium's Dioxide can be used with the current CAD/CAM technology for the design and manufacture of crowns and bridges structures. Next, a ceramic covering is applied to them to complete the final restoration. It is possible to do this covering it in a manual form by the dental technician stratifying the different masses of porcelain up to restore the aesthetics and function wished. This one is a slow and complicated process; still executing it carefully, there can generate air bubbles, empty spaces, and micro spaces in the interface Zirconium- porcelain, fruit of the human variable. These structural faults act as zones of concentration of efforts that can generate the beginning and spread of fracture lines that end finally in a restoration capable of fracture and / or delimitation as the current clinical evidence demonstrate it.

Recently, a new generation of ceramics has been introduced for covering structures in Zirconium's Dioxide that adopts the technology of the pressing. The advantages of these systems are rapidity, simplicity and free structures of faults. This would suppose thinking about a technology of application of ceramics more standardized that possibly it might lessen the problems of fracture and delaminating that so much affects this type of restorations.

The aims of the present study are to compare the adhesive resistance before shear forces, of the ceramics IPS e.max ZirPress® injected on zirconium and the ceramics e.max® for stratification applied on the zirconium. Additionally, it will be evaluated and classified under the microscope Nikon Eclipse LV 100 with reflected light, the type of faults (adhesive, cohesive or combined).

Blocks of Dioxide of Zirconium pre - sintered for the technology CAD/CAM will be cut to obtain 30 samples for convenience which will receive later the final sinterization process. To 15 of these samples stratified ceramics were applied and the other 15, injected ceramics. Finally the samples will be submitted to tests of shears in the machine of test Instron® 3345 I shape 2519-107, following the standards of the ASTM D-1002 norm. Equally they will evaluate and classify before the microscope Nikon Eclipse LV 100 with reflected light, the type of faults (adhesive, cohesive or combined).

Key words.

Zirconium (Zr, Hf), Zirconium's Dioxide, dental porcelain, resistance to shear forces.

3 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La Zirconia es una forma cristalina de Dióxido de Zirconio, cuyos cristales pueden ser organizados en tres diferentes formas: Monoclínica, Cúbica y Tetragonal. Al mezclarse el dióxido de zirconio con otros óxidos metálicos como MgO, CaO, o Y₂O₃, se obtiene una estructura de gran estabilidad molecular, lográndose un material con excelentes propiedades físicas, muy similares a los metales y de un color similar al diente¹.

Cuando se somete a tensiones la superficie de zirconio, la energía de fractura crea una transición de la estructura cristalina Tetragonal a la estructura cristalina Monoclínica. Esta modificación en su forma cristalina es seguida por una expansión que sella la fractura¹⁻⁴. El dióxido de zirconio (ZrO₂) estabilizado con itria (Y₂O₃) tiene mejores propiedades mecánicas que otras combinaciones, y a pesar de que su proceso de sinterización es mucho más complejo, es la forma actualmente más considerada para uso médico¹.

La primera propuesta de uso del dióxido de zirconio con fines médicos fue realizada en 1969 en el área de la ortopedia y desde entonces ha tenido múltiples aplicaciones¹. El frente de investigación se ha enfocado al comportamiento mecánico del zirconio, y su integración con el hueso y músculo. Desde 1990 se han realizado estudios in vivo con el fin de obtener más información acerca del comportamiento celular en presencia del zirconio⁵⁻⁷. Evaluaciones in vivo han confirmado que el Dióxido de Zirconio (ZrO₂) no es citotóxico y ha probado ser un material de reconocidas propiedades físico- mecánicas y biocompatibilidad durante estos años de evaluación⁵⁻⁷.

Por las anteriores características, además de ser un material opaco, con posibilidades de pigmentarse en tonos similares a la dentina⁸ y ser radiopaco¹ el Dióxido de zirconio ha tenido su consideración en odontología en el área de prótesis e implantes dentales.

El dióxido de zirconio se puede combinar con la actual tecnología CAD/CAM para el diseño y fabricación de estructuras para coronas y puentes en zirconio⁹. A estas estructuras se les aplica posteriormente un recubrimiento cerámico para así completar la restauración final. Este recubrimiento se puede hacer en forma manual por el ceramista dental estratificando sobre la cofia de zirconio, las distintas masas de porcelana hasta lograr la estética y oclusión deseadas. Este es un proceso lento y complicado e incluso, aún ejecutándose con máximo cuidado puede generar burbujas de aire, espacios vacíos, y micro espacios en la interface cofia- porcelana, fruto de la variable humana^{10,11}. Estos defectos estructurales actúan como zonas de concentración de esfuerzos que pueden generar inicio y propagación de líneas de fractura que terminan finalmente en una restauración susceptible de fractura y/o delaminación¹². Desafortunadamente la relación dióxido de zirconio-porcelana actualmente no es muy conocida. Con preocupación, la evidencia actual muestra que la interface zirconio-porcelana es uno de los aspectos más débiles de este tipo de restauraciones generándose fractura y delaminado cerámico a corto y mediano plazo^{2,13-15}. La demanda actual de estos sistemas totalmente cerámicos para rehabilitación, ha motivado la realización de investigaciones que tienen como objetivo, evaluar el efecto del tratamiento superficial del zirconio en la retención de la porcelana cuando se someten a fuerzas de cizalla.

Los resultados de estos estudios concluyeron que las cerámicas de revestimiento son el eslabón más débil por presentarse en ellas, fallas cohesivas, sin importar el tipo de tratamiento superficial que se realice al zirconio^{16,17}.

Recientemente una nueva generación de cerámicas ha sido introducida para el cubrimiento de estructuras de zirconio que adoptan la tecnología del prensado. Estos sistemas incorporan la técnica de la cera perdida para restablecer la forma y oclusión perdidas y finalmente se realiza la inyección de la cerámica en un estado de baja viscosidad sobre las estructuras de zirconio. Las ventajas de estos sistemas son rapidez, simplicidad y estructuras libres de defectos¹². Adicionalmente la estructura de zirconio se somete solamente a un ciclo térmico, reduciendo la posibilidad de fatiga térmica. Más aun, la técnica del prensado usa tabletas de cerámica cuidadosamente fabricadas, con un coeficiente de expansión térmica similar al del zirconio. La técnica es ejecutada bajo temperatura, presión y vacío controlados lo cual genera un aumento del poder humectante de la cerámica sobre las estructuras de zirconio con menor incorporación de espacios vacíos, lográndose finalmente una cerámica de revestimiento con menos defectos estructurales¹². Esto supondría pensar en una técnica de aplicación de cerámica más estandarizada y libre de variable humana para el recubrimiento cerámico de estructuras de zirconio, que posiblemente podría ofrecer mejor resistencia cohesiva aminorando los problemas de fractura y delaminado cerámico.

El presente estudio tiene como objetivos, comparar la resistencia adhesiva ante fuerzas de cizalla de la cerámica IPS e.max ZirPress® inyectada sobre zirconio y la cerámica e.max® para estratificación aplicada sobre el zirconio. Adicionalmente, se evaluarán y clasificarán ante el microscopio Nikon Eclipse LV 100® con polarizador de luz reflejada, el tipo de fallas (adhesivas, cohesivas o combinadas).

4 MARCO TEORICO

4.1 INTRODUCCION

Entre los sistemas de restauración disponibles que tenemos actualmente para la restauración de dientes que requieren cubrimiento total (coronas o prótesis parcial fija, dento y/o implanto soportadas) más usados, son las restauraciones completas coladas en oro, restauraciones en metal- cerámica con o sin recubrimiento cerámico en las caras oclusales y linguales y finalmente las restauraciones completas en cerámica.

Las coronas y prótesis parciales fijas completamente coladas en oro han sido usadas exitosamente por décadas en el campo de la odontología restauradora. Son indicadas particularmente en zonas con espacio limitado, pacientes con hábitos parafuncionales existentes y zonas sometidas a altas cargas oclusales y donde la estética definitivamente, no es una consideración importante¹⁸.

Las restauraciones en metal-cerámica han sido usadas con éxito por muchos años tanto para la elaboración de coronas como para prótesis parcial fija¹⁹⁻²³. Son consideradas como el estándar de oro en la práctica actual y sus tasas de supervivencia son consideradas como punto de referencia para todos los nuevos sistemas completos en cerámica²⁴⁻²⁸. Los datos disponibles muestran una tasa de supervivencia de 90% en 10 años²⁹. Walton, en un reciente estudio retrospectivo clínico, donde evaluó 515 Prótesis Parciales Fijas en metal-cerámica calculó una tasa de supervivencia de 96% en 5 años, 87% en 10 años, y 85% para 15 años de servicio²⁰. Walton también reportó los modos de fracaso para prótesis parcial fija en metal-cerámica los cuales fueron fractura de dientes 38%, compromiso periodontal 27%, pérdida de retención 13% y caries 11%²¹. Libby, en otro estudio reciente, mostro que la principal causa de fracaso en este tipo de restauraciones fue la caries dental 38%, seguida de compromiso periapical 15%, caras oclusales perforadas 15%, otras causas como la delaminación de la porcelana 8%³⁰. La apariencia estética de este tipo de restauraciones está relacionada con el tipo de aleación empleada (base, noble, o altamente noble) y su color (amarillo o gris); Igualmente por la reducción dental y el tipo de margen empleado³¹.

Las restauraciones completas en cerámica, también llamados sistemas completos en cerámica, se refieren a cualquier material restaurador compuesto exclusivamente por cerámicas. Estos sistemas han evolucionado dramáticamente en los últimos 20 años como respuesta a las crecientes demandas de los pacientes por restauraciones libres de metal y los crecientes esfuerzos de los fabricantes dentales para crear materiales dentales con propiedades biomecánicas y ópticas superiores aplicables a este tipo de restauraciones indirectas; adicionalmente, son sistemas que presentan mayor translucidez, transmisión de luz, biocompatibilidad, baja conductibilidad térmica, resistencia a la abrasión, estabilidad de color, y menor acumulo de placa.

Las restauraciones completas en cerámica combinan las cerámicas de recubrimiento con las cerámicas para la elaboración de estructuras. Las cerámicas de recubrimiento están compuestas por una fase vítrea y una fase cristalina de Fluorapatita, Óxido de Aluminio o Leucita. Con el empleo de las cerámicas de recubrimiento, el técnico dental puede caracterizar las restauraciones en términos de forma y color.

Las cerámicas para la elaboración de estructuras pueden ser clasificadas en tres grupos como son las cerámicas Vítreas, las cerámicas infiltradas con vidrio y los óxidos cerámicos³². Cada grupo tiene sus indicaciones y limitaciones y es de particular importancia entender que no hay un único sistema o material cerámico universal que pueda satisfacer todos los requerimientos clínicos de los pacientes; igualmente, los procedimientos clínicos empleados con cada grupo difieren en términos de diseño de las preparaciones y procesos de elaboración.

4.2 CERÁMICAS VITREAS

Las cerámicas vítreas para la elaboración de estructuras para restauraciones completas en cerámica, son materiales multifásicos compuestos por una fase vítrea amorfa de feldespato natural o sintético rodeando una fase cristalina compuesta en la mayoría de los casos por Leucita o Disilicato de litio. Tienen una elevada translucidez y buenas características ópticas, pero su resistencia a la flexión y resistencia a la fractura son menores comparadas con los otros sistemas cerámicos para la elaboración de estructuras. Su éxito clínico depende en gran medida de una exitosa cementación adhesiva para incrementar la resistencia de la restauración y el complejo diente-restauración³³. Como ejemplos en este grupo tenemos las cerámicas vítreas reforzadas con leucita (Empress I® , Ivoclar vivadent; OPC® , Pentron Laboratory), indicadas para restauraciones individuales en el sector anterior y posterior; tienen una resistencia a la flexión de 182 MPa³⁴ y una tenacidad a la fractura (Resistencia a la propagación de una fractura) de 1.77 MPa m^{0.5}³⁴ y han probado ser exitosas en estudios clínicos de restauraciones en dientes anteriores^{34,35}. Las cerámicas de Disilicato de Litio (Empress II®, Ivoclar Vivadent) las cuales tienen una resistencia a la flexión y una tenacidad a la fractura más elevadas (300-400 MPa³⁶ y de 2.8 a 3.5 MPa m^{0.5}^{36,37} respectivamente) han sido usadas exitosamente como coronas completas en cerámica para dientes anteriores y posteriores y para prótesis parciales fijas de tres unidades en el sector anterior^{36,38,39}. Cuando se emplean como estructuras para puentes fijos de tres unidades en el sector anterior, requieren de unas dimensiones mínimas críticas para los conectores de 4 a 5 mm en sentido oclusogingival y de 3 a 4 mm en sentido bucolingual⁴⁰. Finalmente, IPS e-max Press® Ivoclar Vivadent introducida al mercado en el 2005 la cual consiste también en una cerámica vítrea de Disilicato de Litio pero con propiedades físicas y translucidez mejoradas con respecto a empess II®⁴¹. Estos sistemas combinan la técnica de la cera perdida con la técnica del prensado y actualmente también están disponibles en bloques fabricados bajo condiciones industriales optimizadas para ser maquinados.

4.3 CERAMICAS INFILTRADAS CON VIDRIO

El segundo grupo de materiales son las cerámicas infiltradas con vidrio, las cuales son el producto de infiltrar vidrio fundido (Lantano) a óxidos parcialmente sinterizados como óxido de aluminio, magnesio-aluminio y aluminio-zirconio.

La Alúmina infiltrada con vidrio (Vita In-Ceram Alumina®, vident) introducida en 1989, emplea cofias de alúmina sinterizadas a altas temperaturas e infiltradas con vidrio para la elaboración de coronas de dientes anteriores y posteriores y puentes de tres unidades para el sector anterior⁴²⁻⁴⁵. Estas cofias tienen una alta opacidad y por tanto están indicadas para pilares pigmentados. Para fabricar las estructuras, el ceramista puede emplear la técnica slip-casting o el maquinado de bloques parcialmente sinterizados. En la técnica slip-casting, se coloca una lechada de óxido de aluminio densamente empacada sobre un troquel refractario a 1120 grados centígrados por 10 horas. Esto produce una estructura porosa de alúmina que posteriormente se infiltra con vidrio de lantano a 1100 grados centígrados por 4 horas para eliminar la porosidad, incrementar la resistencia y limitar la propagación de fracturas⁴⁶. Con este sistema las mínimas dimensiones críticas de los conectores son 4mm en sentido oclusogingival y 3 mm en sentido bucolingual⁴⁷. Las estructuras tienen una resistencia a la flexión de 236 a 600 MPa,⁴⁸⁻⁵¹ y una tenacidad a la fractura entre 3.1 y 4.61 MPa m^{0.5 52,53}.

En 1994, el óxido de magnesio-alúmina infiltrado con vidrio (Vita In-Ceram Spinell), fue introducido como una alternativa al in-cerám alúmina®, y emplea cofias de magnesio-alúmina sinterizadas a alta temperatura e infiltradas con vidrio. Estas cofias son indicadas para el sector anterior⁵⁴ y han demostrado una elevada tasa de éxito en estudios clínicos recientes⁵⁵. En contraste con la alúmina infiltrada con vidrio, las estructuras de magnesio-alúmina infiltradas con vidrio son relativamente translúcidas y deben ser empleadas con pilares vitales o no pigmentados. Las estructuras tienen una resistencia a la flexión de 292 MPa,⁴⁸⁻⁵¹ y una tenacidad a la fractura de 2.48 MPa m^{0.5 52,53}.

La combinación de la alúmina infiltrada con vidrio con 35% de Zirconia parcialmente estabilizada (Vita In-Ceram Zirconia) son también otra modificación de la original Vita In-Ceram Alumina® y puede ser usada para realizar cofias individuales para dientes posteriores y estructuras para prótesis parciales fijas. En términos de translucidez, estas estructuras son opacas⁵⁶.

Para fabricar las estructuras, el ceramista puede emplear la técnica slip-casting o el maquinado de bloques parcialmente sinterizados. Con este sistema las mínimas dimensiones críticas de los conectores son de 4 a 5 mm en sentido oclusogingival y de 3 a 4 mm en sentido bucolingual⁵⁷. Su resistencia a la flexión es de 421 a 800 MPa^{49-51,57} y una Tenacidad a la fractura de 6 a 8 MPa m^{0.5 57}.

4.4 OXIDOS CERÁMICOS

El tercer grupo está conformado por las cerámicas policristalinas de alta resistencia también llamadas óxidos cerámicos, los cuales carecen de fase vítrea y en ellas todas sus partículas están densamente empacadas. Mientras este grupo tiene propiedades mecánicas superiores, son relativamente opacas comparadas con el grupo de de las cerámicas vítreas, luego pueden emplearse exitosamente cuando se tienen pilares pigmentados.

El primer material en el grupo de los óxidos cerámicos es el óxido de aluminio de alta pureza densamente sinterizado (Procera Alúmina, Nobel Biocare). Su resistencia a la flexión es de 487 - 699 MPa^{52,58,59} y tenacidad a la fractura de 4.48 a 6 MPa m^{0.5 52}.

Ha sido exitosamente empleado para la realización de cofias y estructuras para dientes anteriores y posteriores como lo confirman varios estudios clínicos⁶⁰⁻⁶²; las mínimas dimensiones críticas de los conectores son 4 mm en sentido oclusogingival y 3 mm en sentido bucolingual.

El segundo material en el grupo de los óxidos cerámicos y el más reciente son los poli cristales de dióxido de zirconio tetragonales estabilizados con itria (Y-TZP). Esta es una cerámica poli cristalina de alta resistencia y libre de vidrio con propiedades mecánicas superiores e indicada para la fabricación de cofias para dientes anteriores y posteriores y estructuras para prótesis parcial fija^{1,63,64}. Posee una resistencia a la flexión aproximada de 900-1200 MPa,⁶³ y tenacidad a la fractura de 9-10 MPa m.^{0.5}⁶³. También ofrece superior biocompatibilidad: estudios han demostrado menor adhesión y acumulación bacteriana alrededor del Dióxido de zirconio cuando se compara con el titanio^{65,66}. Esta propiedad podría tener un impacto positivo en la salud de los tejidos periodontales particularmente cuando se emplea el dióxido de zirconio en la elaboración de pilares sobre implantes y cofias para coronas y estructuras⁶⁷.

Actualmente hay numerosos sistemas restaurativos para la elaboración de cofias y estructuras para prótesis parciales fijas en Y-TZP. Algunos sistemas son Cercon, Dentsply Ceramco; Lava, 3M ESPE; Cerec InLab, Sirona; Everest Kavo; y IPS e.max ZirCAD ivoclar vivadent.

Los estudios clínicos iniciales mostraron resultados favorables con prótesis parciales fijas de tres, cuatro y cinco unidades que han permanecido en posición entre 24 y 31 meses con cementación convencional^{68,69}. Estos estudios demostraron por primera vez la ausencia de fallas en las estructuras (tanto en las cofias como en los conectores) pero mostraron fracturas en la cerámica de recubrimiento. Se llegó a la conclusión de que el eslabón más débil en este tipo de restauraciones eran las cerámicas de revestimiento las cuales son esencialmente porcelana feldespática de baja fusión con baja resistencia a la flexión y baja tenacidad a la fractura. La investigación y el desarrollo de nuevas cerámicas de recubrimiento con mejores propiedades mecánicas podrían asegurar la supervivencia de este tipo de restauraciones.

La transmisión de la luz y el incremento en la translucidez especialmente en el área cervical son de gran importancia estética y es una característica única con este tipo de restauraciones completas en cerámica⁷⁰. Estudios han demostrado que las cerámicas de magnesio-alúmina infiltradas con vidrio, cerámicas vítreas reforzadas con leucita y disilicato de litio son ampliamente recomendadas para restaurar dientes con una elevada translucidez^{55,71}. La Alúmina de alta pureza densamente sinterizada está indicada en casos de translucidez promedio mientras que la alúmina infiltrada con vidrio y la alúmina infiltrada con vidrio y 35% de zirconio parcialmente estabilizado son recomendadas solamente cuando hay dientes naturales opacos o en zonas no estéticas⁵⁶. Un estudio demostró que el Dióxido de zirconio permite una transmisión de la luz parecida a la alúmina de alta pureza densamente sinterizada⁷².

4.5 VENTAJAS DE LAS RESTAURACIONES COMPLETAS EN CERÁMICA

La primera y más importante ventaja de estos sistemas cerámicos es el incremento en la

Translucidez y la transmisión de la luz a través de la restauración. Esta propiedad le genera a la restauración una apariencia más natural y vital^{56,73}. La segunda ventaja, es la capacidad de opacar que tienen algunas cerámicas para la elaboración de cofias y estructuras, esto elimina la necesidad de utilizar cerámicas opacas permitiendo resultados considerablemente más estéticos⁴⁰. Tercero, permite la ubicación de los márgenes en forma supragingival, sin comprometer la estética, esto adicionalmente genera reconocidos beneficios periodontales y facilita el proceso de fabricación y cementación de las restauraciones^{40,74-76}. Cuarto, con las restauraciones completas en cerámica, se reduce el riesgo de sobrecontorno y sus reconocidas consecuencias⁷⁷. Quinto, las cerámicas son bajos conductores térmicos, lo cual genera menos sensibilidad térmica y menor potencial irritación pulpar. Sexto, en ciertas situaciones clínicas, no hay necesidad de hacer reducciones tan profundas, por tanto hay conservación de estructura dentaria remanente y finalmente, un pequeño porcentaje de la población es hipersensible a las aleaciones dentales que contienen tanto metales nobles como metales base como el Paladio y el Nickel. Las restauraciones libres de metal eliminan este problema^{78,79}.

4.6 DESVENTAJAS DE LAS RESTAURACIONES COMPLETAS EN CERÁMICA

Con estos sistemas cerámicos cuando se elaboran estructuras para prótesis parciales fijas, es muy importante el diseño cuidadoso de los conectores y espesor de cofias de acuerdo a los requerimientos del sistema empleado. La creación de fuertes tensiones en la zona de los conectores incrementa el riesgo de su fractura, como en los casos de cantilivers y pilares con compromiso periodontal que presentan una gran movilidad. Particularmente estas dos situaciones clínicas generan una gran concentración de esfuerzos en la zona de los conectores⁸⁰. Segundo, el tamaño de los conectores puede invadir el nicho gingival dificultando la higiene oral y afectando la salud de la papila interdental⁸¹. Finalmente, no hay datos clínicos disponibles acerca de la eficacia y comportamiento de estos sistemas cerámicos bajo condiciones de actividad parafuncional y bruxismo no controlados.

4.7 EL DIÓXIDO DE ZIRCONIO

4.7.1 HISTORIA

El Dióxido del metal Zirconio, conocido como Dióxido de Zirconio (ZrO_2) o Zirconia, fue identificado como tal en 1789 por el químico alemán Martin Heinrich Klaproth¹ y aislado como metal por el químico sueco Jöns Jakob Berzelius en 1824. Ha sido usado por mucho tiempo en la industria, como pigmento cerámico, material abrasivo, agente refractario y, por su reconocida resistencia al desgaste, se ha empleado para fabricar cuchillas para cortar Kevlar, cintas magnéticas y filtros de cigarrillo¹. Por su estabilidad química y dimensional, propiedades mecánicas y resistencia acompañadas de un módulo de Young similar a las aleaciones de acero inoxidable, se originó el interés de usar el Dióxido de Zirconio o Zirconia como biomaterial cerámico.^{5,6} El primer artículo relacionado con la aplicación biomédica del Dióxido de Zirconio fue publicado en 1969 por Helmer y Driskell y trata sobre la fabricación de cabezas de fémur en reemplazos totales de cadera¹. En 1975 el físico británico Ron Gravie publicó los resultados de sus investigaciones acerca de la posibilidad de estabilizar la estructura tetragonal del dióxido

de zirconio añadiéndole aproximadamente un 5,5% de óxido de itria, esto generó un material con propiedades mecánicas excepcionales y una elevada estabilidad biológica. Solamente hasta principios de la década de los noventa el Dióxido de zirconio estabilizado con itria se expandió al campo odontológico y se ha empleado desde entonces en la elaboración de pilares para implantes y postes para endodoncia⁸²⁻⁸⁴ y actualmente es considerado como una alternativa para la elaboración de estructuras para coronas completas y puentes fijos en restauraciones completas en cerámica.

4.7.2 DEFINICION DE CONCEPTOS

4.7.2.1 Zirconio: (o Circonio) es un elemento químico de número atómico 40 situado en el grupo 4, periodo 5 de la tabla periódica de los elementos y pertenece a la serie de los metales en transición. Su símbolo es Zr, y corresponde a un metal duro, similar al acero, de color blanco grisáceo, brillante y muy resistente a la corrosión. (fig.1). Su nombre proviene del árabe “zargun”, que significa “color dorado” y a su vez “zargun” proviene de las palabras persas Zar (dorado) y Gun (Color)^{1,85}. Tiene una densidad de 6.49 g/cm³ punto de fusión de 1855 grados centígrados y punto de ebullición de 4409 grados centígrados. Es un elemento abundante en la naturaleza, ocupa el lugar 18 en abundancia entre los elementos de la corteza terrestre en donde por ser muy reactivo, no se encuentra en estado puro o como metal libre, sino en forma combinada, formando parte de muchos minerales, como el mineral circón (silicato de circonio, ZrSiO₄), o la badeleyita o zirconita (ZrO₂). La producción anual en el mundo es alrededor de 7000 toneladas, provenientes principalmente de minas en Australia, Brasil, India, Rusia y Estados Unidos.



Figura1- Imagen del Zirconio. Metal duro, de color blanco grisáceo, brillante y muy resistente a la corrosión⁸⁵.

4.7.2.2 Dióxido de Zirconio (ZrO₂): También conocido como Zirconia, es el óxido del metal Zirconio de forma blanca y cristalina. Es un compuesto químico de iones metálicos de Zr⁴⁺ y de un ion óxido O²⁻. El resultado es un compuesto oxídico de carácter iónico, el cual a pesar del ión metálico Zr⁴⁺, no pertenece a los metales, pero si al grupo de sustancias inorgánicas no metálicas.

Es básicamente equivocado hablar de metal o de acero en este contexto porque el óxido de zirconio es claramente una cerámica de óxido con grano fino y con una estructura policristalina. Se encuentra en minerales como la Badeleyita (ZrO_2) y el Circón ($ZrSiO_4$). A temperatura ambiente tiene una estructura cristalina hexagonal densamente empacada y forma un número de compuestos conocidos como las sales de zirconato y el zirconil.

Los cristales de Dióxido de zirconio, son bien conocidos por su polimorfismo y se pueden encontrar en tres formas cristalinas: 1) Cúbica (C) en forma de un prisma recto, con lados cuadrados, 2) Tetragonal (T), en forma de un prisma recto, con lados rectangulares y, 3) Monoclínica (M) en forma de prismas deformados con lados en forma paralelópeda¹⁻³ (Figura 2)

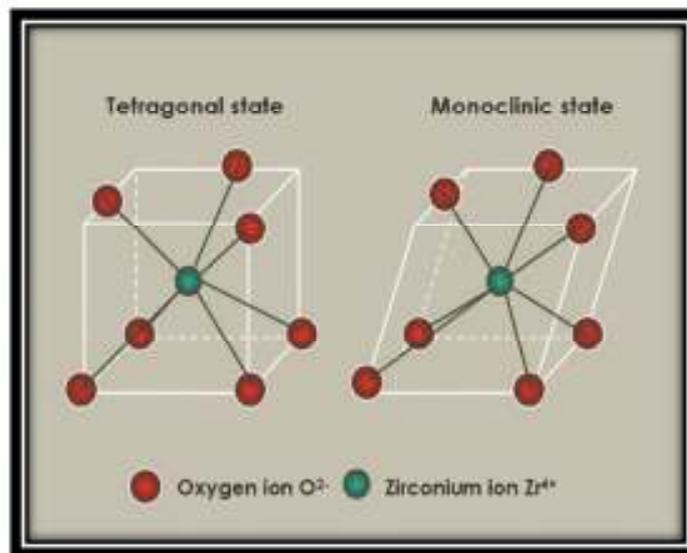


Figura 2- Fases cristalográficas tetragonal y monoclínica del Dióxido de zirconio⁴.

La fase cúbica es estable por encima de los 2370 grados centígrados, y se caracteriza por tener unas propiedades mecánicas moderadas; la fase tetragonal es estable entre los 1170 y 2370 grados centígrados, y sus propiedades mecánicas son mejoradas, mientras que la fase monoclínica, que es estable por debajo de los 1170 grados centígrados presenta un desempeño mecánico reducido e induce la reducción entre la cohesión de las partículas de cerámica y su densidad¹⁻³. (Figura 3). Los cambios en el volumen de tipo expansivo (de cúbico a tetragonal una expansión de 2.31% y de tetragonal a monoclínico una expansión de 4.5%) durante el enfriamiento del dióxido de zirconio puro asociados a esta transformación de fases, genera desde fracturas, hasta su destrucción final en forma de pequeños fragmentos. Esta situación es lo suficientemente importante como para hacer que este material sea no utilizable en eventos donde se requiere de una estructura sólida intacta^{1-3,86}.

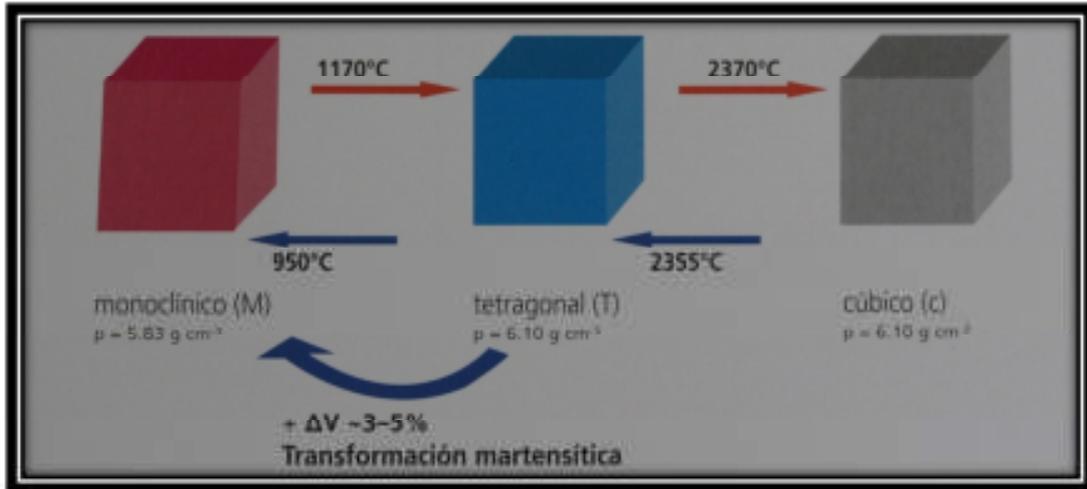


Figura 3- Polimorfismo y cambios volumétricos del Dióxido de zirconio por transformación martensítica a diferentes temperaturas⁴.

Esta característica específica del dióxido de zirconio (polimorfismo y cambios volumétricos por transformación martensítica) ha sido utilizada para desarrollar materiales especiales con propiedades controladas selectivamente. Para este propósito se ha desarrollado un Dióxido de zirconio sintético el cual contiene agentes estabilizadores, tales como el Oxido de magnesio (MgO), Oxido de Itria (Y₂O₃), Oxido de Calcio (CaO), Oxido de Cerio (Ce₂O₃) etc. Estos agentes estabilizadores cumplen con distintas funciones dependiendo de la cantidad agregada, como para mantener la fase tetragonal metaestable a temperatura ambiente, lograr la transformación de la fase tetragonal a temperaturas más bajas y finalmente para mantener la fase cúbica meta estable a temperatura ambiente¹⁻³.

4.7.2.3 Dióxido de Zirconio Estabilizado: A partir de 1972, la comunidad científica descubrió que al alejar el Dióxido de zirconio con varios óxidos “estabilizantes” como el Oxido de magnesio (MgO), Oxido de Itria (Y₂O₃), Oxido de Calcio (CaO), y el Oxido de Cerio (Ce₂O₃), etc, se puede estabilizar las fases tetragonal y/o cúbica a temperatura ambiente, permitiendo la formación de un material monofásico o multifásico. El Dióxido de zirconio puede ser completamente estabilizado en una forma monofásica conocida como TZP cuando más de 16 mol % CaO (7.9 por ciento por peso), 16 mol% MgO (5.86 por ciento por peso) o 8 mol% Y₂O₃ (13.75 por ciento por peso) son adicionados al Dióxido de Zirconio y este se presenta en una sola fase que puede ser cúbica o tetragonal a temperatura ambiente. Con la adición de pequeñas cantidades de óxidos estabilizadores, el Dióxido de zirconio puede también ser parcialmente estabilizado en una forma multifásica a temperatura ambiente también conocida como zirconia parcialmente estabilizada (PSZ). La microestructura de la zirconia parcialmente estabilizada a temperatura ambiente generalmente consiste en zirconia cúbica, como fase dominante y fases tetragonales y monoclinicas como fases menores¹⁻³ (Figura 4).

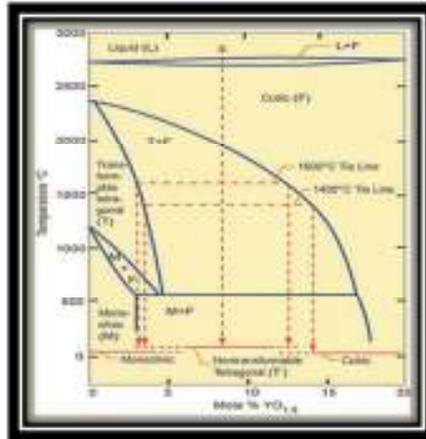


Figura 4- Diagrama de fases del Zirconio parcialmente estabilizado⁸⁷.

Cuando una fractura se propaga entre la masa del material, los granos tetragonales se pueden transformar en monoclinicos. Esta transformacion esta asociada con una expansión volumetrica de 3 a 5% de los granos, lo cual genera fuerzas compresivas en el frente de la fisura. Por esta razon se requiere de energía adicional para continuar con la propagacion de la fractura. Este mecanismo de absorcion de energía se da por la transformacion tipo martensitica que ocurre en el frente de la fractura. La tenacidad a la fractura de este material se basa en este mecanismo de disipacion de energía que opera a nivel microscopico. El aumento en la tenacidad es obtenido porque la energía asociada a la propagacion de la fractura es disipada tanto por la transformacion T-M y las tensiones compresivas generadas por la expansion volumetrica. Este mecanismo es conocido como transformacion por endurecimiento y es considerado como la base de la alta resistencia de Y-TZP¹⁻⁴ (Figura 5).

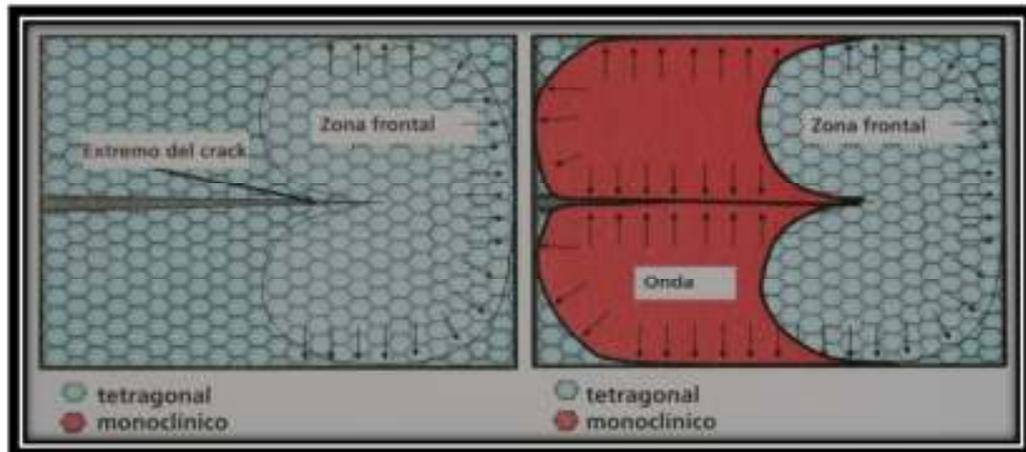


Figura 5- Diagrama de propagación de una fractura (crack) y transformacion por endurecimiento⁴.

4.7.3 CLASIFICACION DE LAS CERÁMICAS DE DIÓXIDO DE ZIRCONIO

En los últimos treinta años, se han desarrollado un importante número de distintas cerámicas de Dióxido de zirconio de alto rendimiento. En estos materiales, la transformación de la fase tetragonal a monoclinica también conocida como transformación por endurecimiento, ha sido empleada para reducir la fragilidad inherente de las cerámicas, mejorando aspectos tan importantes como son las propiedades mecánicas y la biocompatibilidad. Tres ejemplos de estas cerámicas con aplicación odontológica son:

4.7.3.1 Cerámicas endurecidas por dispersión

Es un material cerámico compuesto por dos fases o elementos, en donde el dióxido de zirconio en forma tetragonal actúa como la fase menor, y es dispersado en otra fase, como la alumina que actúa como fase mayor. Es también conocido como ZTA⁵¹⁻⁵³. La estabilidad de la fase tetragonal a temperatura ambiente es controlada por el tamaño de la partícula, forma de la partícula y localización (inter o intragranular)^{2,3}. Un ejemplo comercial de una cerámica endurecida por dispersión es la In-ceram Zirconia® la cual está compuesta por 30% de vidrio y 70% de cerámica policristalina compuesta por Al₂O₃:ZrO₂ en una relación por volumen de 70:30. La microestructura de la In-ceram Zirconia® se puede ver en la figura 6, en la cual los granos de zirconia aparecen más claros comparados con los granos de alumina más oscuros². Con este material se obtienen excelentes propiedades mecánicas promovidas por una fina y uniforme dispersión de los granos de dióxido de zirconio en la matriz de alúmina^{50,51}.

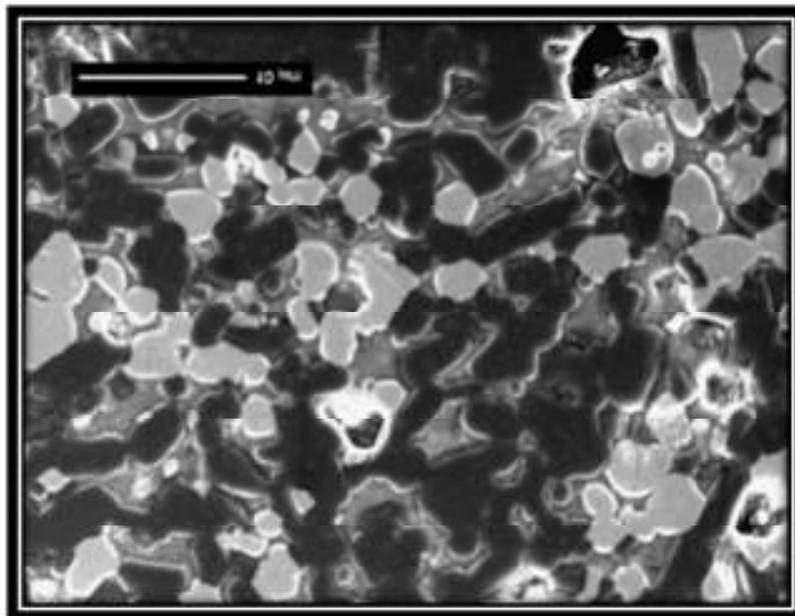


Figura 6- Imagen de a microestructura de la In-ceram Zirconia® (ZTA)²

4.7.3.2 Circonia parcialmente estabilizada (PSZ)

La adición de óxidos estabilizadores, como CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃, al dióxido de zirconio puro, en concentraciones menores que las requeridas para una completa estabilización, genera un material multifásico conocido como zirconia parcialmente estabilizada (PSZ). Su microestructura a temperatura ambiente generalmente consiste en dióxido de zirconio en forma cúbica como fase mayor, con dióxido de zirconio de forma monoclinica y tetragonal precipitados como fase menor. Estos precipitados pueden existir como granos aislados o dentro de la matriz de granos cúbicos^{2,3}. (Figura 7)

La estabilización completa no es lograda en estos materiales y es por esto que son llamados zirconia parcialmente estabilizada o PSZ y en ellos, el agente estabilizador se coloca como un prefijo, ejm: Ca-PSZ, Mg-PSZ, Y-PSZ, etc. Un ejemplo comercial de Mg-PSZ es el Denzir-M® Dentronic AB, disponible en bloques completamente sinterizados para el maquinado de estructuras. En la actualidad, este material se ha dejado de utilizar no solo por presentar porosidades asociadas al tamaño de su grano¹ sino por realizarse con polvos que contienen grandes cantidades de agentes radioactivos e impurezas químicas⁸⁸

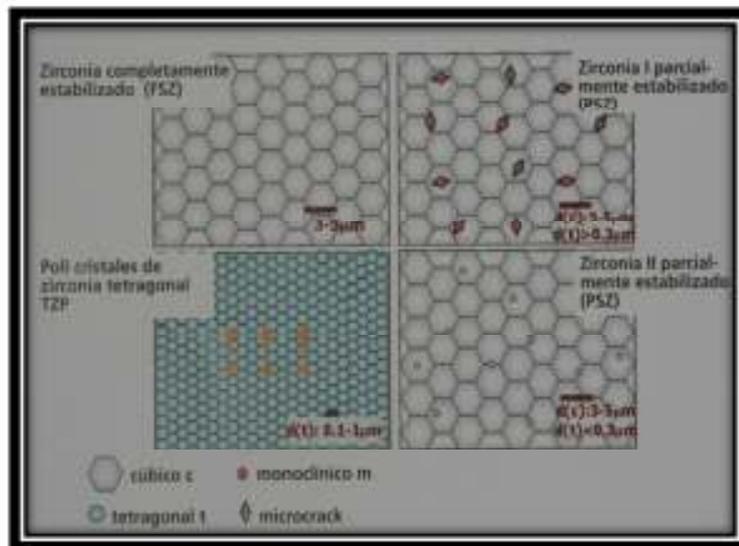


Figura 7- Imagen de diferentes tipos de micro estructuras de cerámicas de Dióxido de Zirconio⁴.

4.7.3.3 Dioxido de zircinio policristalino en una sola fase (TZP)

Es un material cerámico compuesto esencialmente por una sola fase en forma tetragonal de tamaño de grano fino y puede ser estabilizado con Itria, Cerio, etc. (Y-TZP, Ce-TZP) ejemplos comerciales son Cercon® (Dentsply), DC Zirkon® (DCS Precident), Lava® (3M ESPE). (Figura 8)

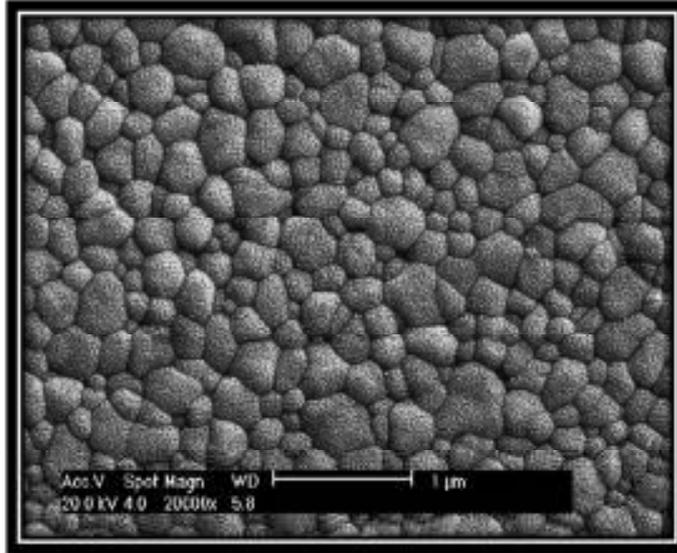


Figura 8- imagen de 3Y-TZP para aplicaciones dentales. (Cercon®, Dentsply Ceramco)².

El Dioxido de zirconio totalmente estabilizado con Itria se consigue con la adición de 2 a 3 mol% de Oxido de Itria (Y_2O_3) como agente estabilizador al Dioxido de Zirconio, obteniéndose una cerámica formada 100% de pequeños granos tetragonales en forma metaestable¹⁻³. La fracción de la fase tetragonal retenida a temperatura ambiente depende de la temperatura de procesado, del contenido de Itria, del tamaño del grano y la presión ejercida sobre los granos por la matriz¹⁻³. Para obtener fase tetragonal metaestable a temperatura ambiente, el tamaño del grano debe ser menor de 0.8 micras y mayor de 0.2 micras. Por encima de 0.8 micras, comienza a aparecer una transformación espontánea de fase tetragonal a monoclinica y por debajo de 0.2 micras la transformación no es posible². Igualmente el incremento en la concentración de los óxidos estabilizadores, puede reducir la tasa de transformación de fases.

Las condiciones de sinterización también tienen un fuerte impacto tanto en la estabilidad como en las propiedades mecánicas del producto final pues esto determina el tamaño del grano. A más elevadas las temperaturas de sinterización y más prolongados los tiempos de sinterización se generan granos de tamaño más grande².

Y-TZP tiene propiedades excepcionales y de gran interés para la ingeniería biomédica como son su alta resistencia, tenacidad a la fractura, dureza, resistencia al uso, buen comportamiento friccional, comportamiento no magnético, aislante eléctrico, baja conductividad térmica, resistencia a la corrosión en álcalis y ácidos, módulo de elasticidad similar al acero y coeficiente de expansión térmica similar al hierro. Adicionalmente está regulado por norma ISO 13356 y ASTM (American Society for Testing and Materials) F1873.

4.7.4 BIOCOMPATIBILIDAD

Un pequeño porcentaje de la población es sensible a las aleaciones dentales que contienen tanto metales nobles como metales base, como el paladio y el níquel entre otros. Las restauraciones completas en porcelana eliminan este problema^{5-7,65,66,78,79,89-91}

La biocompatibilidad del Y-TZP ha sido evaluada tanto en estudios in-vitro como in-vivo sin reportarse efectos adversos por parte del material, especialmente cuando han sido totalmente purificados de contenido radioactivos⁵⁻⁷. Los resultados de dos recientes estudios también demostraron menor porcentaje de acumulación bacteriana alrededor de Y-TZP comparado con el titanio en términos de números presencia de patógenos^{65,66}.

4.7.5 ENVEJECIMIENTO

El proceso de envejecimiento del Y-TZP consiste en una transformación espontánea y progresiva de la fase tetragonal a la fase monoclinica. Esta transformación finalmente resulta en un deterioro de las propiedades mecánicas como son la reducción en la resistencia, tenacidad a la fractura y la densidad del material; adicionalmente, hay un incremento en el contenido de fase monoclinica¹. Una lenta transformación de la fase tetragonal a monoclinica ocurre cuando el Y-TZP entra en contacto con agua o vapor, fluidos corporales o procesos de esterilización con autoclaves lo cual genera un daño superficial^{1,92,93}. Swabb concluye que el rango de temperatura más crítica para el desarrollo del proceso de envejecimiento se encuentra entre los 200 a 300 grados centígrados. La degradación de las propiedades mecánicas, por la transformación de las fases tetragonal a monoclinica viene acompañada de micro y macro fracturas del material. La transformación de fases tetragonal a monoclinica comienza en la superficie del material y progresa hacia la masa del material. La reducción en el tamaño del grano y/o el incremento en la concentración de óxidos estabilizadores reducen la tasa de transformación y finalmente la transformación de fase tetragonal a monoclinica es incrementada en el agua o vapor^{1,93}.

La degradación superficial del material durante el envejecimiento por bajas temperaturas genera superficies rugosas, incremento en el desgaste y microfisuras, eliminación de granos y liberación de partículas y posible daño prematuro⁹⁴. Las rugosidades en la superficie posiblemente son causadas por las partículas más voluminosas de fase monoclinica transformada en la superficie. También son observados cráteres como resultado del desprendimiento de partículas de fase monoclinica de la superficie del material⁹⁴. El nivel de degradación varía entre las cerámicas de Y-TZP porque el comportamiento de envejecimiento está relacionado con las diferencias en el equilibrio entre parámetros estructurales (como contenido de Itria y su distribución, tamaño del grano, cantidad de fisuras) y la duración de la exposición al medio de envejecimiento, carga de la restauración y proceso de fabricación^{1,94}.

4.7.6 PROCESADO

Las estructuras de Dióxido de zirconio pueden ser procesadas con la técnica sustractiva, mediante el maquinado de un bloque sólido principalmente de Y-TZP⁹ o con la técnica aditiva, particularmente empleada para cerámicas tipo Ce-TZP⁹⁵. El maquinado de un bloque de zirconia (Técnica por sustracción) puede ser realizado en estado verde o parcialmente sinterizado (también llamado en estado blanco o a poro abierto), o totalmente sinterizado⁹.

La mayoría de los sistemas CAD/CAM utilizan cerámicas tipo Y-TZP parcialmente sinterizadas o en estado verde. El proceso de maquinado se realiza con fresas de carburo en un medio ambiente seco. El resultado es un procedimiento mucho más rápido, que requiere de un equipo de maquinado menos voluminoso, sofisticado y costoso, generando un menor desgaste para el equipo y sistema de corte. Con esta técnica, adicionalmente se obtienen estructuras con limitados daños superficiales o profundos (Vacíos, fracturas o fisuras)⁹⁶. Estas estructuras requieren finalmente de un proceso de sinterización que está acompañado de una contracción aproximada de un 20% la cual debe ser inicialmente calculada y compensada para asegurar un correcto asentamiento de las estructuras. Este proceso genera una estructura virtualmente libre de fase monoclinica final⁹⁷.

El maquinado de bloques de Y-TZP completamente sinterizados requiere de equipos muy voluminosos, sofisticados y costosos, que emplean fresas de diamante debidamente refrigeradas. Es un procedimiento lento, en el cual no hay cambios dimensionales de la estructura porque no se requiere de sinterización final; pero con este procedimiento, no solo se inducen micro fracturas en las estructuras sino también se presenta una significativa cantidad de fase monoclinica retenida final⁹⁸.

Después de la sinterización final la mayoría de los fabricantes no recomiendan desgastes adicionales de las estructuras o su arenado para evitar la transformación indeseable de fases que termina, finalmente en una disminución en la resistencia⁹⁹. Desgastes bruscos producen daño superficial y formación de defectos en las estructuras¹⁰⁰. En el día a día las estructuras son sometidas a diferentes tipos de daño superficial como resultado de los procesos de maquinado y otros procedimientos de laboratorio. Como consecuencia las propiedades mecánicas y la estabilidad a largo plazo de las restauraciones terminadas pueden ser completamente diferentes a aquellas del material inicial.

4.7.7 EFECTOS DEL DESGASTE EN LAS ESTRUCTURAS DE ZIRCONIA

El desgaste de estructuras de Y-TZP ya sinterizadas, genera una transformación martensítica de la fase tetragonal a la fase monoclinica a varias micras por debajo de la superficie del material, desarroyándose fuerzas compresivas como resultado de la expansión volumétrica relacionada con la transformación de fases¹⁻³. Estos esfuerzos compresivos, previenen la formación o la propagación de microfisuras superficiales pero se promueve el daño subsuperficial o superficial del material¹⁰¹. El mecanismo responsable de este daño es el desprendimiento de los granos por la expansión volumétrica y la formación de microcráteres después de la transformación de fases¹⁰¹. Este desprendimiento de granos y formación de microcráteres superficiales, genera finalmente, una superficie porosa y rugosa que favorece adicionalmente el envejecimiento prematuro del material y disminuye su resistencia¹.

El excesivo calor local generado durante algunos procedimientos de desgaste superficial, (desgaste en seco) puede exceder la temperatura de transformación de fase tetragonal a monoclinica y por esta razón promover una transformación de fase monoclinica a tetragonal conocida como una transformación reversa. Se forma una fase rombohedra después de este tipo de desgaste, la cual presenta un comportamiento similar a la fase tetragonal, lo que podría explicar el incremento promedio en la resistencia a la flexión y

aumento en la resistencia a la propagación de fracturas que ocurre después de los desgastes superficiales¹⁰¹. Cualquier procedimiento encaminado a la disminución de fisuras durante el procesamiento mejorará la estabilidad del material; adicionalmente, métodos como el maquinado de cerámicas parcialmente sinterizadas y los procedimientos libres de desgastes aumentan la resistencia de las restauraciones de Zirconia¹.

4.7.8 EFECTOS DEL ARENADO EN LAS ESTRUCTURAS DE ZIRCONIA

Las estructuras en Dióxido de zirconio o Zirconia son sometidas a diferentes tipos de tratamientos durante su fabricación que pueden generar deterioro superficial como consecuencia no solo del maquinado durante su elaboración, sino de otros tipos de procedimientos adicionales, realizados en el día a día en los laboratorios dentales, como son el desgaste y arenado previo al montaje de la cerámica de recubrimiento o procedimientos clínicos realizados por los odontólogos para promover la adhesión de los medios de cementación a las estructuras¹⁰². Todos estos procedimientos, generan un endurecimiento de las estructuras a expensas de la transformación martensítica de la fase tetragonal a la fase monoclinica, pero, adicionalmente, reducen su estabilidad e incrementan las posibilidades de daño catastrófico final^{99,100,102}.

Algunos investigadores han demostrado que el arenado mecánicamente incrementa el crecimiento de fisuras superficiales y defectos preexistentes y reduce la resistencia y el pronóstico a largo plazo de las estructuras en Dióxido de zirconio⁹⁹. Aún el defecto superficial más insignificante podría ser lo suficientemente grande como para actuar como un sitio de concentración de esfuerzos, que finalmente incrementa las probabilidades de fractura y deterioro por fatiga de la restauración⁹⁹.

El análisis bajo microscopía de las superficies arenadas mostró una superficie uniformemente áspera acompañada de desprendimiento plástico del material y grietas aleatoriamente orientadas. Sin embargo una delgada capa de fase monoclinica transformada se contrapone a la degradación, la cual es causada por las fisuras inducidas por el arenado y es lo que explica el incremento en la resistencia¹⁰³⁻¹⁰⁵. La baja temperatura y esfuerzos ocasionados por el arenado en comparación con el desgaste, disparan fácilmente la transformación de fase tetragonal a monoclinica y permite el mantenimiento de la fase monoclinica¹⁰⁶. Como resultado se logra una superficie modificada que consiste en una fase monoclinica acompañada de partículas de óxido de aluminio atrapadas. Debido a las cocciones subsecuentes de la cerámica de recubrimiento, que son llevadas a cabo a 750 grados centígrados, se mantiene o conserva la fase monoclinica. Tanto la fase monoclinica como el óxido de aluminio tienen un coeficiente de expansión térmica más bajos (en el rango de 7 a 8) que la fase tetragonal del Dióxido de Zirconio, cuyo coeficiente de expansión térmica es de 10.75¹⁰⁷. Esto genera finalmente un estado de tensiones descontroladas en la interfase entre la cerámica de recubrimiento y la estructura, creando un medio ambiente propicio para el delaminado cerámico.

Otros investigadores han demostrado que el arenado mecánicamente asiste el crecimiento de fisuras y defectos superficiales reduciendo la resistencia y el pronóstico final de la restauración¹⁰⁸.

4.7.9 COCCIÓN DE REPARACIÓN

En general la resistencia de Y- Tzp puede ser incrementada por el desgaste o arenado mientras es reducida por tratamiento termico¹⁰⁶. Dependiendo del tiempo de mantenimiento en el horno y de la temperatura, el calor inicia una transformacion de fases reversa de monoclinica a tetragonal, eliminando la fase monoclinica de la superficie del material, aliviando las fuerzas compresivas y por tanto disminuyendo la resistencia del material¹⁰⁶. Bajo condiciones clinicas, una gran cantidad de fase monoclinica en la superficie puede mejorar la resistencia a la flexion y por tanto podría ser deseable, pero una excesiva cantidad de fase monoclinica puede generar microfracturas y predisponer el material a un proceso de envejecimiento^{106,109}. Adicionalmente, genera un estado de tensiones descontroladas en la interfase entre la ceramica de recubrimiento y la estructura, creando un medio ambiente propicio para el delaminado cerámico¹⁰⁸.

4.7.10 RECUBRIMIENTO CERAMICO

La reciente introducción de las cerámicas a base de Dióxido de Zirconio como material restaurador dental ha generado considerable interés en la comunidad odontológica, por sus excelentes propiedades físicas, mecánicas y por su mecanismo de transformación de endurecimiento^{1,63,64,68,110}. El Dióxido de zirconio es aplicado actualmente en la elaboración de estructuras para coronas y puentes fijos completos en cerámica, tanto para el sector anterior como posterior y por sus propiedades físicas, permite una substancial reducción del espesor en las cofias y conectores cuando se compara con estructuras elaboradas con los otros sistemas cerámicos^{44,68,69,111,112}.

Las estructuras en Dióxido de zirconio, a pesar de que se pueden pigmentar para generar una caracterización interna, requieren de recubrimiento cerámico para cumplir con las expectativas estéticas del paciente.

El éxito a largo plazo de las restauraciones en zirconio-porcelana, parece estar determinado por el aspecto más frágil que es la cerámica de recubrimiento y su adhesión limitada con la estructura en Y-TZP. En el caso de las restauraciones con estructuras elaboradas en Dióxido de zirconio y recubiertas con cerámica estratificada, usualmente la falla ocurre en la interface o a nivel de la cerámica de recubrimiento. Los resultados de estudios clínicos a corto plazo han mostrado que las prótesis parciales fijas de Y-TZP presentan unas tasas de supervivencia prometedoras tanto cuando se utilizan para el sector anterior como posterior^{68,69,113-117}, sin embargo, el delaminado cerámico se ha reportado en un 15% en 24 meses⁶⁹, 13% en 36 meses¹¹⁶, y 25% en 31 meses⁶⁸. Cuando se comparan estos resultados con los de las restauraciones en metal-cerámica, el delaminado de las restauraciones en zirconia-porcelana ha mostrado ser significativamente más alto. Las restauraciones en metal-cerámica presentan una tasa de delaminado de 0.4% para diente único¹⁴, y 2.9% para prótesis parciales fijas después de 36 meses de seguimiento¹⁵. Las observaciones por periodos más largos (más de 5 años) muestran la fractura y el delaminado cerámico como el principal problema de las restauraciones en zirconia-porcelana, con tendencia a su incremento con el tiempo (15.2%). En estos estudios las tasas de fractura de las estructuras en Y-TZP, han mostrado ser relativamente bajas (2.2%)^{68,69,113,116}.

Los resultados de estudios in-vitro cuando se somete al test de cizalla la interface metal-cerámica, han mostrado tasas de resistencia de la interface adhesiva de entre 61.40 y 96.80 Mpa¹¹⁸⁻¹²⁰, mientras que para las restauraciones completas en cerámica es de 16 a 42 Mp^{11-13,121,122}

Los resultados de análisis fracturo gráficos de prótesis parciales fijas de cuatro unidades en Y-TZP para el sector posterior, mostraron que las fracturas primarias se iniciaron en la cerámica de recubrimiento, ubicada en la porción gingival de los conectores, y las fracturas determinantes se produjeron en las estructuras.¹²³ La interface entre las estructuras en Dióxido de zirconio y las cerámicas de recubrimiento han mostrado ser uno de los aspectos más débiles en este tipo de restauraciones^{2,13,113,116}

Muchas variables pueden afectar la resistencia final de la adhesión entre las estructuras en Dióxido de zirconio y la cerámica de recubrimiento, como son el soporte insuficiente de la cerámica de recubrimiento por el diseño defectuoso de la estructura¹²⁴, la pobre humectación de las estructuras por la cerámica de recubrimiento, la contracción de la cerámica de recubrimiento durante la cocción, la formación de fisuras y porosidades inherentes al procesado, la transformación de fases de los cristales en la superficie de las estructuras de zirconio por los cambios térmicos y/o tensiones por cargas, los cambios en la composición de la cerámica comparada con las cerámicas convencionales feldespáticas, las diferencias en los coeficientes de expansión térmica, los tratamientos superficiales y térmicos realizados en la superficie de las estructuras que pueden estar asociados con la transformación de fases y cambios locales de los coeficientes de expansión térmica y la degradación de la cerámica^{12,106,124-130}. Adicionalmente, es importante entender que el índice de conductibilidad térmica del Y-TZP es 12 veces inferior al de las cerámicas de recubrimiento. Esto finalmente causa un debilitamiento de la interface con un acumulo de porosidades en la interface entre la estructura y la cerámica de recubrimiento. Todos los efectos de estas variables en forma individual o combinada pueden influir en la interface y por tanto, en el éxito clínico de estas restauraciones¹³⁰.

El coeficiente de expansión térmica de la cerámica de recubrimiento debería ser algo menor al coeficiente de expansión térmica de la estructura en zirconio. Durante el proceso de enfriamiento a temperatura ambiente estas diferencias generan tensiones compresivas en la masa de la cerámica de recubrimiento favoreciendo las fuerzas de adhesión entre los dos materiales^{131,132}. La tabla 1 muestra la lista de materiales usados en este estudio, con su respectiva utilidad, composición y coeficientes de expansión térmica.

Nombre	Utilidad	Composición	CET (100-400·c)	CET (100-500 ·c)
IPS e.max ceram dentina A2®	Cerámica en polvo para estratificación	Cerámica de vidrio de nano-flúor-apatita de baja fusión para aplicar sobre cerámica prensada y/o estructuras de zirconio.	9.5	
IPS e.max ZirCAD B40®	Bloques de óxido de zirconio para la tecnología CAD/CAM	Bloques de óxido de zirconio pre sinterizados y estabilizados con ltria.	10.8	10.8
IPS e.max ZirPress® MO A2	Pastilla de cerámica de vidrio de Fluorapatita para inyección sobre óxido de zirconio.	Cerámica de vidrio de flúor-apatita para la técnica de inyección sobre dióxido de zirconio.	9.8	9.9

Tabla 1- Propiedades de los materiales de acuerdo con el fabricante

La adhesión de la cerámica de recubrimiento al dióxido de zirconio es principalmente por interacciones de tipo micromecánico entre las estructuras y la cerámica de recubrimiento; por tanto las propiedades mecánicas de ambos materiales deben ser similares con el fin de lograr una adhesión adecuada y durable¹³³.

Defectos microestructurales en la porcelana como porosidades, inclusiones, son otra posible razón para la delaminación de la cerámica de recubrimiento. Estratificar una porcelana en forma densa y homogénea sobre una estructura de zirconia es un procedimiento complejo donde también están involucrados factores de humectabilidad¹³⁴.

El buen pronóstico de las coronas y puentes fijos completos en cerámica a base de Dióxido de zirconio depende adicionalmente, de un cuidadoso diseño de las estructuras

en términos de espacio y soporte para la cerámica de recubrimiento y tamaño, forma y posición de los conectores^{69,135-138}. Con la introducción de los sistemas CAD/CAM en odontología, inicialmente, se generaron estructuras delgadas que permitían un excesivo espesor de las cerámicas de recubrimiento¹³⁹. Este problema fue causado principalmente por limitaciones en el software de los equipos de la época. Actualmente, los equipos han mejorado y permiten hacer un encerado virtual de la restauración, que posteriormente se reduce para finalmente obtener estructuras con características morfológicas óptimas para asegurar un adecuado soporte y espesor de las cerámicas de recubrimiento¹³⁹.

Varios estudios confirman la debilidad de las cerámicas de recubrimiento, cuando estas son sometidas a tensión^{58,134,140-143}. A pesar de que los fracasos clínicos de las restauraciones completas en cerámica se deben a un proceso muy complejo donde se conjugan muchas variables como son el paciente, cargas dinámicas, tipo y diseño geométrico de la restauración, propiedades de los materiales, fatiga de los materiales, y múltiples modos de fallas, las cargas bajo tensión parecen ser el factor causal clínico dominante del delaminado cerámico de las restauraciones completas en cerámica^{42,60,122,144-151}. Estudios recientes han mostrado que la máxima concentración de esfuerzos tensiles en prótesis parciales fijas de tres unidades en el sector posterior se localizan en la porción gingival de los conectores entre los pilares y su magnitud depende significativamente de las condiciones de carga, la forma y tamaño de los conectores¹⁵²⁻¹⁵⁴.

Los resultados de estos estudios sugieren que zonas sometidas a altos índices de esfuerzos tensiles en prótesis parcial fija como son las zonas tisulares de los conectores y pónicos en puentes fijos y otras zonas con alto índice de esfuerzos tensiles no sean recubiertas con porcelana; adicionalmente la estética en estas zonas es menos crítica^{110,141}. Igualmente se recomienda un esquema oclusal adecuado para eliminar los contactos prematuros durante movimientos excéntricos⁵⁸. Estos estudios, adicionalmente prueban que al incrementar el espesor del material empleado para realizar las estructuras, se aumenta el modulo de ruptura aun si la estructura fuese sometida a tensión o compresión. Se recomienda el diseño cuidadoso de las estructuras para maximizar su espesor e igualmente minimizar el de la cerámica de recubrimiento que son la fase más débil de las restauraciones^{69,113,116}.

Cálculos basados en fatiga bajo cargas cíclicas indican que las dimensiones mínimas de un conector para un puente de tres unidades en zirconia deben ser de 5.7 mm cuadrados, 12.6 mm cuadrados para un puente de cuatro unidades y 18.8 mm cuadrados para un puente de cinco unidades¹³⁵. Otros investigadores recomiendan que el tamaño mínimo de un conector para una prótesis parcial fija de cuatro unidades en el sector posterior en Y-TZP, debe ser mínimo de 7.3 mm cuadrados¹⁵⁵.

Una nueva generación de cerámicas de recubrimiento ha sido desarrollada en donde la cerámica de recubrimiento es calentada hasta su punto de fusión y luego prensada en la estructura de zirconio. Por la presión externa aplicada, la deformación y tensiones por enfriamiento de estas cerámicas prensadas son limitadas, lográndose un mejor contacto superficial con la estructura de zirconio.

Algunos sistemas cerámicos diseñados para el cubrimiento de estructuras en zirconio tienen un liner o sistema adhesivo que sirve para modificar el color de las estructuras en zirconio y mejorar la adhesión de las cerámicas a las estructuras^{12,121}.

4.7.11 METODOLOGÍA Y PROTOCOLOS PARA LAS PRUEBAS DE ADHESION

Actualmente hay varios métodos para evaluar la resistencia de la adhesión entre las estructuras y las cerámicas de recubrimiento. Los más usados son el test de cizalla, test de microtensión, test de carga en tres y cuatro puntos, y finalmente el test de resistencia a la flexión biaxial. Cada uno de estos test tiene sus ventajas y desventajas, las cuales han sido ampliamente discutidas en la literatura¹¹; pero una limitación común en estas pruebas es la dificultad para concentrar la fuerza aplicada en toda la interfase adhesiva durante la prueba^{122,125,131,156-159}. La prueba de la interfase adhesiva en pura tensión es difícil de alcanzar principalmente por los problemas de fijación de las delicadas muestras en la máquina de prueba.

El test de cizalla es definido como un test en el cual dos materiales son conectados vía adhesión, y sometidos a una fuerza de corte hasta que se produce la falla. La resistencia a la adhesión es calculada mediante la división de la máxima fuerza aplicada por el área de superficie adherida. Los test de cizalla han sido ampliamente utilizados por su relativa simplicidad, particularmente cuando se comparan con otros test como el de microtensión¹⁶⁰. Adicionalmente la preparación de las muestras es relativamente fácil, el protocolo del test es claro y la producción de los resultados es rápida¹⁶¹.

A pesar de todas estas ventajas, es importante también tener en cuenta algunos aspectos cuando se utilizan pruebas in-vitro para estimar el desempeño clínico de los materiales. Primero, los resultados de las pruebas in-vitro no se pueden extrapolar directamente para situaciones clínicas. Segundo, muchas variaciones existen en los resultados de los test in-vitro¹⁶¹. En el caso de los test de cizalla, grandes esfuerzos se han hecho para estandarizar la metodología con el fin de mejorar la utilidad clínica de los resultados de esta prueba in-vitro. Otros aspectos que deben ser tenidos en consideración durante estas pruebas de cizalla son el tipo de muestra utilizado, método de preparación, y experiencia del investigador. Para resolver algunas de estas inquietudes la Organización Internacional para la estandarización (The International Organization for Standardization) estableció unas guías y parámetros para estandarizar el test de cizalla en 1994.

5 HIPÓTESIS

5.1 ALTERNA:

La cerámica inyectada sobre zirconio ofrece valores más altos de resistencia de la interface adhesiva ante fuerzas de cizalla que la cerámica estratificada sobre zirconio.

5.2 NULA:

La cerámica inyectada sobre zirconio ofrece valores iguales o menores de resistencia de la interface adhesiva ante fuerzas de cizalla que la cerámica estratificada sobre zirconio.

6 OBJETIVOS

6.1 OBJETIVO GENERAL

Comparar la resistencia de la interface adhesiva ante fuerzas de cizalla entre la cerámica IPS e.max ZirPress® inyectada sobre zirconio y la cerámica e.max® para estratificación aplicada sobre el zirconio y describir el tipo de falla.

6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Determinar la resistencia de la interface adhesiva de una cerámica estratificada sobre zirconio ante fuerzas de cizalla.
2. Determinar la resistencia de la interface adhesiva de una cerámica inyectada sobre zirconio ante fuerzas de cizalla.
3. Comparar la resistencia adhesiva de una cerámica estratificada sobre zirconio y una cerámica inyectada sobre zirconio.
4. Evaluar bajo el microscopio Nikon Eclipse LV 100® con polarizador de luz reflejada, el tipo de falla (adhesiva, cohesiva o combinada)
5. Comparar el tipo de falla (adhesiva, cohesiva o combinada) entre una cerámica estratificada sobre zirconio y una cerámica inyectada sobre zirconio.

7 METODOLOGÍA

7.1 ENFOQUE METODOLÓGICO DE LA INVESTIGACIÓN:

Cuantitativo.

7.2 TIPO DE ESTUDIO:

Experimental in-vitro doble ciego.

7.3 POBLACION:

Se prepararán 30 muestras por conveniencia.

7.4 DISEÑO MUESTRAL:

Se prepararán 30 muestras por conveniencia, a partir de un bloque de zirconio pre sinterizado; luego de su sinterización final, cada muestra será de 12×7×3 mm. A 15 muestras se les aplicará cerámica con la técnica de estratificación y a las otras 15 se les aplicará cerámica con la técnica de inyección por uno de los investigadores, quien será el primer ciego. Las muestras serán finalmente sometidas a pruebas de cizalla por el segundo investigador quien será el segundo ciego, bajo el estándar internacional ASTM (The American Society for Testing and Materials) D-1002 para geometrías de especímenes de cizalla sobrepuestos, con el fin de comparar la resistencia adhesiva de los dos tipos de cerámica. Como se muestra en la tabla 1, el coeficiente de expansión térmico de las cerámicas de recubrimiento y el del Dióxido de zirconio empleados en este estudio, no tiene diferencias significativas que puedan interferir con los resultados.

7.4.1 PREPARACIÓN DE LAS ESTRUCTURAS EN ZIRCONIO

Bloques de Dióxido de zirconio pre sinterizados y estabilizados con itria para la tecnología CAD/CAM IPS e.max ZirCAD ivoclar vivadent® B40 lote No. L43435 serán cortados a baja velocidad con la máquina de corte IsoMet Buehler® para obtener una muestra por conveniencia de 30 bloques rectangulares cada uno (figura 9). Posteriormente las muestras serán lavadas bajo un chorro suave de agua corriente para eliminar los residuos del fresado y secados con aire comprimido como especifica el fabricante. Una vez los bloques estén completamente secos serán sinterizados en el horno de alta temperatura Sintramat ivoclar Vivadent® colocando cuidadosamente las muestras en las bandejas sobre el lecho de perlas de cada bandeja. Las respectivas bandejas serán colocadas dentro del horno Sintramat y las muestras se sinterizarán bajo el programa P1 que tiene una duración aproximada de 8 horas, incluido el enfriamiento. La temperatura de sinterización es de 1500 grados centígrados. (Tal como lo especifica el fabricante)



Figura 9-Imagen del corte de bloques de Dióxido de zirconio presinterizados.

Se retiraran las bandejas del horno después del proceso de sinterización y se dejarán enfriar las muestras hasta alcanzar la temperatura ambiente antes de continuar, para obtener finalmente 30 bloques sinterizados de 12×7×3 mm cada uno.

Una vez las muestras han alcanzado la temperatura ambiente, se retiraran cuidadosamente de las perlas de las bandejas. Las muestras no se pulirán para no generar esfuerzos que puedan comprometer la estabilidad final del zirconio. Igualmente no se arenaran ni se realizará cocción de regeneración. Antes del blindaje se limpiarán las muestras en ultrasonido con alcohol isopropilico al 96% por 3 minutos y luego con pistola de vapor Touchsteam Kerr®, cada una por 10 segundos.

7.4.2 PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS EN ZIRCONIO PARA EL BLINDAJE CERÁMICO Y PARA LA TÉCNICA DE INYECCIÓN.

Se utilizará el sistema adhesivo IPS e.max Ceram ZirLiner Ivoclar Vivadent® tanto para las muestras que recibirán blindaje cerámico con IPS e.Max ceram® como las que recibirán la técnica de inyección con IPS e.max Zir Press®. Se mezclará el polvo del ZirLiner ZL 1 con su respectivo líquido hasta obtener una consistencia cremosa, tal como lo especifica el fabricante. Seguidamente para cada muestra se aplicara una capa homogénea de ZirLiner® con un pincel ocupando una área de 4×7 mm, con el uso de un molde separable especialmente diseñado en acero inoxidable.

Se cuece en el horno EP 5000 Ivoclar vivadent® en el programa cocción de IPS e.max Ceram ZirLiner sobre IPS E.max ZirCAD. (Ver figura 10) Teniendo cuidado de no cocer más de 4 muestras al tiempo. Seguidamente las muestras se dividirán en dos grupos, cada uno de 15 muestras en forma aleatoria. A las muestras de uno de los grupos se les aplicará cerámica de estratificación IPS e.max Ceram® color dentinario A2 realizando una previa cocción de preparación sobre la superficie del ZirLiner® como lo especifica el fabricante. Las muestras del otro grupo se prepararan para el modelado e inyección con el sistema IPS e.max ZirPress®



Figura 10-Programa de cocción del ZirLiner.

7.4.3 COCCIÓN DE PREPARACIÓN PARA EL GRUPO DE MUESTRAS QUE RECIBIRAN CERÁMICA IPS e.max Ceram®

La baja conductibilidad térmica del óxido de zirconio requiere de cocción de preparación. La cocción de preparación asegura una contracción controlada del material de recubrimiento en dirección de la subestructura y asegura una adhesión homogénea con el material de base IPS e.max ZirLiner Ivoclar Vivadent®. Para esto se mezclará dentina color A2 IPS e.max Ceram® con IPS e.max Ceram Build-Up liquido allround® hasta obtener una consistencia cremosa, siguiendo las especificaciones del fabricante. Se aplicará un recubrimiento uniforme del material dentinario sobre la superficie de ZirLiner® de cada muestra con el uso de un molde separable especialmente diseñado en acero inoxidable. Seguidamente se colocarán cuatro muestras con el material de recubrimiento en el horno Programat EP 5000® y se pulsará el programa Cocción Wash (Cocción base) ver figura 11, hasta completar el ciclo. Este mismo proceso se realizará con todas las muestras que van a recibir cerámica estratificada.

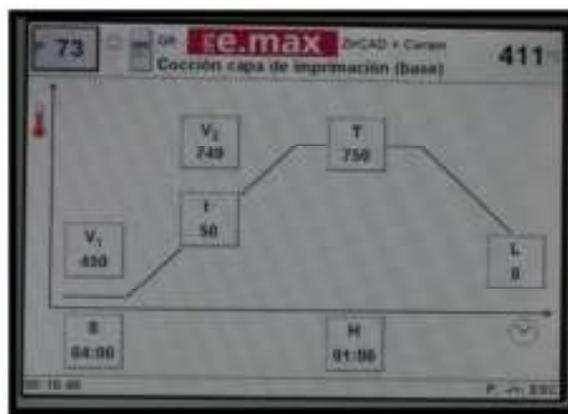


Figura 11-Ciclo de cocción de la capa de imprimación (base).

7.4.4 PRIMERA Y SEGUNDA COCCIÓN DE DENTINA PARA EL GRUPO DE MUESTRAS QUE RECIBIRAN IPS e.Max ceram®

Para este propósito se empleará el molde o matriz separable de acero inoxidable. En este molde cada disco de zirconia se monta y deja un espacio libre de 2 mm para así estandarizar el volumen de porcelana aplicada en cada muestra, tal como lo especifica el fabricante.

Se mezclará la dentina color A2 IPS e.max Ceram® con IPS e.max Ceram Build-UP líquido allround® (Técnica de estratificación manual) hasta lograr una consistencia cremosa según las especificaciones del fabricante y se aplicará la masa directamente encima de la superficie de la capa de cocción de preparación con la matriz de acero en posición. El exceso de líquido será eliminado con un paño seco para completar la condensación. Seguidamente se realizará la cocción de cuatro muestras en el horno Programat EP 5000® en el programa cocción de primera dentina e incisal (Figura 12). Finalizado el programa evaluamos las muestras y agregamos más dentina con la matriz para compensar la contracción de la primera cocción. Seguidamente se meterán las muestras al horno y se realizará la cocción de corrección. (Segunda cocción de dentina e incisal). Finalmente quedan las muestras listas para realizar las pruebas de cizalla, las cuales serán almacenadas en agua destilada a 37 grados centígrados hasta que la prueba se ejecute.

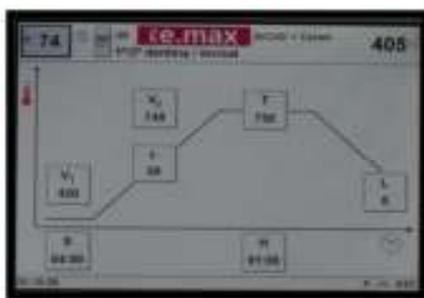


Figura 12-Ciclo de cocción de la primera y segunda dentina.

7.4.5 PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS EN ZIRCONIO PARA LA INYECCIÓN CON IPS e.max ZirPress®.

Modelado

El modelado se realizará directamente sobre el ZirLiner® ya cocido. Se aplicará sobre cada muestra directamente sobre el ZirLiner® cera GEO Avantgarde No. 492-0200 Renfert® con el uso del molde separable especialmente diseñado en acero inoxidable, para asegurar que todas las muestras queden similares, y sobre esta se colocará un bebedero de cera de 3mm (GEO Wachsdraht blau NO.678-3030 Renfert®) en dirección al flujo de la cerámica y se montarán cuatro muestras en el cilindro de 200g tal como lo especifica el fabricante. Seguidamente, se realizará el revestimiento utilizando IPS PressVEST Speed® con una proporción polvo/líquido de 200 gramos de polvo y 54 ml de líquido diluido (32 ml de líquido ips Press Vest® y 22 ml de agua destilada) mezclados al vacío por 2.5 minutos a 350 rpm a temperatura ambiente con el sistema Twister Mixer Renfert®. Se cubrirán las muestras

con la mezcla preparada y se dejará el anillo en reposo por 30 minutos. Luego, se meterá el anillo en el horno de cera precalentado a 850 grados centígrados (Infinity M30, Jelrus®) por una hora y finalmente se realiza el proceso de inyección en el horno Programat EP5000® (Figura 13). Terminado el proceso de inyección, se colocará el cilindro de revestimiento sobre la parrilla de enfriamiento ips EMPRESS ivoclar vivadent® y se dejará enfriar en total reposo a temperatura ambiente. Posteriormente se eliminará el revestimiento con perlas óxido de aluminio 50 Micras a 2 bares de presión en el equipo Vario e Renfert®. Se cortarán los bebederos con discos de diamante finos irrigados con agua y se procederá a eliminar la capa de reacción sumergiendo las muestras en Invex Liquid® por 5 minutos en el baño ultrasónico Biosonic Jr Whaledent®. Seguidamente se lavarán las muestras en agua corriente por 10 segundos y se secarán con aire comprimido por 5 segundos. Se procede seguidamente a eliminar la capa de reacción con perlas de vidrio a 2 bares de presión. Finalmente quedan las muestras listas para realizar las pruebas de cizalla, las cuales serán almacenadas en agua destilada a 37 grados centígrados hasta que la prueba se ejecute.



Figura 13-Ciclo de inyección cilindro grande 200g.

7.4.6 TEST DE CIZALLA

Las muestras de cada grupo serán almacenadas y selladas en un recipiente plástico por uno de los investigadores quien es el que prepara todas las muestras y se entregarán al otro investigador quien se encargará de hacer las pruebas de cizalla (Doble Ciego). Cada muestra será sometida a una inspección y control visual bajo los microscopios Nikon Eclipse LV 100® con polarizador de luz reflejada y el estéreo microscopio Nikon SMZ 1000® con el propósito de descartar la presencia de fisuras o defectos. Posteriormente, cada muestra será fijada en la máquina de prueba Instron® 3345 modelo 2519-107 con la mordaza indicada para este tipo de pruebas con el fin de alinear la interface adhesiva con el eje de la celda de carga. (Ver figura 14) Posteriormente, el bloque cerámico de cada muestra será sometido a carga hasta fracturarse con un pistón en forma de cincel aplicado paralelo a la superficie de zirconio y directamente en la interface zirconio porcelana, a una velocidad de 1mm por minuto hasta la fractura. La máxima fuerza aplicada será registrada en Newtons. La fuerza de cizalla promedio será calculada para cada grupo de muestras según la fuerza total aplicada (Newtons) y el área de superficie de la interface adhesiva que es de 28 mm cuadrados, siguiendo los estándares internacionales de la norma ASTM D-1002, así: Fuerza de cizalla promedio (Mpa) igual a la carga aplicada en Newtons sobre el área de superficie en milímetros cuadrados. Seguidamente cada muestra será analizada bajo el microscopio Nikon Eclipse LV 100® con polarizador de luz reflejada y fotografiada con la cámara Nikon Digital Sight DS-L2® para clasificar el tipo de falla (adhesiva, cohesiva o combinada).

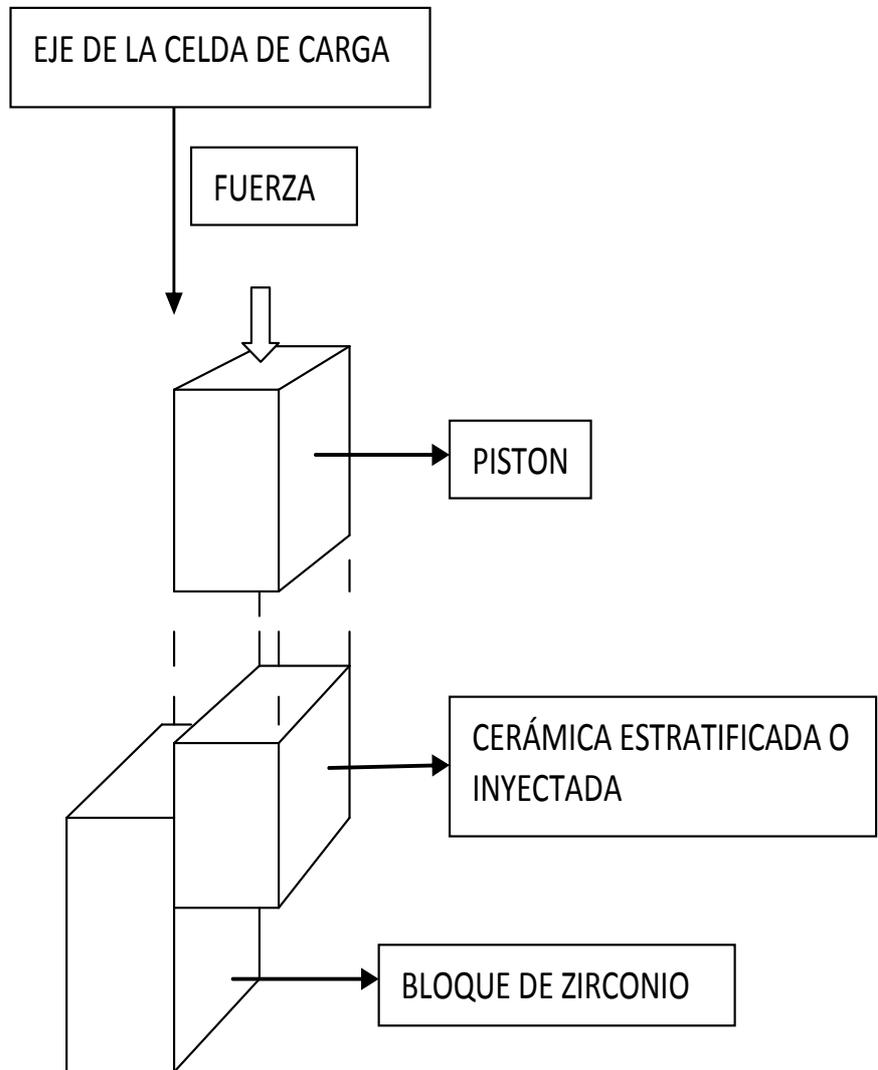
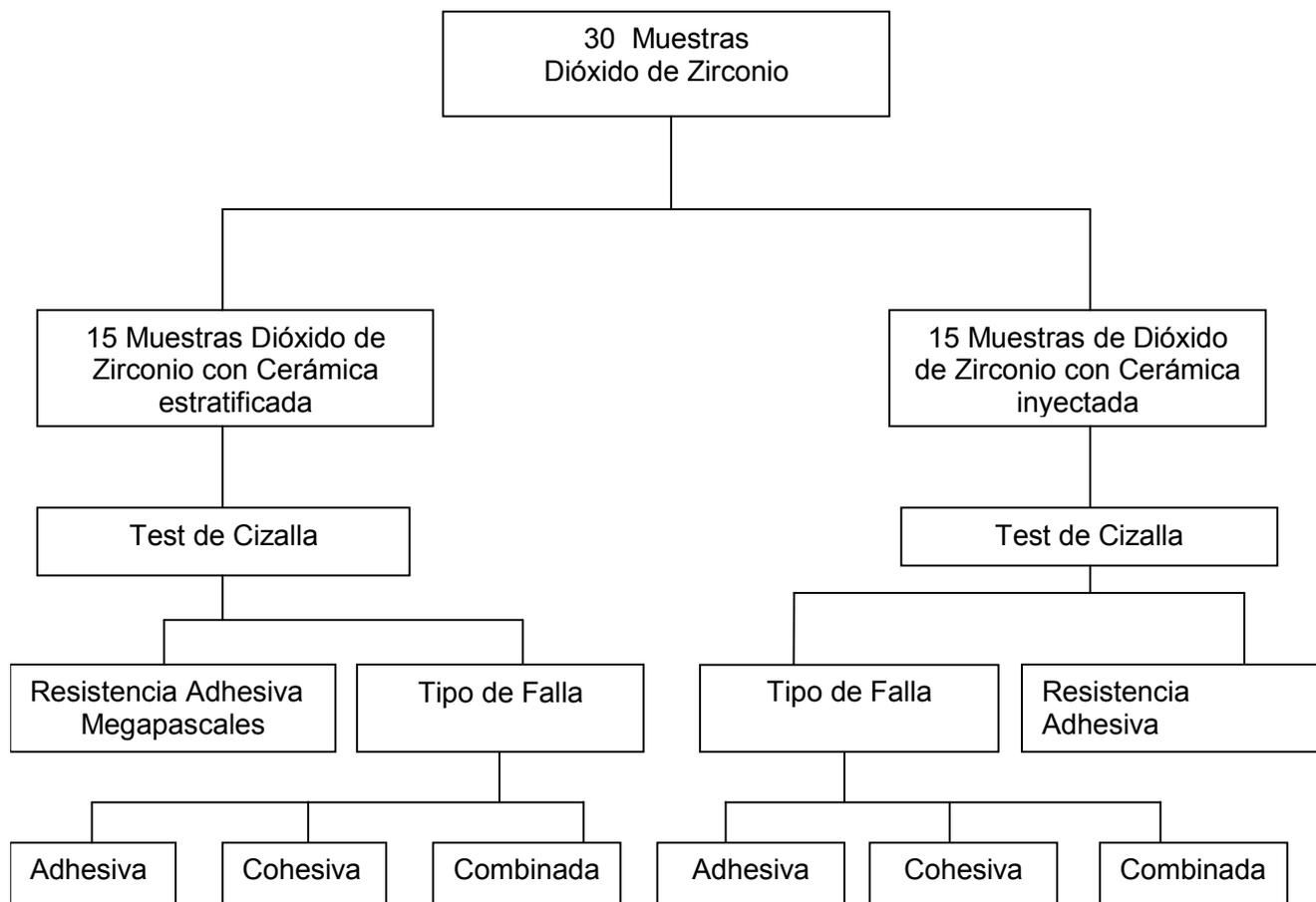


Figura 14- Gráfica del test de cizalla.

7.5 DESCRIPCIÓN DE VARIABLES

7.5.1 DIAGRAMA DE VARIABLES:



7.5.2 TABLA DE VARIABLES

OBJETIVO	NOMBRE DE LA VARIABLE	OPERACIONALIZACIÓN	NATURALEZA	NIVEL DE MEDICIÓN	CODIFICACIÓN
1,2,3	Resistencia adhesiva	Se mide como la resistencia de la interface adhesiva entre el zirconio-cerámica estratificada, y el zirconio-cerámica inyectada, al ser sometidas ante fuerzas de cizalla en la máquina instrom®	Cuantitativa Continua (medición)	Razón	Megapascales
1,2,3,5	Tipo de cerámica	Se emplearán dos tipos de cerámica de recubrimiento sobre el zirconio. El primer tipo es una cerámica de estratificación y el segundo es una cerámica de inyección.	Cualitativa	Nominal	1. Cerámica estratificada. 2. Cerámica inyectada.
4,5	Tipo de falla	Mediante observación bajo el microscopio Metalux II® se clasificará el tipo de falla como adhesiva (entre el zirconio y la cerámica de recubrimiento), cohesiva (en la cerámica de recubrimiento) o combinada.	Cualitativa	Nominal	1. Adhesiva. 2. Cohesiva. 3. Combinada.

7.6 TÉCNICAS DE RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN

La información será recolectada por uno de los investigadores (segundo ciego), quien se encargará de realizar las fallas tanto para las muestras de cerámica estratificada como las de cerámica inyectada en el laboratorio de biomateriales de la Universidad CES con la presencia de un ingeniero experto. Una vez realizadas las fallas, todas las muestras serán observadas bajo el microscopio Nikon Eclipse LV 100® con polarizador de luz reflejada con el fin de clasificar el tipo de falla. Toda la información recolectada, será codificada (Ver Tabla de Variables) e ingresada a una base de datos en Excel para su posterior análisis estadístico.

7.7 PRUEBA PILOTO

Se prepararon dos muestras de cerámica e-max ZirPress® inyectada sobre Dióxido de Zirconio y dos muestras de cerámica e.max estratificadas sobre Dióxido de zirconio siguiendo estrictamente las especificaciones del fabricante tal como se encuentra descrito en los materiales y métodos. Las muestras fueron sometidas a fallas en el laboratorio de materiales de la universidad Eafit en presencia del ingeniero experto, con la máquina de prueba Instron® UPM 120 Universal Testing Machine SCHENK TREBEL GmbH, Ratingen, Germany.

Los resultados obtenidos al evaluar la resistencia de la interface adhesiva ante fuerzas de cizalla para las muestras inyectadas fueron de 700 y 1200 Newtons y el tipo de falla para las dos muestras fue cohesiva en la cerámica inyectada.

Los resultados obtenidos al evaluar la resistencia de la interface adhesiva ante fuerzas de cizalla para las muestras estratificadas fueron de 20 Newtons para una de las muestras y el tipo de falla fue adhesiva; la otra muestra se dañó durante el montaje en la máquina de prueba.

7.8 CONTROL DE ERRORES Y SESGOS

Uno de los investigadores, será la persona encargada de realizar las muestras. Este investigador está capacitado y calificado para realizar los procesos de estratificación de cerámica sobre Dióxido de Zirconio e inyección de cerámica sobre Dióxido de zirconio. Todos los procesos se realizarán siguiendo estrictamente las instrucciones del fabricante. Adicionalmente el horno que se empleará en los procesos de inyección y cocción es el EP 5000® Ivoclar-vivadent con todos los programas certificados y estandarizados por el fabricante. El otro investigador (Doble ciego) será la persona encargada de controlar el protocolo de medición. Con todo esto se elimina la posibilidad de inducir sesgos en el proceso de fabricación de las muestras y medición.

7.9 TECNICAS DE PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS

La información recolectada se ingresará a una base de datos en Excel para luego ser importada al programa estadístico SPSS versión 8.0 Windows, para realizar el análisis estadístico. Para determinar la resistencia en los dos tipos de cerámica se utilizará la estadística descriptiva mediante medidas de tendencia central (promedio y mediana) y medidas de variación (desviación estándar y coeficiente de variación). Para comparar la resistencia adhesiva entre los dos tipos de cerámica, se utilizará la prueba T student para muestras independientes o en su defecto la prueba de Man-Whitney. Previo a este análisis se evaluará la normalidad de la resistencia adhesiva mediante la prueba Shapiro Wilk. Siempre se asumirá un nivel de significancia del 5%.

El tipo de falla para cada una de las cerámicas se determinará mediante frecuencias absolutas y relativas; adicionalmente se compararan el tipo de falla versus el tipo de cerámica mediante una prueba de independencia de Chi Cuadrado de Pearson.

La información analizada se resumirá en tablas o en gráficos de barras de error o en su defecto un gráfico de cajas y bigotes para mostrar la resistencia de los dos tipos de cerámica y se elaborará un grafico de barras compuestas para mostrar el tipo de fallas en cada cerámica.

8. CONSIDERACIONES ÉTICAS

Con el fin de dar cumplimiento a la resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud en lo que se refiere a las normas académicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud, el proyecto de investigación titulado “ESTUDIO COMPARATIVO DE UNA CERÁMICA INYECTADA Y UNA CERÁMICA ESTRATIFICADA SOBRE ZIRCONIO AL SER SOMETIDAS A FUERZAS DE CIZALLA” Tiene como objetivo determinar y comparar la resistencia adhesiva de dos tipos de cerámica sobre estructuras de Zirconio in-vitro.

El mencionado estudio es clasificado como estudio sin riesgo pues en él, no se emplearán ni seres humanos, ni ningún otro tipo de ser vivo; adicionalmente tampoco se emplearán en el, órganos, tejidos o sus derivados, productos y cadáveres de seres humanos o animales.

Finalmente, los investigadores y la universidad CES están y estarán en derecho pleno de analizar y publicar los resultados de la investigación sin que alguna empresa o empresas patrocinadoras interfieran en ello cuando los resultados no sean de su beneficio.

9. RESULTADOS

La tabla II muestra la resistencia al cortante promedio, tanto en Newtons como en Megapascales de la interface entre las estructuras de zirconio y la cerámica aplicada con la técnica inyectada y la cerámica aplicada con la técnica estratificada. El promedio en Megapascales fue de 26.5328 (742.9170 Newtons) para la cerámica estratificada y de 25.03779 (701.0613 Newtons) para la cerámica inyectada, con una desviación estándar de 178.32461 para la cerámica estratificada y 318,21867 para la cerámica inyectada. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los dos tipos de cerámica.

Group Statistics

	PROBETA	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
Carga en Newtons	Extratificada	15	742,9170	178,32461	46,0432159
	Inyectada	15	701,0613	318,21867	82,1637069
Esfuerzo en Megapascales	Extratificada	15	26,5328	6,3687	1,6444
	Inyectada	15	25,0379	11,3650	2,9344

Tabla II

Análisis de fractura

Los valores promedio para el análisis de fractura se presentan en la tabla III. La mayoría de las fallas son de tipo combinado para los dos tipos de probetas en donde la fractura se inicio en la interface zirconio porcelana y luego se desplazó cohesivamente en la cerámica de recubrimiento. Le siguen en un menor porcentaje, las fallas cohesivas en la cerámica de recubrimiento aplicada tanto con la técnica estratificada como con la técnica inyectada (Ver tabla III y figura 15)

PROBETA * FALLA Crosstabulation

			FALLA			Total
			Adhesiva	Cohesiva	Combinada	
PROBETA	Extratificada	Count	2	4	9	15
		% within PROBETA	13,3%	26,7%	60,0%	100,0%
		% within FALLA	100,0%	57,1%	42,9%	50,0%
	Inyectada	Count		3	12	15
		% within PROBETA		20,0%	80,0%	100,0%
		% within FALLA		42,9%	57,1%	50,0%
Total	Count	2	7	21	30	
	% within PROBETA	6,7%	23,3%	70,0%	100,0%	
	% within FALLA	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%	

Tabla III

En la figura 16 se compara el esfuerzo en Megapascales con el tipo de falla para las cerámicas aplicadas con ambas técnicas.

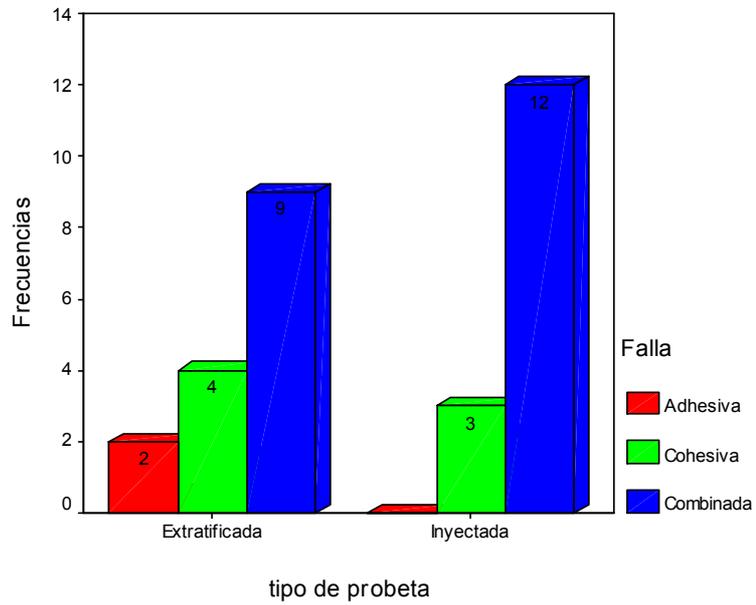


Figura 15.

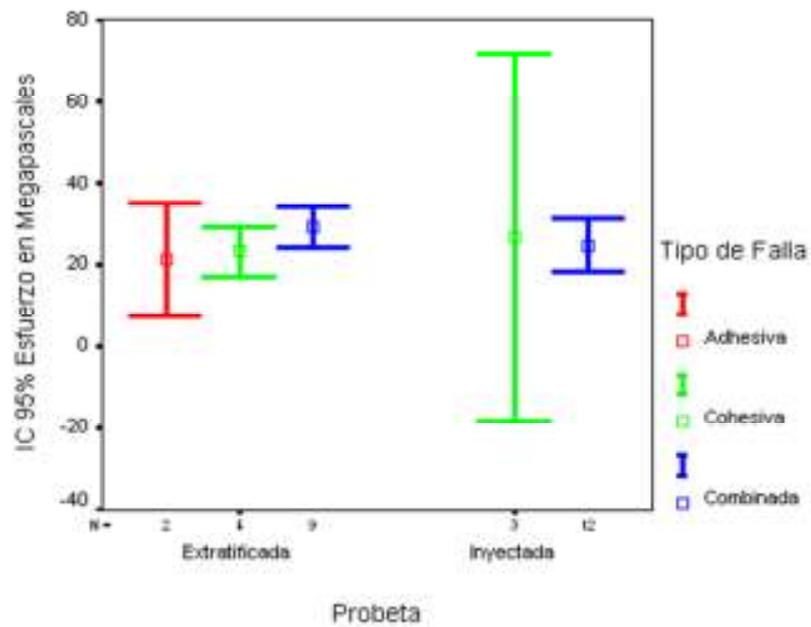


Figura 16.

En la figura 17 se compara la carga aplicada en Newtons, con el tipo de falla para las cerámicas aplicadas con ambas técnicas.

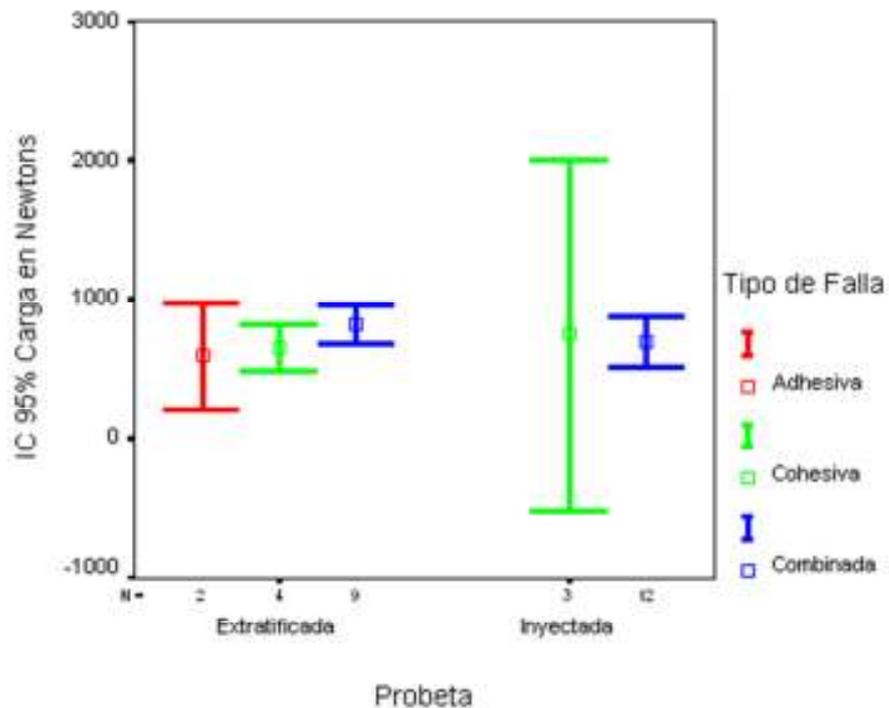


Figura 17.

10. DISCUSIÓN

Basados en los resultados obtenidos, la hipótesis propuesta no puede ser aceptada por presentar la cerámica inyectada sobre zirconio, valores de resistencia de la interface adhesiva similares a los de la cerámica estratificada sobre el zirconio.

Con respecto a la hipótesis nula, la cerámica aplicada con la técnica inyectada mostró valores similares de resistencia de la interface adhesiva ante fuerzas de cizalla con los de la cerámica aplicada con la técnica estratificada. Por tanto, la hipótesis nula es aceptada para los dos tipos de cerámica aplicada sobre el zirconio.

Para evaluar la resistencia de la interface adhesiva entre las estructuras de zirconio y las cerámicas de recubrimiento, se han empleado varios tipos de test, como son el test de cizalla, el test de micro tensión, el test de flexión en tres y cuatro puntos y el test de resistencia a la flexión biaxial, cada uno de ellos con ventajas y desventajas¹¹.

El test de cizalla se define como un test en el cual dos materiales son conectados por un agente adhesivo y posteriormente sometidos a una prueba de resistencia al cortante en la interface, hasta que la separación ocurre¹⁶². La resistencia a la adhesión es calculada mediante la división de la máxima fuerza aplicada por el área de sección cruzada de la superficie adhesiva¹⁶⁰. Es una prueba muy utilizada por su relativa simplicidad, facilidad para la preparación de las muestras y empleo de un protocolo claro con una rápida producción de resultados. En el presente estudio, el resultado general del tipo de fractura ante fuerzas de cizalla fue inicialmente una falla en la interface adhesiva y posteriormente la fractura se desplazó cohesivamente por la cerámica de recubrimiento mostrando finalmente un cuadro combinado para la mayoría de las muestras lo cual coincide con los resultados de Özkurt et al¹⁶³ y Fischer et al¹⁶, a diferencia de los resultados obtenidos por Al-Dohan et al¹²² y Dundar et al¹⁶⁴ quienes cuando aplicaron el test de cizalla, obtuvieron fallas predominantemente cohesivas, posiblemente por un patrón de distribución de fuerzas no deseado que generó una interpretación errónea de datos. Aboushelib, quien emplea pruebas de micro tensión, sostiene que las pruebas de cizalla generan un patrón de distribución de esfuerzos indeseable que inducen fallas cohesivas¹². En el presente estudio se tuvo un particular cuidado en centrar el eje de celda en toda la interface adhesiva de cada probeta y adicionalmente las muestras se colocaron en la mordaza de forma “simplemente apoyada” para asegurar más aun la aplicación de la carga puramente vertical por toda la interface adhesiva. (Ver foto 1). Esta podría ser la causa del comportamiento de las fracturas inicialmente por la interface adhesiva. (Ver foto 2).

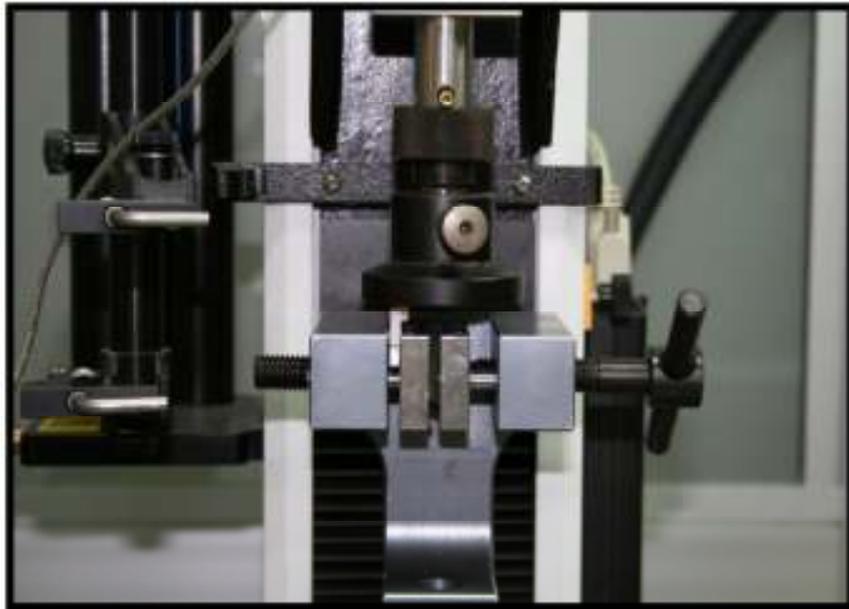


Foto1- Mordaza empleada con probeta en posición simplemente apoyada.

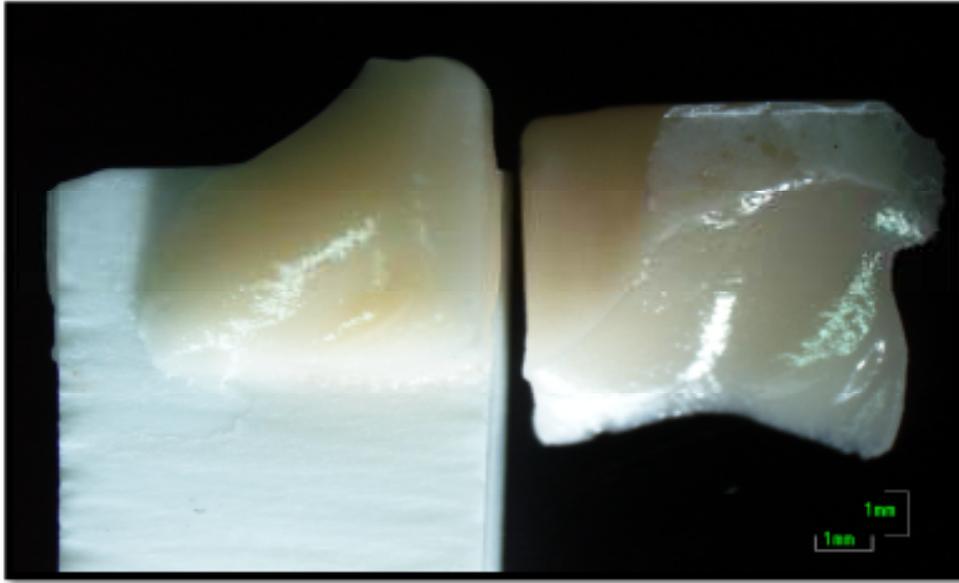


Foto 2- Imagen de fractura combinada entre la estructura de zirconio y la cerámica aplicada con la técnica estratificada.

Basados en estos resultados, podría pensarse que la resistencia de la interface adhesiva entre el zirconio y la cerámica de recubrimiento aplicada tanto con la técnica estratificada como inyectada, es mayor que la resistencia cohesiva de ambas cerámicas de recubrimiento; en otras palabras se podría concluir entonces en que la cerámica de recubrimiento es el eslabón más débil en este tipo de restauraciones, lo cual coincide con los resultados obtenidos por Al-Dohan¹²², Dundar et al¹⁶⁴, Özkurt et al¹⁶³, y Fischer et al¹⁶, quienes obtuvieron igualmente fallas cohesivas en la cerámica de recubrimiento.

En algunos estudios los valores a la prueba de cizalla entre aleaciones de metal y las cerámicas de recubrimiento se encuentran entre 61.40 y 96.80 Megapascales, lo cual es considerablemente mayor al de las estructuras cerámicas y sus respectivas cerámicas de recubrimiento¹¹⁸⁻¹²⁰.

En este estudio se confirman los hallazgos de previos estudios en donde los valores al test de cizalla entre las cerámicas de recubrimiento y las estructuras cerámicas se encuentran entre 23 y 41 Megapascales¹⁶⁴, otros reportan un rango entre 22 y 31 Megapascales¹²². Sin embargo, el promedio de los resultados es mayor cuando se emplea el test de cizalla al compararse con los resultados del test de Micro tensión¹². Adicionalmente, hay una mayor desviación estándar en los resultados de las pruebas de cizalla cuando se comparan con las de Micro tensión¹⁶⁴.

Algunos investigadores prefieren el test de Micro tensión para eliminar la posible generación de esfuerzos no uniformes en la interface adhesiva¹². Esto causa fallas cohesivas en el sustrato lo cual puede generar una interpretación errónea de los datos^{11,164,165}. Con las pruebas de micro tensión, se pueden superar estos problemas en la medida en que se obtengan probetas libres de defectos, micro fisuras o cambio de fases estructurales en el zirconio con sus ya reconocidas consecuencias. Los valores obtenidos con el test de micro tensión son más bajos y esto puede ser atribuido a la preparación de las micro muestras. Durante este proceso, al ser seccionadas es muy probable que se genere la propagación de fisuras desde la superficie hacia la parte interna de las muestras^{101,105,106,166,167}. Considerando la fragilidad inherente de los materiales cerámicos este proceso podría influir en las diferencias entre los resultados de los dos tipos de métodos empleados.

Las diferencias en los valores de adhesión también pueden ser atribuidas al tipo de cerámica aplicada a las estructuras de zirconio. En un estudio realizado por Aboushelib et al¹⁶⁸ la cerámica inyectada Ceram Express® sobre estructuras en zirconio Cercon® sometida a pruebas de micro tensión, presentó valores de resistencia adhesiva de 37.9 ± 5.1 MPa lo cual fue mayor que los resultados obtenidos en el mismo estudio para la cerámica aplicada con la técnica de estratificación Cercon Ceram® sobre el mismo zirconio que fue de 20.18 ± 5.12 MPa. En este estudio se concluye que la cerámica aplicada con la técnica inyectada ofrece una resistencia adhesiva mayor que la cerámica aplicada con la técnica estratificada, lo cual no coincide con los resultados del presente estudio. Al analizar la metodología de este estudio de Aboushelib et al y de otros similares se encontró que en el proceso de aplicación de la cerámica con la técnica estratificada se omitió un paso fundamental y es el de la aplicación y cocción del wash. Es importante entender que la reducida conductibilidad térmica del Dióxido de zirconio requiere de una cocción de preparación (wash). Con la cocción de preparación, la cerámica se puede sinterizar de forma controlada sobre la superficie de la estructura, facilitando así una unión homogénea con el ZirLiner ya cocido. Las estructuras de zirconio son mal conductoras de la temperatura y por tanto la aplicación de una capa gruesa de cerámica directamente sobre estas estructuras generaría una cocción incompleta de la cerámica de recubrimiento con consecuencias desfavorables para la interface adhesiva de este tipo de cerámicas que es lo que podría explicar la diferencia entre los valores con el presente estudio. Esto indica que la diferencia de la interface adhesiva entre las estructuras de zirconio y la cerámica de recubrimiento es muy sensible a muchas variables que están continuamente interactuando como son el tipo de cerámica de recubrimiento usada¹²¹, y si la cerámica es o no recomendada por el fabricante¹²¹.

La adhesión de la cerámica de recubrimiento al dióxido de zirconio es principalmente por interacciones de tipo micromecánico entre las estructuras y la cerámica de recubrimiento; portanto las propiedades mecánicas de ambos materiales deben ser similares con el fin de lograr una adhesión adecuada y durable. Para lograr estas interacciones de tipo micro mecánico, se emplea un agente adhesivo conocido como ZirLiner®. El ZirLiner® está compuesto por partículas de cerámica muy finas y un líquido con alto contenido orgánico; su composición en detalle se desconoce pues es un producto patentado con formulación secreta por el fabricante. Su función es enmascarar el color blanco del Dióxido de Zirconio y mejorar la adhesión entre la estructura y la cerámica de recubrimiento.

El ZirLiner® recién preparado debe ser aplicado sobre la estructura de zirconio para asegurar una máxima humectabilidad y capacidad de penetración en los defectos estructurales del zirconio para asegurar traba micro mecánica. Este es el primer paso en la secuencia de recubrimiento cerámico. Durante el proceso de fabricación de las muestras se realizó una sola preparación del ZirLiner® para todas las probetas. Se aplicó el ZirLiner® a cada cuatro probetas e inmediatamente se realizó el ciclo cocción del ZirLiner® para esas cuatro probetas y así sucesivamente hasta finalizar las 30 muestras. El tiempo invertido en la cocción de las primeras probetas podría explicar la causa de que el ZirLine®r fuera perdiendo capacidad humectante y es por esto que el grupo de las últimas 13 muestras preparadas presentaron una gran cantidad de formación de micro espacios y burbujas en la interface adhesiva como se puede observar en la fotografía 3, lo que trajo como resultado una sustancial disminución en el área de superficie activa adhesiva y de la resistencia al corte acompañada de fallas puramente adhesivas. Por esta razón se tomó la decisión de repetir estas 13 muestras que corresponden 8 a cerámica inyectada y 5 a estratificada y que fueron falladas posteriormente.



Foto 3- Pérdida de la capacidad humectante del ZirLiner® lo que generó la formación de micro espacios y burbujas en la interface adhesiva.

Como puede observarse en la tabla II, la resistencia al cortante de la interface adhesiva entre las estructuras de zirconio y la cerámica aplicada con la técnica inyectada presentó una mayor desviación estándar al compararse con la resistencia al cortante de la interface adhesiva entre las estructuras de zirconio y la cerámica aplicada con la técnica estratificada. Esto podría explicarse por dos factores que inducen grandes esfuerzos en la interface adhesiva de las probetas inyectadas durante su proceso de fabricación a diferencia de las probetas estratificadas, y son, primero el proceso de eliminación de todo el medio de revestimiento con perlas de óxido de aluminio de 50 micras a 2 bares de presión alrededor de toda la probeta y segundo, durante el recorte de los bebederos con los discos de diamante, que genera una gran vibración y la posterior eliminación de la capa de reacción con el líquido Invex® en el baño ultrasónico con posibles consecuencias para la interface adhesiva. Ver foto 4.

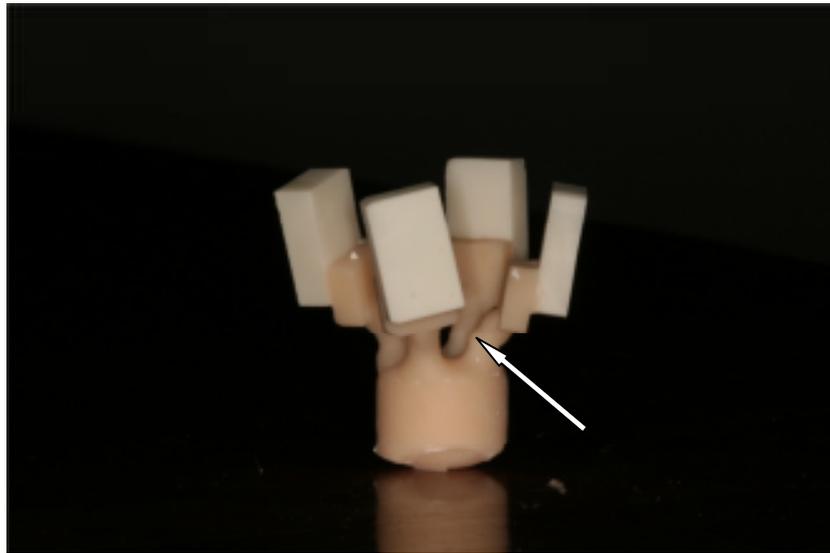


Foto 4- Imagen de probetas realizadas con la técnica inyectada sobre el zirconio. Nótese los esfuerzos que se pueden inducir en la interface adhesiva durante la eliminación de los bebederos y el medio de investimento.

11. CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones del presente estudio las siguientes conclusiones son hechas:

1. No hay diferencia estadísticamente significativa entre los dos tipos de cerámica aplicada sobre el zirconio al ser sometidas a fuerzas de cizalla.
2. El análisis del modo de fractura fue combinado para todas las muestras (cohesivo en la cerámica de recubrimiento y adhesivo en la interface entre el zirconio y las cerámicas aplicadas con ambas técnicas.)
3. La cerámica de recubrimiento podría considerarse el eslabón más débil en este tipo de restauraciones.

12. REFERENCIAS

1. Piconi C M G. Zirconia as a ceramic biomaterial. . Biomaterials 1999; 20: 1-25.
2. Isabelle Denry, J. Robert Kelly. State of the art of zirconia for dental applications. Dental materials 2008; 24: 299-307.
3. J. Robert Kelly, Issabelle Denry. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. Dental Materials 2008; 24: 289-298.
4. Rothbrust F. Oxido de zirconio "oro blanco". Report 2006; 17: 17-25.
5. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. J.Prosthet.Dent. 1992; 68 (2): 322-326.
6. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci G A, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. Biomaterials 1999; 20 (4): 371-376.
7. Scarano A, Di Carlo F, Quaranta M, Piattelli A. Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. J.Oral Implantol. 2003; 29 (1): 8-12.
8. McLaren EA G R. Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. Quintessence of Dental Technology 2005; 28: 99-112.
9. Witowski S. CAD/CAM in dental technology. Quintessence of dental Technology 2005; 28: 169-184.
10. Nakamura T, Wakabayashi K, Kawamura Y. Analysis of internal defects in all-ceramic crowns using micro-focus x-ray computed tomography. Dental Materials Journal 2007; 26 (4): 598-601.
11. Aboushelib M N, de Jager N, Kleverlaan C J, Feilzer A J. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Dent.Mater. 2005; 21 (10): 984-991.
12. Aboushelib M N, Kleverlaan C J, Feilzer A J. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. Dent.Mater. 2006; 22 (9): 857-863.
13. Aboushelib M N, de Jager N, Kleverlaan C J, Feilzer A J. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. Dent.Mater. 2007; 23 (8): 952-959.
14. Pjetursson B E, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle C H. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. Clin.Oral Implants Res. 2007; 18 Suppl 3: 73-85.

15. Sailer I, Pjetursson B E, Zwahlen M, Hammerle C H. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin.Oral Implants Res.* 2007; 18 Suppl 3: 86-96.
16. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent.Mater.J.* 2008; 27 (3): 448-454.
17. Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent.Mater.J.* 2008; 27 (3): 408-414.
18. Donovan T, Simonsen R J, Guertin G, Tucker R V. Retrospective clinical evaluation of 1314 cast gold restorations in service from 1 to 52 years. *J Esthewt Restor Dent* 2004; 16: 194-204.
19. Walton T R. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. *Int.J.Prosthodont.* 1999; 12 (6): 519-526.
20. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 1. Outcome. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 439-445.
21. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 177-182.
22. Palmqvist S S B. Artificial crowns and fixed partial dentures 18 to 23 years after placement. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 279-285.
23. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial dentures failures: Length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 1986; 56: 416-421.
24. Coornaert J, Adriaens P, De Boever J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. *J.Prosthet.Dent.* 1984; 51 (3): 338-342.
25. Leempoel P J, Kayser A F, Van Rossum G M, De Haan A F. The survival rate of bridges. A study of 1674 bridges in 40 Dutch general practices. *J.Oral Rehabil.* 1995; 22 (5): 327-330.
26. Strub J R, Stiffler S, Scharer P. Causes of failure following oral rehabilitation: biological versus technical factors. *Quintessence Int.* 1988; 19 (3): 215-222.
27. Valderhaug J. A 15-year clinical evaluation of fixed prosthodontics. *Acta Odontol.Scand.* 1991; 49 (1): 35-40.
28. Glantz P O, Nilner K, Jendresen M D, Sundberg H. Quality of fixed prosthodontics after 15 years. *Acta Odontol.Scand.* 1993; 51 (4): 247-252.
29. Creugers N H, Kayser A F, van 't Hof M A. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent.Oral Epidemiol.* 1994; 22 (6): 448-452.
30. Libby G, Arcuri M R, LaVelle W E, Hebl L. Longevity of fixed partial dentures. *J.Prosthet.Dent.* 1997; 78 (2): 127-131.

31. O'Boyle KH, Norling BK, Cagna DR, Poenix RD. An investigation of new metal framework design for metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 295-301.
32. Kelly JR. Dental Ceramics: current thinking and trends. . *Dent clin N Am* 2004: 513-530.
33. Clelland NL, Ramirez A, Katsube N, Seghi RR. Influence of bond quality on failure load of leucite- and Lithia disilicate-based ceramics. *J Prosthet Dent* 2007; 97: 18-24.
34. Fradeani M R M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective study. *Quintessence Int* 2002; 33: 503-510.
35. Frankenberger R, Petschelt A, Kramer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Oper.Dent.* 2000; 25 (6): 459-465.
36. Schweiger M, Höland W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. Ips Empress 2: A new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. . *Quintessence Dent Technol* 1999; 22: 143-151.
37. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater* 2003; 19: 603-611.
38. Marguardt P S J. Survival rates of IPS Empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: Results of a 5-year prospective clinical atudy. . *Quintessence Int.* 2006; 37: 253-259.
39. Esquivel-Upshaw J F, Anusavice K J, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int.J.Prostodont.* 2004; 17 (4): 469-475.
40. Sorensen JA. The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol* 1999; 22: 153-163.
41. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 514-522.
42. Probst L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. . *J Oral Rehabil* 1996; 23: 147-151.
43. Olsson KG, Furst B, Andersson B, Carlsson GE. A long-term retrospective and clinical follow up study of In-Ceram Alumina FPDs. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 150-156.
44. Vult von Steyern P, Jonsson O, Nilner K. Five –year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (in-ceram) FPDs. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 379-384.
45. Haselton D R, Diaz-Arnold A M, Hillis S L. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J.Prosthet.Dent.* 2000; 83 (4): 396-401.
46. Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent.Mater.* 2002; 18 (3): 216-220.

47. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal- ceramic restorations. . *Compend Contin Educ Dent* 1998; 19: 307-325.
48. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 411-418.
49. Seghi RR S J. Relative flexural strength of six new ceramic materials. . *J Prosthodont* 1995; 8: 239-246.
50. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wosniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram Zirconia core materials. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 183-188.
51. Guazato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 339.
52. Wagner WC C T. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. . *J Prosthet Dent* 1996; 76: 140-144.
53. Seghi RR, Denry IL, Rosentiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 145-150.
54. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int.J.Prosthodont.* 1997; 10 (5): 459-466.
55. Fradeani M, Aquilino A, Corrado M. Clinical experience with In-Ceram Spinell crowns: 5-year follow-up. . *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002; 22: 525-533.
56. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, et al. Relative translucency of six all-ceramic systems, Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 10-15.
57. McLaren EA W S. Glass-infiltrated Zirconia/alumina –based ceramic for crowns and fixed partial dentures: clinical and laboratory guidelines. *Quintessence Dent Technol* 2000; 23: 63-76.
58. White SN, Caputo AA, Li ZC, Zhao XY. Modulus of rupture of the Procera All-Ceramic System. *J Esthet Dent* 1996; 8: 120-126.
59. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont* 1996; 9: 434-439.
60. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondraek I, Magnusson D. Five year clinical evaluation of Procera All Ceram Crowns. . *J Prosthet Dent* 1998; 80: 450-456.
61. Odman P A B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: A prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 504-509.
62. Fradeani M, D'Amelio M, Redegmagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera All-Ceramic crowns. *Quintessence Int* 2005; 36: 105-113.

63. Chiristel P, Meunier A, Heller M. Mechanical properties and short term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. . J Prosthet Dent 2006; 96: 237-244.
64. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. . J Prosthet Dent 2004; 92: 557-562.
65. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: An in-vitro and in-vivo study. Int J Oral Maxillofac Implants 2002; 17: 793-798.
66. Scarrano A, Piattelli M, Caputi S, Favre GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: An in-vivo human study. . J Periodontol 2004; 75: 292-296.
67. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. Int J Prosthodont 2004; 17: 285-290.
68. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. . J Prosthetic Dent 2006; 96: 237-244.
69. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. . J Oral Rehabil 2005; 32: 180-187.
70. Chiche GJ P A. Esthetics of anterior fixed prosthodontics. 1st ed. USA: Quintessence; 1994.
71. Raptis NV, Michalaskis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. Int J Periodontics Restorative Dent 2006; 26: 31-41.
72. Edelhoff D S J. Light transmission through all-ceramic framework and cement combinations. . J Dent Res 2002; 81.
73. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. J Prosthet Dent 2002; 88: 4-9.
74. Garguilo AW, Wentz FM, Orban B. Dimensions and relationships of the dentogingival junction in humans. . J Periodontol 1961; 32: 261-267.
75. Silness J. Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. The relationship between the location of the crown margin and the periodontal condition. . J Periodontal Res 1970; 5: 225-229.
76. Newcomb GM. The relationship between the location of subgingival crown margins and gingival inflammation. J Periodontol 1974; 45: 151-154.
77. Youdelis RA, Weaver JD, Sapkos S. Facial and lingual contours of artificial complete crown restorations and their effects on the periodontium. . J Prosthet Dent 1973; 29: 61-66.

78. Moffa JP, Guckes AD, Okawa MT, Lilly GE. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part II. Industrial safety and biocompatibility. J Prosthet Dent 1973; 30: 432-441.
79. Moffa JP. Biological effects of nickel-containing dental alloys. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. J Am Dent Assoc 1982; 104: 501-505.
80. Sorensen JA, Cruz M, Mito WT, Raffener O, Meredith HR, Foser HP. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. Prac Proced Aesthet Dent 1999; 11: 95-106.
81. Hirshberg SM. The relationship of oral hygiene to embrasure and pontic design-a preliminary study. J Prosthet Dent 1972; 27: 26-38.
82. Jeong SM, Ludwig K, Kern M. Investigation of the fracture resistance of three types of Zirconia posts in all-ceramic posts-and-core restorations. Int J Prosthodont 2002; 15: 154-158.
83. Edelhoff D S J. Retention of selected core materials to Zirconia posts. Oper Dent 2002; 27: 455-461.
84. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and core systems. J Prosthet Dent 2002; 87: 438-445.
85. wikipedia. Zirconio. [Sitio en internet]. Disponible en: <http://es.wikipedia.org/wiki/zirconio>
Consulta: Abril/21 de 2010.
86. Garvie RC N P. Structure and thermodynamical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ system. Journal of American Ceramic Society 1972; 55: 152-157.
87. Vagkopoulou T, Koutayas S O, Koidis P, Strub J R. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. Eur.J.Esthet.Dent. 2009; 4 (2): 130-151.
88. Burger W, Richter H G, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Boccacari M. New Y-TZP powders for medical grade zirconia. J.Mater.Sci.Mater.Med. 1997; 8 (2): 113-118.
89. Purtt R. Palladium ceramic alloys: possible health hazards. Quintessence Dent Technol 1987; 11: 35-41.
90. Lamster I B, Kalfus D I, Steigerwald P J, Chasens A I. Rapid loss of alveolar bone associated with nonprecious alloy crowns in two patients with nickel hypersensitivity. J.Periodontol. 1987; 58 (7): 486-492.
91. Hansen P A, West L A. Allergic reaction following insertion of a Pd-Cu-Au fixed partial denture: a clinical report. J.Prosthodont. 1997; 6 (2): 144-148.
92. Papanagiotou H P, Morgano S M, Giordano R A, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. J.Prosthet.Dent. 2006; 96 (3): 154-164.

93. Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci* 1991; 26: 6706-6714.
94. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial?. *Biomaterials* 2006; 27 (4): 535-543.
95. Oetzel C C R. Preparation of zirconia dental crowns via electrophoretic deposition. *J Mater Sci* 2006; 41: 8130-8137.
96. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice K J. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J.Dent.* 2000; 28 (7): 529-535.
97. Raigrosdski AJ. Clinical and laboratory considerations for the use of CAD/CAM Y-TZP based restorations. *Prac Proced Aesthet Dent* 2003; 15: 469-476.
98. Luthardt R G, Holzhuter M S, Rudolph H, Herold V, Walter M H. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent.Mater.* 2004; 20 (7): 655-662.
99. Wang H, Aboushelib M N, Feilzer A J. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent.Mater.* 2008; 24 (5): 633-638.
100. Rekow D, Thompson V P. Near-surface damage--a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc.Inst.Mech.Eng.H.* 2005; 219 (4): 233-243.
101. Denry I L, Holloway J A. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J.Biomed.Mater.Res.B.Appl.Biomater.* 2006; 76 (2): 440-448.
102. Kern M, Wegner S M. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent.Mater.* 1998; 14 (1): 64-71.
103. Curtis A R, Wright A J, Fleming G J. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J.Dent.* 2006; 34 (3): 195-206.
104. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent.Mater.* 1999; 15 (6): 426-433.
105. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J.Biomed.Mater.Res.* 2000; 53 (4): 304-313.
106. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain M V. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J.Dent.* 2005; 33 (1): 9-18.
107. Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and a veneering ceramic. *Dent.Mater.* 2007; 23 (12): 1500-1505.
108. Zhang Y, Lawn B R, Rekow E D, Thompson V P. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J.Biomed.Mater.Res.B.Appl.Biomater.* 2004; 71 (2): 381-386.

109. De Aza A H, Chevalier J, Fantozzi G, Schehl M, Torrecillas R. Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. *Biomaterials* 2002; 23 (3): 937-945.
110. White S N, Miklus V G, McLaren E A, Lang L A, Caputo A A. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J.Prosthet.Dent.* 2005; 94 (2): 125-131.
111. Bahat Z, Mahmood D J, Vult von Steyern P. Fracture strength of three-unit fixed partial denture cores (Y-TZP) with different connector dimension and design. *Swed.Dent.J.* 2009; 33 (3): 149-159.
112. Keough B E, Kay H B, Sager R D. A ten-unit all-ceramic anterior fixed partial denture using Y-TZP zirconia. *Pract.Proced.Aesthet.Dent.* 2006; 18 (1): 37-43; quiz 44.
113. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler L J, Luthy H, Hammerle C H. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int.J.Prosthodont.* 2007; 20 (4): 383-388.
114. Tinschert J, Schulze K A, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int.J.Prosthodont.* 2008; 21 (3): 217-222.
115. Molin M K, Karlsson S L. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int.J.Prosthodont.* 2008; 21 (3): 223-227.
116. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler L J, Scharer P, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int.* 2006; 37 (9): 685-693.
117. Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures--clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int.* 2008; 39 (6): 459-471.
118. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya M C, Brantley W A. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dent.Mater.* 2008; 24 (10): 1400-1404.
119. Ashkanani H M, Raigrodski A J, Flinn B D, Heindl H, Mancl L A. Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *J.Prosthet.Dent.* 2008; 100 (4): 274-284.
120. Joias R M, Tango R N, Junho de Araujo J E, Junho de Araujo M A, Ferreira Anzaloni Saavedra Gde S, Paes-Junior T J, et al. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *J.Prosthet.Dent.* 2008; 99 (1): 54-59.
121. Aboushelib M N, Kleverlaan C J, Feilzer A J. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *J.Prosthodont.* 2008; 17 (1): 9-13.
122. Al-Dohan H M, Yaman P, Dennison J B, Razzoog M E, Lang B R. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J.Prosthet.Dent.* 2004; 91 (4): 349-355.

123. Taskonak B, Yan J, Mecholsky J J, Jr, Sertgoz A, Kocak A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent.Mater.* 2008; 24 (8): 1077-1082.
124. De Jager N, Pallav P, Feilzer A J. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent.Mater.* 2005; 21 (3): 242-251.
125. Isgro G, Pallav P, van der Zel J M, Feilzer A J. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J.Prosthet.Dent.* 2003; 90 (5): 465-473.
126. al-Shehri S A, Mohammed H, Wilson C A. Influence of lamination on the flexural strength of a dental castable glass ceramic. *J.Prosthet.Dent.* 1996; 76 (1): 23-28.
127. de Kler M, de Jager N, Meegdes M, van der Zel J M. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J.Oral Rehabil.* 2007; 34 (11): 841-847.
128. Oilo M, Gjerdet N R, Tvinnereim H M. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent.Mater.* 2008; 24 (4): 471-475.
129. Jung Y G, Peterson I M, Kim D K, Lawn B R. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J.Dent.Res.* 2000; 79 (2): 722-731.
130. Anusavice K J, Lee R B. Effect of firing temperature and water exposure on crack propagation in unglazed porcelain. *J.Dent.Res.* 1989; 68 (6): 1075-1081.
131. Luthardt R G, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur.J.Prostodont.Restor.Dent.* 1999; 7 (4): 113-119.
132. Anusavice K J. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv.Dent.Res.* 2003; 17: 43-48.
133. Blatz M B. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int.* 2002; 33 (6): 415-426.
134. Kelly J R, Tesk J A, Sorensen J A. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J.Dent.Res.* 1995; 74 (6): 1253-1258.
135. Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-frame-work composites of all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007; 23: 115-123.
136. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int.J.Prostodont.* 2001; 14 (3): 231-238.
137. Komine F, Gerds T, Witkowski S, Strub J R. Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. *Acta Odontol.Scand.* 2005; 63 (6): 361-366.

138. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur.J.Oral Sci.* 2005; 113 (2): 174-179.
139. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent.Mater.J.* 2009; 28 (1): 44-56.
140. White S N, Caputo A A, Vidjak F M, Seghi R R. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent.Mater.* 1994; 10 (1): 52-58.
141. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain M V. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004; 25 (20): 5045-5052.
142. Lang L A, Wang R F, Kang B, White S N. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J.Prosthet.Dent.* 2001; 86 (6): 650-654.
143. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int.J.Prosthodont.* 1998; 11 (2): 183-189.
144. Helkimo E, Carlsson G E, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol.Scand.* 1977; 35 (6): 297-303.
145. Hellsing E, Hagberg C. Changes in maximum bite force related to extension of the head. *Eur.J.Orthod.* 1990; 12 (2): 148-153.
146. Smith T B, Kelly J R, Tesk J A. In vitro fracture behavior of ceramic and metal-ceramic restorations. *J.Prosthodont.* 1994; 3 (3): 138-144.
147. Kelly J R. Perspectives on strength. *Dent.Mater.* 1995; 11 (2): 103-110.
148. Kelly J R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J.Prosthet.Dent.* 1999; 81 (6): 652-661.
149. Morena R, Beaudreau G M, Lockwood P E, Evans A L, Fairhurst C W. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J.Dent.Res.* 1986; 65 (7): 993-997.
150. White S N, Zhao X Y, Zhaokun Y, Li Z C. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int.J.Prosthodont.* 1995; 8 (5): 413-420.
151. McLaren E A, White S N. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J.Prosthet.Dent.* 2000; 83 (2): 216-222.
152. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996; 27: 701-706.
153. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 2003; 82: 238-242.

154. Oh WS A K. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 536-542.
155. Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler L J, Hammerle C H. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent.Mater.* 2005; 21 (10): 930-937.
156. Guazzato M, Albakry M, Ringer S P, Swain M V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent.Mater.* 2004; 20 (5): 449-456.
157. Ban S, Anusavice K J. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J.Dent.Res.* 1990; 69 (12): 1791-1799.
158. Neiva G, Yaman P, Dennison J B, Razzoog M E, Lang B R. Resistance to fracture of three all-ceramic systems. *J.Esthet.Dent.* 1998; 10 (2): 60-66.
159. Thompson G A. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dent.Mater.* 2000; 16 (4): 235-243.
160. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean?. *Int.Dent.J.* 1993; 43 (5): 492-498.
161. Hadavi F, Hey J H, Ambrose E R, Louie P W, Shinkewski D J. The effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper.Dent.* 1993; 18 (2): 61-65.
162. Craig RG P J. En: Craig RG P J, editor. *Restorative dental materials*. 11th ed. St. Louis: Mosby; 2002. p. 551-592.
163. Ozkurt Z, Kazazoglu E, Unal A. In vitro evaluation of shear bond strength of veneering ceramics to zirconia. *Dent.Mater.J.* 2010; 29 (2): 138-146.
164. Dundar M, Ozcan M, Gokce B, Comlekoglu E, Leite F, Valandro L F. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent.Mater.* 2007; 23 (5): 630-636.
165. Anusavice K J, Dehoff P H, Fairhurst C W. Comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite element stress analysis. *J.Dent.Res.* 1980; 59 (3): 608-613.
166. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 2006; 27 (10): 2186-2192.
167. Luthardt R G, Holzhueter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp J D, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J.Dent.Res.* 2002; 81 (7): 487-491.
168. Aboushelib M N, Kleverlaan C J, Feilzer A J. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J.Prosthodont.* 2008; 17 (5): 401-408.

