

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial



TESIS DOCTORAL

Adaptación marginal de coronas de circona monolítica, con recubrimiento y metal-cerámica Cad/Cam pre y postcementado e influencia del envejecimiento en el sellado marginal de las coronas de circona

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTORA

PRESENTADA POR

María del Piñal Luna

Directora

María Jesús Suárez García

Madrid, 2019

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA CONSERVADORA Y PRÓTESIS

BUCOFACIAL



**ADAPTACIÓN MARGINAL DE CORONAS DE CIRCONA MONOLÍTICA, CON
RECUBRIMIENTO Y METAL-CERÁMICA CAD/CAM PRE Y
POSTCEMENTADO E INFLUENCIA DEL ENVEJECIMIENTO EN EL SELLADO
MARGINAL DE LAS CORONAS DE CIRCONA.**

TESIS DOCTORAL

MARIA DEL PIÑAL LUNA

2018



**ADAPTACIÓN MARGINAL DE CORONAS DE CIRCONA MONOLÍTICA, CON
RECUBRIMIENTO Y METAL-CERÁMICA CAD/CAM PRE Y
POSTCEMENTADO E INFLUENCIA DEL ENVEJECIMIENTO EN EL SELLADO
MARGINAL DE LAS CORONAS DE CIRCONA.**

Trabajo de investigación para optar al Grado de Doctor por la Universidad Complutense de

Madrid que presenta:

María del Piñal Luna

Directora: Profa. Dra. María Jesús Suarez García

Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

Madrid 2018



DÑA. MARIA JESÚS SUÁREZ GARCÍA, Profesora Titular del Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

CERTIFICA:

Que el trabajo de investigación titulado: “Adaptación marginal de coronas de circona monolítica, con recubrimiento y metal-cerámica CAD/CAM pre y postcementado e influencia del envejecimiento en el sellado marginal de las coronas de circona” del que es autora Dña. María del Piñal Luna, ha sido realizado en este Departamento bajo mi dirección y supervisión, reuniendo en mi opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmo el presente certificado en Madrid a quince de Abril de dos mil dieciocho.

Fdo. María Jesús Suárez García

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a la Profa. Dra. **María Jesús Suárez**, por su apoyo y confianza en mi trabajo y habilidad para guiar mis ideas. Su aportación ha sido inestimable, no sólo en el desarrollo de esta tesis, si no en mi formación como profesional e investigadora. Gracias por todo lo aprendido y por formar parte de esta trayectoria.

Al Dr. D. **José Bartolomé**, del Instituto de Ciencias de los Materiales de Madrid (CSIC), por su dedicación y paciencia. Su colaboración en este trabajo ha sido fundamental, gracias por haberme enseñado y aportado tanto de un área al que no me dedico.

A la Dra. Dña. **Carmen Bravo**, una persona paciente y disponible. Su ayuda para analizar y entender los datos estadísticos ha sido inmejorable.

A la Profa. Dra. **Claudia Ângela Maziero Volpato**, por sus conocimientos y orientaciones que han sido fundamentales para mi formación como investigadora.

A la **Universidad Complutense de Madrid** por su excelente acogida y por darme la oportunidad de realizar esta etapa de mi vida.

A los **laboratorios** De Las Casas Prótesis Dental y Denteklab SL por su tiempo y colaboración en la confección de las restauraciones.

A la empresa Avinent Implant System por haberme proporcionado todos los materiales cerámicos para el desarrollo de esta investigación.

A mis queridos padres, José y Fernanda, por el inmenso amor, dedicación y humildad, por apoyarme y creer en mis elecciones, permitiendo que mis sueños se hagan realidad.

A mis hermanas, Isabel y Lola, amigas a todas horas y circunstancias, por el compañerismo y el incentivo en los momentos difíciles y por la felicidad de tenerlas a mi lado.

A mi novio, Eduardo, por el amor, el apoyo y la amistad recibida cada día. Por creer en mí, y darme fuerzas cada día.

A mis amigas por los buenos momentos vividos, su amistad y ayuda no tiene precio.

DEDICATORIA:

Dedico este trabajo a mi madre, que siempre priorizó nuestra educación, y que hizo posible la realización de cada uno de mis sueños. Siempre ha sido para mi una fuente de inspiración.

ÍNDICE

CONTENIDOS	PÁGINAS
1.RESUMEN	12
1.1 Resumen en español	12
1.2 Resumen en inglés	14
2. INTRODUCCIÓN	17
2.1 Circona	18
2.2 Endurecimiento por transformación de fase	19
2.3 Degradación a baja temperatura de la circona o envejecimiento	20
2.4 Factores que afectan a la degradación a baja temperatura de la circona	23
2.5 Métodos in vitro para la evaluación de la degradación a baja temperatura de la circona	25
2.6 Influencia de los tratamientos superficiales	28
2.7 Envejecimiento y propiedades mecánicas de la circona	29
2.8 Envejecimiento y cerámica de recubrimiento	30
2.9 Adaptación Marginal	31
2.10 Variables que influyen en la adaptación marginal	32
2.11 Tecnología CAD/CAM	35
3. HIPÓTESIS DE TRABAJO	39

4. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	41
5. MATERIAL Y MÉTODOS	45
5.1. Confección de las probetas	46
5.2. Clasificación y numeración de las probetas	47
5.3. Confección de las restauraciones	49
5.4. Análisis de la adaptación marginal	56
5.5. Envejecimiento	60
5.6. Análisis de la transformación de fase	63
5.7. Tratamiento de los datos	67
6. RESULTADOS	69
6.1 Evaluación del ajuste marginal	71
6.1.1. Análisis descriptivo	71
6.1.2. Análisis inferencial	83
6.2. Evaluación de la transformación de fase	84
7. DISCUSIÓN	92
8. CONCLUSIONES	103

9. BIBLIOGRAFÍA	105
10. ANEXO	121
10.1 Estadística	121

Resumen

RESUMEN

INTRODUCCIÓN: A pesar del uso de la circona en diversas aplicaciones técnicas y biomédicas, la posibilidad de que este material envejezca en función, fenómeno conocido como degradación a baja temperatura (DBT), sigue siendo un asunto polémico.

OBJETIVOS: El objetivo de este estudio in vitro fue comparar la adaptación marginal de coronas de circona con recubrimiento cerámico (Z-CAD HD, Metoxit AG, Suiza; E-max, Ivoclar Vivadent), monolíticas (Z-CAD HTL, Metoxit AG, Suiza) y metal cerámica CAD/CAM, y la influencia del cemento (Rely X U200, 3M Espe, EE.UU) en el grado de adaptación marginal de las coronas. Así como analizar la influencia del envejecimiento en el sellado marginal de las coronas de circona

MATERIAL Y MÉTODOS: Setenta y dos probetas fueron mecanizadas en acero inoxidable simulando un primer premolar inferior. Las probetas se dividieron aleatoriamente en seis grupos de 12 muestras cada uno, y las coronas se distribuyeron en cuatro grupos de la siguiente manera: (1) coronas metal cerámica sin cementar; (2) coronas metal cerámica cementadas; (3) coronas bilaminares (infraestructura de circona y cerámica de recubrimiento) sin cementar; (4) coronas bilaminares (infraestructura de circona y cerámica de recubrimiento) cementadas; (5) coronas monolíticas de circona sin cementar y, (6) coronas monolíticas de circona cementadas. En cuanto al envejecimiento, todos los grupos cerámicos fueron sometidos a tres tiempos diferentes: T1: ningún tratamiento de envejecimiento y almacenamiento en ambiente seco y temperatura ambiente. T2: tratamiento de envejecimiento artificial en autoclave, bajo una atmósfera húmeda a 131 ° C

y presión de 1,7 bares durante 5 horas. T3: tratamiento de envejecimiento artificial en autoclave, bajo una atmósfera húmeda a 131 ° C y presión de 1,7 bares durante 20 horas. La adaptación marginal fue analizada mediante la medida de la discrepancia marginal vertical de las coronas, utilizando un microscopio electrónico de barrido. La difracción de rayos X se utilizó para calcular la fracción de fase monoclinica y analizar la DBT.

RESULTADOS: Las coronas de zircona recubierta, zircona monolítica y metal cerámica sin cementar mostraron discrepancias marginales verticales similares (49.65, 47.54 y 49.84 μm , respectivamente). La presencia del cemento no influyó en el sellado marginal en ningún grupo, ni tratamiento ($p = 0,599$ en T1; $p = 0,508$ en T2; $p = 0,231$ en T3). No se observaron diferencias significativas en los valores de adaptación marginal antes y después del envejecimiento durante 5 y 20 horas ($p > 0,05$). El porcentaje de la fase monoclinica aumentó de 1,2 a 3% en las coronas bilaminares, y de 0,8 al 1,6% en las coronas monolíticas. Transcurridas 20 horas dentro de la autoclave el porcentaje de contenido monoclinico fue de 3,1 en las corona monolíticas, y 8,3 % en las coronas bilaminares.

CONCLUSIONES: Las coronas de zircona monolíticas y con recubrimiento cerámico mostraron valores de adaptación marginal que estaban dentro de un rango clínicamente aceptable, independientemente de la presencia o ausencia del cemento. El envejecimiento no influyó la adaptación marginal, y no condujo a una transformación significativa de la fase tetragonal a la monoclinica.

Palabras clave: zircona; envejecimiento; adaptación marginal; cementado.

ABSTRACT

INTRODUCTION: Despite the use of Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal (3Y-TZP) in several technical and biomedical applications, the possibility that this material can aged in function, a phenomenon known as low temperature degradation (LTD), remains a subject under discussion.

OBJECTIVES: The aim of this in vitro research was to compare de marginal adaptation of veneered zirconia (Z- CAD HD, Metoxit AG, Tayngen, Switzerland; E-max, Ivoclar Vivadent), monolithic zirconia (Z-CAD HTL, Metoxit AG, Tayngen, Switzerland), and metal ceramic CAD/CAM crowns, and to analyse the influence of cementation (Rely X U200, 3M Espe) on the fit of the restorations. It was also analyzed the influence of aging on the marginal fit of zirconia based crowns.

MATERIAL AND METHODS: Seventy-two standardized dies will be prepared from stainless steel, to receive a crown. The specimens were randomly divided into 6 groups of 12 specimens each: (1) metal ceramic crown not cemented; (2) metal ceramic crown cemented; (3) bilayer crown (zirconium structure with ceramic coating) not cemented; (4) bilayer crown (zirconium structure with ceramic coating) cemented; (5) monolithic zirconia crown without cement; (6) cemented monolithic zirconia crown. All ceramic groups will be treated as a function of aging, in 3 different times: T1: No aging treatment and stored in a dry place at room temperature; T2: Treatment of artificial aging in autoclave, under a humid atmosphere at 131 °C and pressure of 1,7 bar for 5 hours. T3: Treatment of artificial aging in autoclave, under a humid atmosphere at 131 °C and pressure of 1,7 bar for 20

hours. Marginal adaptation will be evaluated by measuring the vertical marginal discrepancy of the ceramic crowns on the specimens, using a scanning electron microscope. The monoclinic-to-tetragonal (m/t) peak intensity ratio measured by X-ray diffraction was used to calculate the monoclinic phase fraction and monitor LTD.

RESULTS: Both zirconia groups and metal ceramic crowns showed similar vertical marginal discrepancies (49.65, 47.54 and 49.84 μm , respectively). The presence of cement did not influence marginal fit in any group or treatment ($p = 0.599$ in T1, $p = 0.508$ in T2, $p = 0.231$ in T3). No significant differences were observed in the marginal adaptation values before and after aging for 5 and 20 hours ($p > 0.05$). The peak intensity of the monoclinic to tetragonal phase increased from 1.2 to 3% for bilaminar crowns and from 0.8 to 1.6% for monolithic crowns. After 20 hours inside the autoclave the percentage of monoclinic content was 3.1 (monolithic crown) and 8.3% (bilaminar crown).

CONCLUSIONS: Monolithic and bilayer CAD/CAM zirconia crowns showed marginal gaps that were within an acceptable range of marginal discrepancy, regardless of cementation. Marginal adaptation was not influenced by aging, and did not lead a significant transformation from tetragonal to monoclinic phase.

Keywords: zirconia; aging; marginal fit; cementation.

Introducción

INTRODUCCIÓN

2.1. CIRCONA

La circona pura presenta el fenómeno de alotropía, es decir, con la misma composición química puede originar estados cristalinos diferentes (Fig 1).¹ A la presión ambiente, puede asumir tres fases cristalográficas, en función de la variación de la temperatura: la fase cúbica (c), cuyas propiedades mecánicas son satisfactorias y es estable por encima de 2.370°C; la fase tetragonal (t) que permite la obtención de una cerámica con mejores propiedades mecánicas, siendo estable entre 1.170°C y 2.370°C; Y finalmente la fase monoclinica (m), estable a temperatura ambiente y hasta 1.170°C, presentando un comportamiento mecánico inferior que puede contribuir a una reducción de la cohesión en las partículas de cerámica y, por lo tanto, de la densidad del material.²

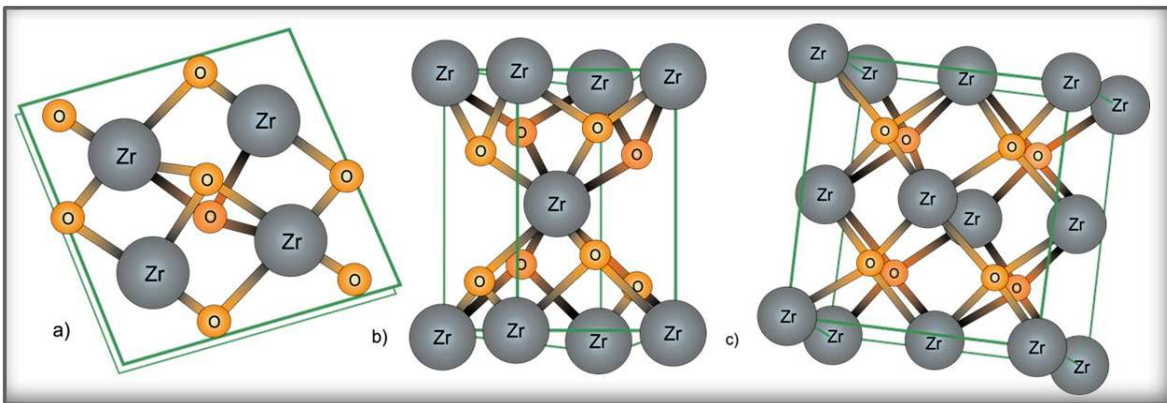


Fig 1. Estructura cristalina de la circona monoclinica (a), tetragonal (b) y cúbica (c).

Adaptado de Hannink y cols³ (2000).

El motivo de la introducción del óxido de circonio en la odontología viene de su gran potencial como material estructural. Sin embargo, es importante que éste sea utilizado en la fase tetragonal, ya que en esa fase, la circona exhibe buenas propiedades mecánicas.²

Se sabe que la fabricación de componentes de óxido de circonio puro no es posible, porque, después de enfriar el material, se produce una transformación espontánea de los cristales de la fase tetragonal a la fase monoclinica ($t \rightarrow m$), asociado con un aumento de volumen de aproximadamente 4 a 5%.³ Esto conduce a la aparición de fisuras, generalmente excediendo la resistencia del material y resultando en la fractura del mismo.

En los años 1930 y 1940, Passerini y Ruff y cols.⁴ descubrieron, independientemente, que la forma tetragonal o igualmente la fase cúbica se podían mantener metaestables a temperatura ambiente, mediante la adición de óxidos, evitando así, el fallo catastrófico del óxido de circonio puro. Desde entonces, estos óxidos se llaman estabilizadores.

Los estabilizadores más estudiados para aplicaciones biomédicas son el óxido de calcio (CaO_2), óxido de magnesio (MgO), óxido de cerio (CeO_2) y óxido de itrio (itria) (Y_2O_3), pero, únicamente la $\text{ZrO}_2\text{-Y}_2\text{O}_3$ (circona parcialmente estabilizada con itria) tiene una norma ISO para aplicación quirúrgica (ISO standard 13356.2008).⁷

2.2. ENDURECIMIENTO POR TRANSFORMACIÓN DE FASE

Cuando ocurre una fisura en el óxido de circonio, surge una tensión interna, porque la fisura tiende a propagarse. Esta tensión es suficiente para transformar algunas partículas tetragonales a monoclinicas ($t \rightarrow m$), lo que resulta en un aumento de volumen de cerca de 5%. En esta transformación, de tipo martensítica, ocurre un cambio en la estructura cristalina del material, sin transferencia de masa, que envuelve el movimiento simultáneo

de los átomos y resulta en un cambio de la forma macroscópica de las regiones transformadas.⁸ Como resultado, se genera un estrés compresivo, que actúa en la punta de la fisura, dificultando su expansión.⁹ Este fenómeno de “contención” de la expansión de la fisura se conoce como “Endurecimiento por transformación”, y desde su descubrimiento por Garvie y cols,¹⁰ ha sido el principal foco de investigación para la aplicación biomédica del óxido de circonio, ya que se considera como la base de la resistencia estructural de esta cerámica (Fig 2).

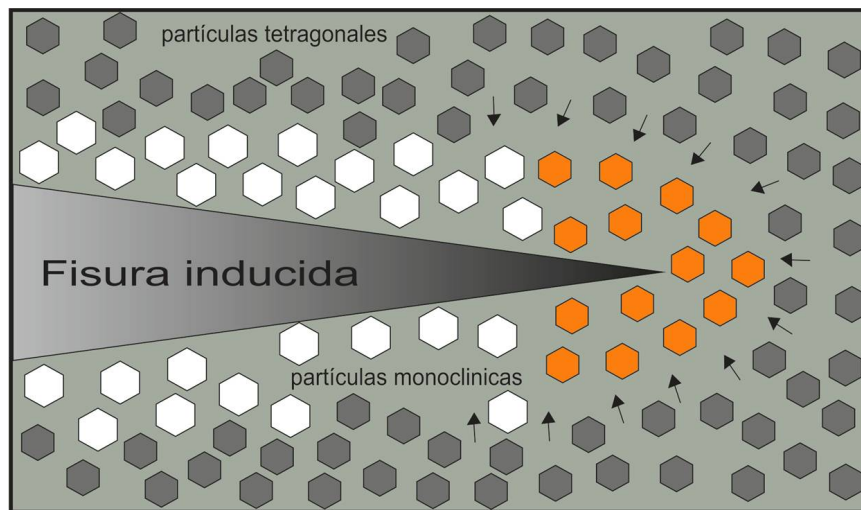


Fig 2. Diseño esquemático de la transformación de la fase de la circona ocurriendo en la punta de la fisura. Adaptado de Vagkopoulou y cols.² (2009).

2.3. DEGRADACIÓN A BAJA TEMPERATURA DE LA CIRCONA O ENVEJECIMIENTO

Desde finales de los años 80, la circona parcialmente estabilizada con óxido de itrio ha sido usada con éxito para la fabricación de prótesis de la cabeza de fémur. Más de 600.000 prótesis fueron implantadas en el mundo, principalmente en Estados Unidos y

Europa, pero su uso en cirugías ortopédicas se redujo en más del 90%, desde el año 2001, cuando se reportaron numerosos fracasos en un corto período de tiempo, principalmente debido a un cambio en el procesamiento del material resultando en un gran aumento de contenido monoclinico. Este hecho llevó a la comunidad científica de ortopedistas a estudiar profundamente el comportamiento de la circona, especialmente en lo que se refiere al envejecimiento in vitro e in vivo. En cambio, el mercado del óxido de circonio en la Odontología aumenta más del 12% al año.¹¹

Actualmente, el tipo de circona más utilizado para las aplicaciones dentales es la circona policristalina tetragonal estabilizada por itria (Ytria Tetragonal Zirconia Polycrystal - 3Y-TZP), que consiste de una matriz de circona parcialmente estabilizada con 2 mol% a 3 mol% de óxido de itrio. Sin embargo, a pesar del uso de la circona en diversas aplicaciones técnicas y biomédicas la posibilidad de que ese material envejezca en función, fenómeno conocido como degradación a baja temperatura (DBT), es una laguna en el conocimiento.^{1,12} Frente a la importancia de este fenómeno, tras 30 años, incesantes investigaciones para comprender y controlar los mecanismos relacionados al envejecimiento continúan siendo realizados.

El envejecimiento de la circona consiste en una transformación lenta y espontánea de la fase tetragonal a la monoclinica ($t \rightarrow m$), asociada a la presencia de agua o vapor de agua. La degradación resultante se caracteriza por la rugosidad superficial, aparición de microgrietas y desplazamiento sucesivo de partículas, aumentando las probabilidades de fallo mecánico del material (Fig 3).^{11,13,14}

En la DBT, la transformación de fase ($t \rightarrow m$) se inicia en partículas aisladas en la

superficie de la circona, mediante un mecanismo de tipo corrosión bajo tensión. A medida que las partículas se transforman, ocurre un aumento de volumen local, lo que tensiona y desorganiza la estructura cristalina. Este fenómeno conduce a una cadena de eventos que se producen en las partículas vecinas, lo que resulta en el desarrollo y propagación de las fisuras.

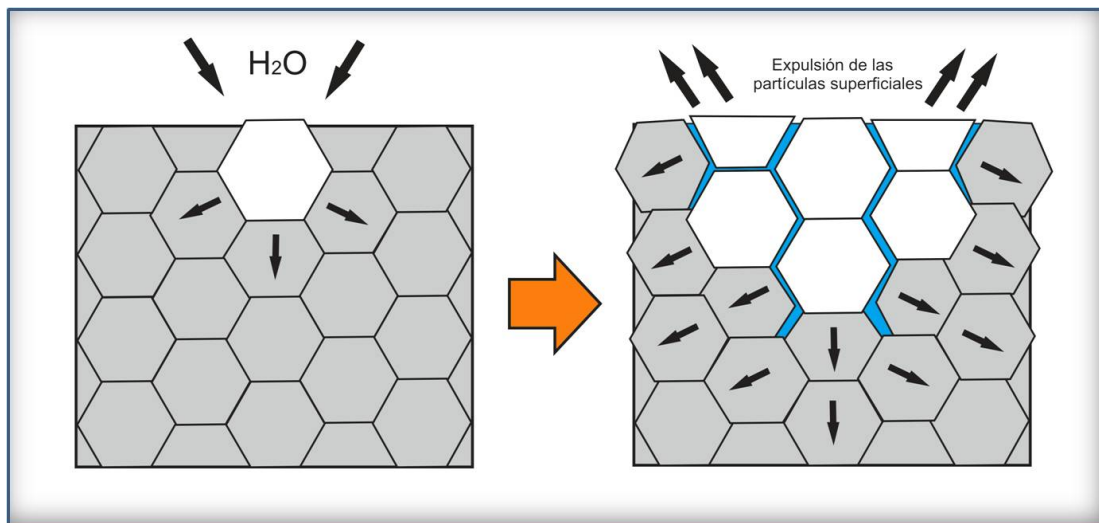


Fig 3- Esquema del proceso de envejecimiento, sección transversal.

Adaptado de CHEVALIER y cols.¹¹ (2006).

Sin embargo, mucho se ha cuestionado sobre la influencia de la DBT en la Odontología, ya que la infraestructura de circona no estaría en contacto directo con el ambiente oral y los tejidos dentales duros, debido principalmente a la presencia del recubrimiento cerámico estético y al cemento. Por lo tanto, clásicamente, la susceptibilidad a la DBT estaría limitada a algunas condiciones específicas: (a) cuando los implantes orales son fabricados en circona; (B) cuando la circona se utiliza para confeccionar las

infraestructuras de coronas o prótesis fijas y algunas áreas de esas restauraciones no están totalmente recubiertas, y (c) cuando se fractura el recubrimiento cerámico durante los ajustes oclusales o bajo cargas oclusales, dejando la infraestructura de circonita expuesta.¹⁵ También, el cemento resinoso podría absorber agua de los túbulos dentinarios, y la infraestructura de circonita que entraría en contacto con agua o humedad podría envejecer.¹⁶

2.4. FACTORES QUE AFECTAN A LA DEGRADACIÓN A BAJA TEMPERATURA DE LA CIRCONA

Se sabe que el envejecimiento de la circonita es un fenómeno originado por la influencia y convergencia de varios factores, como el tamaño del grano del material, el tipo de óxido estabilizador, el porcentaje y la distribución de los óxidos y las técnicas de procesamiento.¹

Los estudios que evalúan la influencia de las técnicas de fabricación demuestran que, el tamaño de la partícula aumenta proporcionalmente en función del aumento de la temperatura de sinterización.^{17,18,19} Cuando el tamaño de la partícula alcanza un valor crítico (cerca de 0,3 μm), la transformación de fase se lleva a cabo. Sinterizando el óxido de circonio a 1.550°C, la partícula alcanza un tamaño de 0.75 μm , mayor que el tamaño aceptado por la ISO (0.6 μm).⁷ De esta manera, cuanto mayor sea el tiempo de sinterización y el tamaño de la partícula, mayor será el contenido monoclinico. Por lo tanto, el tamaño de la partícula es un factor crítico en la metaestabilidad de la Y-TZP. Partículas mayores pueden llevar a una transformación de fase espontánea, mientras que partículas menores están asociadas a tasas menores de transformación.¹⁷

La cantidad y la distribución de los óxidos también pueden alterarse totalmente

debido a mínimas variaciones en la temperatura. Cierta cantidad de fase cúbica puede estar presente cuando se utilizan temperaturas iguales o superiores a 1550°C, debido a una distribución desigual del óxido de itrio. La fase cúbica es más rica en itria que las partículas tetragonales circundantes y esto puede influenciar negativamente en la estabilidad del material. La fabricación de la 3Y-TZP debería realizarse a temperaturas suficientemente bajas para evitar la formación de una microestructura dual cúbica-tetragonal, pero a temperaturas suficientemente altas para obtener materiales totalmente densos. Esto significa que, en esta etapa de la producción del material, se debe escoger en un estrecho intervalo de temperatura de sinterización, entre 1400°C y 1450°C, para que el óxido de circonio no sea propenso al envejecimiento.²⁰

El tipo de óxido estabilizador mantiene una relación directa con la transformación de fase. La solución más común es el uso de aditivos como el óxido de aluminio (Al_2O_3), óxido de cerio (CeO_2), óxido de magnesio (MgO) y sílice (SiO_2). La sílice es la más estudiada, aunque su papel sea cuestionado, por permanecer como un contaminante en las muestras de Zr, lo que podría ser responsable de la disminución de la tenacidad del material.²¹ La solución más antigua y probada es la adición de alúmina, ya que las evidencias experimentales muestran que la presencia de alúmina en la Y-TPZ ralentiza la cinética de la transformación $t \rightarrow m$, hasta hacerla insignificante.²² La aplicación biomédica del óxido de circonio parcialmente estabilizado con magnesia (Mg-PSZ), se detuvo a partir del año 1990 debido a la alta porosidad causada por un tamaño de la partícula mayor (30-60 μm). Por otro lado, el óxido de cerio ha atraído un gran interés como estabilizador, pero se requieren cantidades mayores que de itria. Una concentración típica capaz de transformación ($t \rightarrow m$) contiene 8% mol de óxido de cerio. Por encima de 12% mol, el

sistema ya no es transformable,²³ y concentraciones muy altas provocan irregularidades en el tamaño de las partículas, afectando adversamente las propiedades mecánicas del material.²⁴ La estabilización con óxido de cerio proporciona mejor estabilidad térmica y resistencia a la DBT, respecto a la 3Y-TZP.^{23,25} Sin embargo, químicamente, el óxido de cerio tiene limitaciones: debido a la alta concentración de vacantes de oxígeno, el Ce^{4++} se puede reducir fácilmente a Ce^{3+} , por lo tanto no tiene la misma capacidad de estabilización que la 3Y-TZP, además de que, desde el punto de vista estético, tiene un color amarillo o marrón, convirtiéndose en gris oscuro en la boca debido a su capacidad reductora.¹

Las infraestructuras de circonia se procesan mediante la tecnología CAD/CAM, siendo el mecanizado de bloques pre-sinterizados el proceso preferido por la mayoría de los fabricantes. Tales bloques, conocidos como en "estado verde", son producidos por la compactación del polvo por medio de un proceso de "prensado isostático en frío" que resulta en un tamaño de poro muy pequeño (20-30nm) y una distribución bastante homogénea de los componentes en el interior del bloque.²⁶ Sin embargo, recientemente se ha demostrado que el mecanizado de la circonia mediante tecnología CAD/CAM también contribuye a la degradación hidrotérmica de la Y-TZP, debido al aumento del contenido monoclinico.²⁷

2.5. MÉTODOS IN VITRO PARA LA EVALUACIÓN DE LA DEGRADACIÓN A BAJA TEMPERATURA DE LA CIRCONA

De momento, no hay muchos datos in vivo sobre la DBT de la circonia a la temperatura del cuerpo humano.

Shimizu y cols,²⁸ estudiaron el envejecimiento de muestras de Y-TPZ in vivo en el

tejido subcutáneo y el canal medular tibial de conejos, entre 13 y 30 meses, y compararon los resultados obtenidos con las muestras que se mantuvieron *in vitro* en solución salina a 37, 50 y 95°C durante 36 meses, o en autoclave a 121°C hasta 960 horas. El comportamiento de las muestras *in vivo* e *in vitro* fue similar. Se observó un aumento en el contenido monoclinico, responsable de una mejora en la resistencia del material. No obstante, este efecto cesó, y después de 30 meses, los valores regresaron a los iniciales.

Kosmac y cols,²⁹ (2011) instalaron discos de circonita, con dos tamaños de grano diferentes, en prótesis totales en la mandíbula. Después de 6, 12 y 24 meses de exposición al medio oral, los discos fueron removidos de las prótesis y, las superficies fueron analizadas mediante difracción de rayos X y microscopía electrónica. Los resultados mostraron que, independientemente del tamaño del grano, los discos de circonita fueron vulnerables a la transformación de fase. Además, después de 2 años en boca, más del 10% de contenido monoclinico estaba presente en la circonita.

Sin embargo, la mayoría de las previsiones a 37 °C se basan en pruebas *in vitro*, con protocolos de envejecimiento acelerado. Uno de los métodos más utilizados para simular y evaluar *in vitro* este fenómeno es el uso de un autoclave.¹ La transformación de fase mediante el uso de un autoclave es un hecho comprobado científicamente.³⁰ Las muestras de circonita son artificialmente envejecidas en agua destilada, en diferentes temperaturas y tiempos, con el objetivo de inducir la transformación de fase en la superficie, ya que esa transformación es activada térmicamente y acelerada por la presencia de agua. Según CHEVALIER y cols,³¹ el tratamiento de las muestras en autoclave a 134 °C durante una hora, es equivalente a 3-4 años de envejecimiento *in vivo*. La International Organization of Standardization (ISO) recomienda utilizar el autoclave a 134 °C, con

presión de 0,2 MPa, durante 5 horas.

Existen discrepancias en la literatura científica respecto a la resistencia al envejecimiento de la circona. Muchos factores pueden afectarla y, parece que, incluso estabilizada con el mismo óxido en concentraciones prácticamente idénticas, se observan comportamientos totalmente divergentes.³² En la mayoría de los estudios científicos analizados, esta transformación de fase es menor que el porcentaje del 25% permitido por la ISO.^{14,19,33-37} Sin embargo, cuando se utilizan tiempos de autoclave más largos, la transformación de fase aumenta significativamente.^{27,38,39} La rugosidad y la degradación de la superficie también se mencionan en los artículos científicos como una consecuencia inherente al envejecimiento.^{14,19,27,40}

Después de que las muestras se envejezcan artificialmente, su sensibilidad puede ser evaluada por los métodos siguientes: difracción de rayos X (DRX), espectroscopia Raman (ER), microscopía electrónica de barrido (MEB), interferómetro óptico (IO) y la microscopía de fuerza atómica (MFA). El análisis de difracción de rayos X (DRX) permite evaluar la cuantificación de la transformación $t \rightarrow m$, y la microscopía electrónica de barrido (MEB) se utiliza para evaluar la degradación superficial.⁴¹ Son métodos relativamente simples y aplicados en la mayoría de los estudios,^{23,27,42-45} sin embargo, no son sensibles en las primeras fases del envejecimiento. Además, para el análisis en el microscopio se necesitan preparaciones que pueden modificar la superficie del material.⁴¹ La MEB puede ser asociada a la MFA y proporcionar resultados más relevantes de la calidad de la superficie en las primeras fases de este fenómeno.^{15,46,47} Para la cuantificación de la transformación de fase, la espectroscopia Raman ha demostrado ser un método mucho más fiable que la DRX.^{1,48}

2.6. INFLUENCIA DE LOS TRATAMIENTOS SUPERFICIALES

Desde la obtención de la materia prima hasta la instalación de la restauración en la boca, la circona se expone a diferentes daños superficiales, como resultado de procesos de mecanizado asistidos por ordenador (CAM) y de procedimientos de laboratorio. Como consecuencia, las propiedades mecánicas y la estabilidad a largo plazo de las infraestructuras tratadas pueden ser diferentes a las del material inicial.^{2,27}

El mecanizado de la circona utilizando la tecnología CAD/CAM parece que contribuye a la degradación hidrotérmica de la 3Y-TZP, debido al aumento del contenido monoclinico.²⁷ El mayor porcentaje de esta fase fue detectada en los márgenes cervicales de las infraestructuras, áreas más finas, donde las condiciones de mecanizado son más agresivas.⁴⁹ Esto es muy importante, pues la posible imprecisión en el ajuste marginal causa acumulo de placa bacteriana, llevando al desarrollo de caries y la enfermedad periodontal, y, a través de microfiliación, contribuye también a la inflamación endodóntica en pilares vitales.⁵⁰

Para alcanzar el ajuste perfecto entre la restauración y la preparación dental, un ajuste final de la estructura puede ser necesario, mientras que el chorreado se suele utilizar para mejorar la unión entre el agente de cementación y el material de la restauración.⁵¹

Los procedimientos realizados para el acabado y el tratado superficial del material provocan tensiones residuales y defectos superficiales, cuya implicación en el envejecimiento acelerado es controvertida.^{27,33,52,53} En este contexto, el chorreado y el

desgaste de la circona, parecen influir en el comportamiento de la 3Y-TZP frente a la degradación hidrotermal, alterando previamente la microestructura del material.^{27,52} Parece que la solución para la prevención de tal fenómeno, no es la supresión del tratamiento de la superficie, ya que a pesar de que las superficies exclusivamente mecanizadas presenten una resistencia inicial a la degradación hidrotermal superior, se deterioran a un ritmo más rápido con el paso del tiempo.²⁷ Además, estos tratamientos influyen significativamente en la calidad de la adhesión. Cuando las muestras que no reciben ningún tratamiento de superficie se someten a condiciones artificiales de envejecimiento, puede ocurrir el fallo espontáneo en la adhesión, mostrando la inestabilidad de esta interfaz.⁵⁴ La disminución de la fuerza de adhesión por el envejecimiento es debido al efecto hidrolítico del agua, a tensiones mecánicas y térmicas originadas por la carga cíclica, y a la propia degradación del cemento resinoso.⁵⁵

Los desgastes de la circona deben ser realizados con fresas de diamante de granulación fina o extrafina, velocidad lenta y con la utilización de mucha refrigeración^{27,56} seguidos siempre de una secuencia de pulido.⁵⁷ Estas son conductas clínicas que influyen positivamente para disminuir la probabilidad de que la circona envejezca.

2.7. ENVEJECIMIENTO Y PROPIEDADES MECÁNICAS DE LA CIRCONA

El mantenimiento o no de las propiedades mecánicas de la circona después del envejecimiento, también es asunto de discusión. Es importante comprender que, a la hora de interpretar los resultados, pequeñas variaciones en el tiempo y en la temperatura del autoclave pueden afectar la tasa de transformación, la calidad de las superficies y las propiedades mecánicas del material.^{27,58}

Una gran parte de la literatura científica muestra que la resistencia a la flexión y la dureza de la circona se mantienen después de varios ciclos de autoclave, a pesar de que el contenido monoclinico haya aumentado.^{14,33,37,40,42,59,60} Recientemente, ciclos más largos de autoclave han sido recomendados, principalmente para el estudio de las propiedades mecánicas, ya que la resistencia a la flexión comienza a disminuir cuando la concentración de la fase monoclinica es mayor al 50%.³⁰

2.8. ENVEJECIMIENTO Y CERÁMICA DE RECUBRIMIENTO

El recubrimiento cerámico parece que no protege a la circona de la transformación de fase,³⁷ y la aplicación de esta por estratificación o inyección no han demostrado diferencias en la transformación de la fase ($t \rightarrow m$).³⁸

Una transformación inversa de la fase monoclinica a la fase tetragonal después de la primera cocción del recubrimiento cerámico ha sido constatada.^{17,18}

Por otro lado, cuando las cerámicas utilizadas para el recubrimiento de circona fueron envejecidas aisladamente en autoclave (200 °C, durante 5 horas en 2 atmósferas), parámetros como la densidad, dureza, porosidad y rugosidad superficial se encontraron alterados. En cambio, el envejecimiento originó un aumento de la resistencia a la flexión.⁶¹

Una revisión sistemática reciente indicó que las coronas de circona no deben indicarse como primera opción de tratamiento debido a un riesgo aumentado de fractura de la cerámica de recubrimiento y pérdida de retención.^{62,63} Es por eso que actualmente existe una tendencia al empleo de coronas monolíticas de circona, especialmente en áreas a las que la exigencia estética no es primordial. Esto significa que la 3Y-TZP estaría en contacto

directo con las condiciones de humedad, variaciones de pH, cargas mecánicas y temperaturas críticas para la estabilidad de la fase tetragonal.¹⁴ Sin embargo, aún no existen estudios clínicos a medio y largo plazo que demuestren el comportamiento de la circona monolítica.

2.9. ADAPTACIÓN MARGINAL

El ajuste o adaptación marginal es uno de los factores mas importantes, junto a la resistencia a la fractura y la estética, para el éxito a largo plazo de las restauraciones cerámicas.^{64,65,66,67,68} El ajuste de la corona a las paredes de la preparación del diente debe ser preciso para garantizar una capa delgada de cemento, mejorando así el rendimiento mecánico y biológico de la corona.⁶⁹ El desajuste de las restauraciones puede originar efectos adversos como pueden ser daños a nivel de los tejidos adyacentes, caries en el margen de la preparación o una mayor disolución del cemento.⁷⁰ Por tanto, es necesario precisión y exactitud para asegurar la longevidad de las restauraciones.⁷¹

La terminología para describir la adaptación marginal ha sido muy variada creando mucha confusión a la hora de analizar los estudios, por ello y para clarificar la terminología, Holmes y Cols⁷² definieron el ajuste en términos de desajuste medido en varios puntos entre la superficie de la restauración y el diente preparado.

En la actualidad aún no existe un consenso sobre el tamaño de la interface aceptable desde el punto de vista clínico. La mayoría de los autores aceptan, basados en el estudio de Mc Lean y Von Fraunhofer,⁷³ que un desajuste marginal entre 100-120 μm es el rango

clínicamente aceptable desde el punto de vista de la longevidad de las restauraciones.^{65,66,70,74,75,76,77,78}

La tecnología CAD/CAM proporciona una mayor precisión en comparación a las técnicas convencionales en la confección de prótesis cerámicas.⁷⁸ Gracias al avance tecnológico desarrollado en los últimos años, por norma general nos encontramos con valores de adaptación marginal considerablemente menores que aquellos estipulados en el estudio de Mc Lean y Von Fraunhofer.⁷³

2.10 VARIABLES QUE INFLUYEN EN LA ADAPTACIÓN MARGINAL

De acuerdo con una revisión sistemática, muchas variables influyen en la adaptación marginal de las prótesis cerámicas, destacándose: el margen cervical, el espacio predefinido para el cemento, el recubrimiento cerámico y el proceso de cementado.⁶⁷

Además de estas cuatro variables, el sistema CAD/CAM utilizado,^{50,66,71,74,78,79,80,81} los materiales empleados,^{69,74,76,77,82} y la selección de la ruta de procesamiento CAD/CAM son factores que también repercuten en el ajuste marginal. El mecanizado en centros de producción industrial parece ofrecer una mayor precisión que el mecanizado en centros de laboratorio.⁸³

La elección de una técnica específica de tallado, de acuerdo con la mayoría de los estudios, no influye significativamente en la discrepancia marginal.^{70,80,84,85,86,87} La mayor parte de los estudios científicos analizan la diferencia entre chamfer u hombro, o combinaciones de ambas técnicas.⁸⁸ Otra parte de la literatura, muestra diferencias significativas en la adaptación marginal entre ambas técnicas.^{89,90,91}

La estratificación de la cerámica de recubrimiento parece alterar la precisión marginal de las coronas según ponen de manifiesto numerosos estudios.^{86,89,90,92,93,94,95} Esto es debido a que durante la estratificación existe una contracción de la cerámica de recubrimiento, que ejerce una fuerza de compresión en la cofia.⁹³ Los factores que provocan tal efecto son: diferencias en el coeficiente de expansión térmica entre la infraestructura de la circona y la cerámica de recubrimiento,⁹⁵ el número de ciclos de cocción,⁹⁵ el enfriamiento rápido o lento^{92,96} y el espesor de la cerámica.⁹⁶ El método utilizado para la aplicación del recubrimiento también puede influir, parece que la estratificación convencional de capas altera más el ajuste que las técnicas “press over” y “CAD-on”.⁹⁵ Esto puede ser por que al utilizar técnicas inyectadas y mecanizadas existe una menor diferencia en el coeficiente de expansión térmica; además, la técnica convencional necesita más ciclos de cocción que las otras técnicas. Sin embargo, otros autores^{97,98} no encontraron diferencias en la adaptación marginal después de los ciclos de cocción de la cerámica de recubrimiento.

El ajuste marginal puede verse afectado por el espacio predefinido para el cemento en el software CAD. El propósito del estudio de Kale y cols⁹⁹ fue evaluar el efecto de dicho espacio en el ajuste marginal de coronas monolíticas de circona antes del cementado. El espacio para el cemento se ajustó a 25 μm alrededor de los márgenes para todos los grupos, y el espacio de cemento adicional comenzando 1 mm por encima de las líneas de terminación se ajustó a 30 μm (grupo 1), 40 μm (grupo 2), y 50 μm (grupo 3), en el software CAD. La discrepancia marginal promedio fue de 85 μm para el grupo 1, 68 μm para el grupo 2 y 53 μm para el grupo 3. Los resultados mostraron que los diferentes valores tuvieron un efecto estadísticamente significativo en el valor medio de discrepancia

marginal. Sugirieron seleccionar un espacio mayor de 30 μm , ya que el ajuste marginal aumentó a medida que disminuyó el espacio para el cemento.

Actualmente, no existe ningún cemento que cumpla con todos los requisitos que debe reunir un cemento ideal. Por ello, es necesario conocer las características de los agentes cementantes disponibles para saber elegir el más apropiado para cada caso, en función del material restaurador.^{85,100,101,102,103}

La mayoría de los trabajos analiza la adaptación marginal con las restauraciones sin cementar, por lo que no reproducen la situación clínica. Son pocos trabajos que, a pesar de haber cementado las muestras, evalúan la relación de esta variable (cemento), con la adaptación marginal. Algunos autores encuentran que hay un aumento de la discrepancia marginal después del cementado,^{85,99,104,105} mientras que otros no encuentran diferencias.^{66,79,89}

El estudio in vitro realizado por Quintas y cols⁸⁵ evaluó el efecto de dos técnicas de tallado (chamfer y hombro redondeado), de las técnicas de fabricación (Procera, Empress II e In Ceram Alumina) y de tres tipos de cemento en la discrepancia marginal de las cofias cerámicas. Los cementos estudiados fueron el fosfato de zinc, ionómero de vidrio modificado con resina (Fuji Plus) y cemento de resina (Panavia F). Todas las cofias mostraron diferencias notables antes y después del cementado. Sin embargo, la técnica de fabricación de la cerámica fue el único factor significativo que influyó en la discrepancia marginal. Las cofias de Procera presentaron los valores medios más bajos en comparación con las cofias Empress II e In Ceram Alumina. Diferencias en la microestructura de los materiales y en las técnicas de fabricación fueron responsables de las diferencias

encontradas. Por ejemplo, para la fabricación de las cofias Empress II e In Ceram Alúmina es necesario el uso de espaciadores, mientras que las cofias Procera se fabrican con un espacio predeterminado para el cemento de 50 μm .

Por otra parte, Kale y cols¹⁰⁶ analizaron la influencia de los procedimientos de fabricación y del cementado de coronas monolíticas de circonita en el ajuste marginal. Las etapas en las que se realizaron las medidas fueron las siguientes: (1) después de la producción inicial de las coronas, (2) después del glaseado y, (3) después del cementado. Los valores medios de adaptación fueron: 38 μm , 38 μm y 60 μm , respectivamente. El glaseado no tuvo influencia en la discrepancia marginal, sin embargo el cemento (policarboxilato) aumentó significativamente la interfase. Estos mismos autores recomiendan predefinir el espacio para el cemento en 50 μm para conseguir un ajuste marginal clínicamente aceptable de las coronas monolíticas de circonita.

2.11 TECNOLOGÍA CAD/CAM

El uso de un sistema CAD (diseño asistido por ordenador) / CAM (fabricación asistida por ordenador) implica la digitalización de un troquel o de la preparación de un diente y el fresado de la restauración. Cada sistema CAD/CAM emplea un procesamiento y tipo de material diferente lo que puede influir directamente en los resultados de adaptación marginal e interna de las restauraciones. Al comparar varios sistemas entre sí, la mayor parte de los autores encuentran diferencias estadísticamente significativas.^{65,68,71,74,78,81,83,98,97,107,108}

La parte CAD actualmente utiliza dos métodos de obtención de datos. En la

digitalización indirecta, la necesidad de una impresión convencional con materiales elastoméricos y la producción de un modelo de yeso, es esencial. En contraste, la digitalización intraoral directa fusiona estos pasos en un flujo de trabajo digital. Este flujo de trabajo digital elimina la necesidad de un modelo de yeso para fabricar la cofia¹⁰⁹ y, produce una adaptación marginal similar,^{110,111} o incluso significativamente mejor según varios estudios,^{109,112,113} en comparación con las técnicas de impresión convencionales. Las impresiones digitales además, requieren menos tiempo para el odontólogo y el paciente.¹⁰⁹

En general los sistemas CAM y CAD/CAM facilitan el uso de la circona como material para la fabricación de prótesis totalmente cerámicas y pueden lograr un buen ajuste marginal e interno.¹¹⁴ Los sistemas CAD/CAM tienen mejor precisión de ajuste en comparación con las técnicas únicamente CAM^{50,115} y en comparación con las técnicas convencionales, tanto para la fabricación de infraestructuras de circona,¹¹⁵ de disilicato de litio⁷¹ y de infraestructuras metálicas de titanio.¹⁰⁵ El largo proceso de fabricación y la variabilidad en la fabricación manual requerida en el sistema CAM pueden causar las diferencias en la precisión. Para este sistema es necesario la preparación definitiva del troquel con espaciador, el encerado y la eliminación del patrón de cera del troquel. La eliminación del patrón de cera puede causar distorsión, afectando negativamente la precisión. Además, el escáner debe escanear los aspectos internos del patrón de cera, que es mucho más difícil de escanear que el troquel.⁵⁰ Posteriormente, se requiere más tiempo para que las coronas fabricadas mediante técnicas CAM sean adaptadas en boca.⁵⁰ Por otra parte, el sistema de fresado centralizado ofrece una mejor precisión que la producción en el laboratorio.⁸³ En cuanto al proceso de fresado, aunque una fresadora CAD/CAM con 5 ejes puede tardar más tiempo en fresar una restauración que una fresadora de 4 ejes, produce

restauraciones más precisas.⁶⁸

Varios estudios han tenido como objetivo comparar las coronas y puentes de metal cerámica fabricados mediante la técnica convencional con las coronas y puentes de circona fabricados por CAD/CAM. Resultados similares de adaptación marginal fueron observados entre ambas técnicas por algunos autores,^{76,108,116} mientras que otros han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de circona y metal cerámica tanto en la adaptación marginal como interna, a favor de la técnica CAD/CAM.^{78,107} Un estudio reciente⁶⁹ mostró que la aleación de níquel-cromo obtuvo el mejor ajuste marginal, comparable con la circona y significativamente diferente de el disilicato de litio. El disilicato de litio obtuvo los valores medios más bajos para el ajuste interno, similar a la circona y significativamente diferente de la aleación de níquel-cromo. De la misma forma Freire y cols,⁷⁷ observaron que el material restaurador seleccionado influyó significativamente en los valores de ajuste marginal. Se registraron diferencias significativas entre las coronas de circona monolítica, metal cerámicas y de disilicato de litio monolítico, este último mostró las discrepancias más bajas de adaptación marginal. Los autores argumentan tal diferencia por la precisión del sistema de digitalización y la técnica de fresado utilizada para la fabricación de las coronas de disilicato de litio. Por otra parte, no han sido encontradas diferencias al comparar la adaptación marginal entre puentes de tres piezas de circona monolítica y con recubrimiento cerámico.⁷⁶

En función de la ausencia de rigurosos estudios científicos de seguimiento, no parece clara la relación entre la previsibilidad del fallo en el ajuste marginal y la degradación resultante del envejecimiento. De la revisión científica realizada, destacándose las publicaciones sobre el tema en los últimos diez años, sólo un estudio simula las

condiciones orales, evaluando la influencia del envejecimiento artificial en el ajuste marginal mediante fatiga cíclica.⁷⁹ Sin embargo, ningún estudio evalúa el ajuste marginal y el envejecimiento de la circona mediante el uso de un autoclave, según lo recomendado por la norma ISO. Aunque no se ha demostrado que el envejecimiento cause un deterioro marginal de las prótesis de circona, se necesitan más investigaciones sobre los efectos del proceso de envejecimiento.¹⁰⁸ Varios autores señalan en sus estudios que una de las limitaciones de los mismos fue no haber sometido a las cofias de circona a un proceso de envejecimiento artificial.^{90,95,97,114}

Por lo tanto, existe la necesidad de estudios más profundos sobre el comportamiento de la circona frente al envejecimiento, enfocándose principalmente en aspectos relacionados al grado de adaptación marginal de coronas cerámicas con infraestructuras en circona, ya sean monolíticas o con recubrimiento cerámico.

Hipótesis de trabajo

HIPÓTESIS DE TRABAJO

La demanda, cada vez mas elevada, de estética y el empleo de materiales biocompatibles, ha generado en las últimas décadas un creciente interés en el empleo de los materiales cerámicos en las rehabilitaciones fijas.

Es conocido que el pronóstico y la supervivencia a largo plazo de las restauraciones de prótesis fija dependen de varios factores, siendo uno de los mas importantes la adaptación marginal. Este factor está íntimamente ligado con la tecnología empleada en la confección de las restauraciones, el material restaurador y el cementado.

En los últimos años, la circona es uno de los materiales restauradores mas ampliamente utilizados debido a sus buenas propiedades mecánicas, sobre todo cuando se trata de restauraciones en los sectores posteriores de las arcadas. Sin embargo, son aún muchas las cuestiones sin resolver respecto a este material, como es el fenómeno de degradación a baja temperatura, siendo muy escasos los estudios publicados hasta el momento y los resultados controvertidos.

Por otro lado, la circona monolítica ha sido muy recientemente introducida, sin que se dispongan de estudios que confirmen las ventajas que, a priori, presenta este material.

Las hipótesis nulas (H_0) planteadas en el presente trabajo de investigación fueron las siguientes:

1. No existirán diferencias en la adaptación marginal de las restauraciones analizadas
2. El cementado no influirá en el sellado marginal de las restauraciones
3. No existirán diferencias en la adaptación marginal de las restauraciones de circona después del envejecimiento.

Justificación y Objetivos

JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

Actualmente, el óxido de circonio más conocido y utilizado para fines odontológicos es el *Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystals* (3Y-TZP; policristales de óxido de circonio tetragonal estabilizado con óxido de itrio). A pesar de ser el más utilizado en diversas aplicaciones técnicas y biomédicas, algunas cuestiones sobre sus propiedades mecánicas y biológicas todavía no han sido totalmente aclaradas. Una de esas cuestiones hace referencia al fenómeno de degradación a baja temperatura (DBT) o envejecimiento.

Se sabe que el envejecimiento del óxido de circonio es un fenómeno originado por la influencia y convergencia de varios factores, como el tamaño de la partícula del material, el tipo de óxido estabilizador, el porcentaje y la distribución de los óxidos y las técnicas de procesamiento.¹

Desde la obtención de la materia prima hasta la colocación de la estructura en boca, la circona es sometida a diferentes daños superficiales, como resultado de los procesos de fresado CAD/CAM y de los procedimientos de laboratorio. Consecuentemente, las propiedades mecánicas y la estabilidad a largo plazo de las infraestructuras tratadas pueden ser diferentes a las del material inicial.^{2,27}

Estudios in vitro demostraron que la tecnología CAD/CAM puede producir infraestructuras cerámicas a base de óxido de circonio con un ajuste marginal clínicamente aceptable; sin embargo se observaron diferencias entre los sistemas cerámicos.^{66,71,74,83,94,97}

Muchas variables influyen en la adaptación marginal de prótesis cerámicas, entre ellas, la estratificación de la cerámica parece alterar la precisión marginal de las coronas según la mayor parte de los estudios.^{92,93,94} Sin embargo, hasta donde esos resultados

pueden transpolarse a la práctica clínica, todavía es un tema controvertido, ya que la mayoría de los estudios evalúan la adaptación marginal sin la utilización de un agente cementante; y la relación de esta variable (cemento), con la adaptación marginal es escasa en la literatura.^{66,79}

Estudios clínicos longitudinales ponen de manifiesto que el ajuste marginal de las infraestructuras cerámicas y de los materiales de recubrimiento debe ser mejorado, pues es un de los indicativos de longevidad de estos trabajos en boca.⁶⁴

En función de la ausencia de rigurosos estudios científicos de seguimiento, no parece clara la relación entre la previsibilidad de la imprecisión en el ajuste marginal y la degradación de la circona resultante del envejecimiento. Esto es de suma importancia, pues la imprecisión en el ajuste causa acúmulo de placa bacteriana, originando caries y enfermedad periodontal, y, a través de la microfiltración, contribuye también a la inflamación endodóntica.⁵⁰ Por lo tanto, existe la necesidad de estudios más avanzados sobre el comportamiento del óxido de circonio frente al envejecimiento, enfocado principalmente en aspectos relacionados al grado de adaptación marginal de restauraciones cerámicas con infraestructuras de circona con recubrimiento cerámico y de circona monolítica.

Los objetivos planteado en el presente estudio fueron los siguientes:

1. Analizar si el sellado marginal de coronas de circona monolítica, circona bilaminar y metal-cerámica CAD/CAM se encuentra dentro de los límites aceptados clínicamente.
2. Evaluar los valores de ajuste marginal obtenido en cada tipo de restauración.

3. Comparar los valores de ajuste marginal de las restauraciones analizadas.
4. Analizar la influencia del cementado en el ajuste de las restauraciones.
5. Evaluar la influencia del envejecimiento en el sellado marginal de las restauraciones de circona.
6. Analizar la transformación de fase tras el envejecimiento de las restauraciones de circona.

Material y Métodos

MATERIAL Y MÉTODOS

5.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS

Para el presente trabajo de investigación, setenta y dos (72) probetas fueron mecanizadas en acero macizo, simulando el tallado de un premolar inferior (Fig 1). La confección de las probetas se realizó en el Taller Mecánico de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid.

El diseño del plano de la probeta se realizó mediante el programa AutoCAD 2011 (Autodesk). Las características de las probetas fueron las siguientes:

- Altura total del muñón: 10 mm.
- Altura clínica del muñón: 5 mm.
- Reducción axial: 1 mm.
- Convergencia axial entre paredes: 6°, 3° por pared.
- Línea de terminación: chamfer de 120° y 1 mm de espesor.
- Todos los ángulos vivos fueron redondeados.



Fig 1. Probeta simulando el tallado de un premolar inferior.

5.2. CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS

Las 72 probetas fueron divididas aleatoriamente en seis grupos de 12 muestras cada uno. Para la codificación de cada probeta se empleó una letra que indicaba la cara sobre la que se hacía la medición (vestibular: A y Lingual: B), un número que indicaba el grupo de pertenencia, y otro número que indicaba el orden dentro de cada grupo (Tabla 1).

Los grupos establecidos fueron los siguientes:

- Grupo 1 (MC): Coronas metal-cerámica sin cementar.
- Grupo 2 (MC): Coronas metal-cerámica cementadas.
- Grupo 3 (B): Corona de zircona bilaminar (con recubrimiento cerámico) (Z-CAD HD, Metoxit AG, Tayngen, Suiza) sin cementar.
- Grupo 4 (B): Corona de zircona bilaminar (con recubrimiento cerámico) (Z-CAD HD, Metoxit AG, Tayngen, Suiza) cementada.
- Grupo 5 (M): Corona de zircona monolítica (Z-CAD HTL; Metoxit AG, Tayngen, Suiza) sin cementar.
- Grupo 6 (M): Corona de zircona monolítica (Z-CAD HTL; Metoxit AG, Tayngen, Suiza) cementada.

Grupo	Tipo	Cementado	Envejecimiento artificial	n
G1	Corona metal cerámica	Sin	T1- sin envejecimiento	12
G2	Corona metal cerámica	Con	T1- sin envejecimiento	12
G3	Corona bilaminar	Sin	T1- sin envejecimiento T2 – Envejecimiento durante 5 h T3 – Envejecimiento durante 20 h	12
G4	Corona bilaminar	Con	T1- sin envejecimiento T2 – Envejecimiento durante 5 h T3 – Envejecimiento durante 20 h	12
G5	Corona monolítica	Sin	T1- sin envejecimiento T2 – Envejecimiento durante 5 h T3 – Envejecimiento durante 20 h	12
G6	Corona monolítica	Con	T1- sin envejecimiento T2 – Envejecimiento durante 5 h T3 – Envejecimiento durante 20 h	12

Tabla 1. Distribución de los grupos

5.3. CONFECCIÓN DE LAS RESTAURACIONES

5.3.1 Confección de las coronas metal-cerámica

Para la confección de las coronas de los grupos 1 y 2 se empleó una aleación de cobalto-cromo (Coron; Straumann, Basilea, Suiza). En la Tabla 2 se observa la composición de la aleación.

ELEMENTOS	PORCENTAJE
CO	60.5%
Cr	28%
W	8,5%
Si	1,65%
Elementos adicionales Mn, N, Nb, Fe	< 1%

Tabla 2. Composición de la aleación de cromo-cobalto

Las probetas fueron escaneadas con el escáner Straumann CARES Scan CS2 (Straumann), con el software Cares Visual 8.0. El espesor de la cofia seleccionado en el estudio fue de 0.5 mm.

Posteriormente se aplicó la cerámica de recubrimiento (Vita VM13; VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania), mediante la técnica de capas según las instrucciones del fabricante y llevando a cabo la siguiente secuencia:

-Opaquer. Cocción a 920 °C.

-Porcelana dentina e incisal. Cocción a 880 °C.

-Glaseado a 880 °C.

En el grupo 2 las coronas se cementaron con un cemento adhesivo (Rely X U200, 3M Espe, EE.UU). El cemento fue aplicado sobre las paredes axiales de las coronas mediante un pincel, las coronas se asentaron sobre las probetas correspondientes mediante presión digital y se aplicó luego una fuerza constante de 10 N mediante una llave dinamométrica (USAG 820/70; SWK Utenselerie SRL, Milán, Italia). Los excesos fueron retirados mediante un explorador.

El cementado se llevó a cabo por el mismo operador, en las mismas condiciones ambientales de temperatura (20-24 °C) y de humedad (humedad relativa 50%).

Las coronas metal cerámica CAD/CAM de los grupos 1 y 2 se realizaron en el laboratorio De las Casas Prótesis Dental (Madrid).

5.3.2. Confección de las coronas de circona bilaminares (infraestructura de circona y cerámica de recubrimiento)

Las estructuras cerámicas en los grupos 3 y 4 se obtuvieron mediante la

digitalización de cada probeta, utilizando el escáner propio del sistema (D700 3Shape, Copenhagen, Dinamarca). Las estructuras fueron diseñadas con un espacio interno de 50 micrómetros y un espesor de 0,5mm. Se utilizaron bloques presinterizados de óxido de circonio (Z-CAD HD, Metoxit AG, Tayngen, Suiza). Las características de este tipo de circona se presentan en la Tabla 3.

Después del mecanizado de las estructuras (ZENO 4030 M1, Wieland Dental, Pforzheim, Alemania) (Fig 2), éstas fueron sinterizadas en el horno del sistema. La cerámica de recubrimiento correspondiente (E-max Ceram; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) se aplicó mediante la técnica convencional de estratificación por capas: el agente de unión, dos capas de la cerámica de cobertura y una capa de glaseado, siguiendo las instrucciones del fabricante. La temperatura de sinterización de la cerámica de cobertura fue la misma para la primera y segunda cocción, es decir, 750°C durante 40 segundos, y el tiempo total del programa fueron 9 minutos (Tabla 4). La temperatura de la aplicación del glaseado fue de 725°C durante 1 minuto, y el tiempo total del programa de 5 minutos (Tabla 5). (Figs 3 y 4).

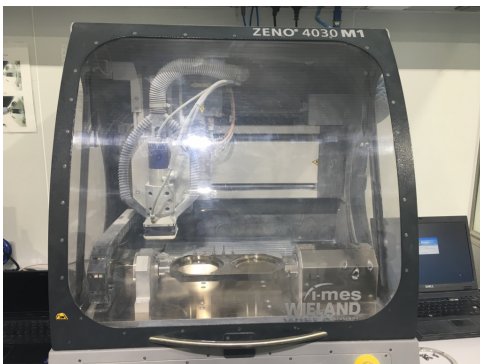


Fig 2. Fresadora ZENO 4030 M1



Figs 3 y 4. Superficies externa e interna de las coronas de circona bilaminar

En el grupo 4 las coronas se cementaron con un cemento adhesivo (Rely X U200, 3M Espe, EE.UU). La aplicación del cemento y el cementado se realizó de la misma manera ya descrita previamente para el grupo 2.

Todas las restauraciones de los grupos 3 y 4 se realizaron en Core 3D (Avinent, Barcelona) y Denteklab (Manresa).

5.3.3. Confección de las coronas de circona monolítica

Las restauraciones cerámicas en los grupos 5 y 6 se obtuvieron mediante la digitalización de cada probeta, utilizando el escáner D700 (3Shape). Las estructuras fueron diseñadas con un espacio interno de 50 micrómetros y un espesor de 1 mm. Se utilizaron bloques presinterizados de óxido de circonio) (Z-CAD HTL; Metoxit AG). Las características de este tipo de circona se presentan en la Tabla 3.

	Unidades	Z-CAD® HD (Bilaminar)	Z-CAD® HTL (Monolitica)
Composición química			
ZrO ₂ +HfO ₂ + Y ₂ O ₃	wt%	> 99.5	> 99.5
Y ₂ O ₃	wt%	5.2	5.2
Al ₂ O ₃	wt%	0.25	0.05
SiO ₂	wt%	</= 0.02	</= 0.02
Densidad	g/cm ³	6.08	6.08
Tamaño de la partícula	µm	<0.4	<0.4

Tabla 3. Composición química y microestructura de las circonas utilizadas de acuerdo con el fabricante.

Después del mecanizado de las restauraciones, éstas fueron sintetizadas en el horno del sistema (Tabla 4). La temperatura de sinterización del glaseado para las coronas monolíticas de circona fue de 770°C durante 1 minuto y 30 segundos, con un tiempo total del programa de 8 minutos (Tabla 5). (Figs 5 y 6)

Las coronas de grupo 6 se cementaron de igual manera que en los grupos 2 y 4 y con el mismo cemento adhesivo (Rely X U200, 3M Espe).

Todas las restauraciones de los grupos 5 y 6 se realizaron en Core 3D (Avinent, Barcelona) y Denteklab (Manresa).



Figs 5 y 6: Superficies externa e interna de las coronas de circona monolítica.

	Tasa de calentamiento °C/h	Temperatura max °C	Tiempo/h	Enfriamiento
Z-CAD® HD (Bilaminar)	600	1500	1	Enfriamiento natural del horno
Z-CAD® HTL (Monolítica)	600	1450	2	Enfriamiento natural del horno

Tabla 4. Programa utilizado para la sinterización de cada circona.

	Glaseado ZrO ₂ /Y ₂ O ₃ monolítica	Primera y segunda cocción del recubrimiento	Glaseado ZrO ₂ /Y ₂ O ₃ recubrimiento
Tiempo inicial de aumento de la temperatura	6 minutos	8 minutos	3 minutos
Temperatura a la que comienza el programa	450°C	450°C	450°C
Grados que aumenta por minuto	60°C	40°C	60°C
Temperatura hasta la que se realiza el vacío	769 °C	749 °C	724 °C
Temperatura máxima	770 °C	750 °C	725 °C
Tiempo de temperatura máxima con vacío	1:30 minutos	40 segundos	1 minuto
Enfriamiento	rápido	rápido	Lento

Tabla 5. Programas de cocción utilizados para la cerámica de recubrimiento y glaseado.

5.4. ANÁLISIS DE LA ADAPTACIÓN MARGINAL

La preparación y medición de las muestras se realizó en el ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la Universidad Complutense de Madrid.

La adaptación marginal fue analizada mediante la medida de la discrepancia marginal vertical de las coronas sobre las probetas mecanizadas, utilizando un microscopio electrónico de barrido (JSM-6400; JEOL, Tokio, Japón) con una magnificación de $\times 1000$ (Fig 7). El microscopio presenta una capacidad de magnificación entre 15 y 30.000 aumentos, una resolución de 3,5 nm y un voltaje entre 0,5 y 40 KV. Para la obtención de las imágenes se empleó la espectrometría por dispersión de energía de rayos X y la información fue recogida por el detector de dispersión de energía Link Pentafet (Oxford Instruments Abingdom, Reino Unido).

Las medidas se realizaron siempre en los mismos puntos, y cada espécimen se colocó sobre una base perpendicular al eje óptico del microscopio con un ángulo constante (20 grados).



Fig 7. Microscopio electrónico de barrido (JSM-6400)

Las áreas a ser medidas fueron previamente marcadas con un rotulador permanente (Lumocolor permanente; Staedtler Mars GmbH, Nuremberg, Alemania), en el medio de las caras vestibular y lingual (Fig 8).

Previamente a las mediciones, las coronas fueron recubiertas de oro al vacío en una metalizadora (Sputter Coater Balzers SCD 004, Balzers, Liechtenstein), para hacerlas eléctricamente conducibles (Fig 9). Para todas las mediciones, las muestras se colocaron sobre un dispositivo de metal para sujetarlas siempre en la misma posición (Fig 10).

Una vez orientada la muestra y enfocada la imagen se obtenía una fotografía de la interfase. A continuación a través de la herramienta “calipers” del software INCA se obtuvo una segunda imagen en la que se introdujo una medida del ajuste marginal en micras. Este proceso se realizó tanto en la cara vestibular como en la cara lingual de la corona.

Con el objetivo de obtener un mayor número de mediciones por imagen, las imágenes obtenidas fueron analizadas a través de medidas lineales verticales con el uso de un programa digital (Image J 1.49v; National Institutes of Health, Rockville, EEUU).¹¹⁷ La discrepancia marginal se midió en 18 puntos en cada área seleccionada.¹¹⁸ Un total de 36 mediciones individuales se realizaron alrededor de cada corona (Fig 11). El criterio de 120 micrómetros fue utilizado como la desadaptación marginal máxima clínicamente aceptable.⁷³

Los resultados obtenidos fueron introducidos en una hoja de cálculo Microsoft[®] Excel (Microsoft, Washington, EEUU).



Fig 8. Señalización de las áreas de medida en la superficie lingual (A) y vestibular (B).

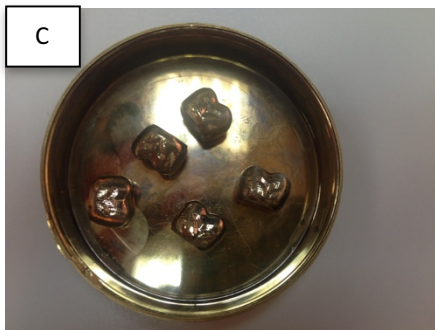
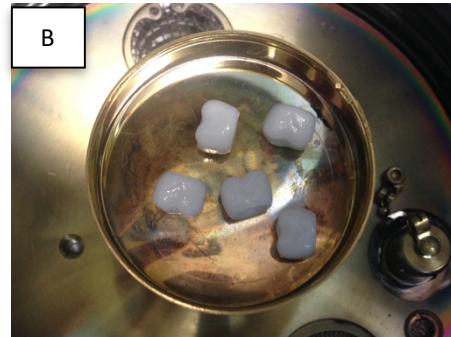
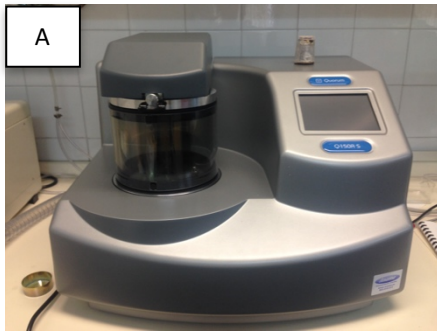


Fig 9. Recubrimiento de las coronas en oro (Sputter Coater Balzers SCD 004 (A); posicionamiento de las coronas (B); aspecto final del recubrimiento (C y D).



Fig 10. Dispositivo de metal utilizado para inmovilizar las coronas en la misma posición.

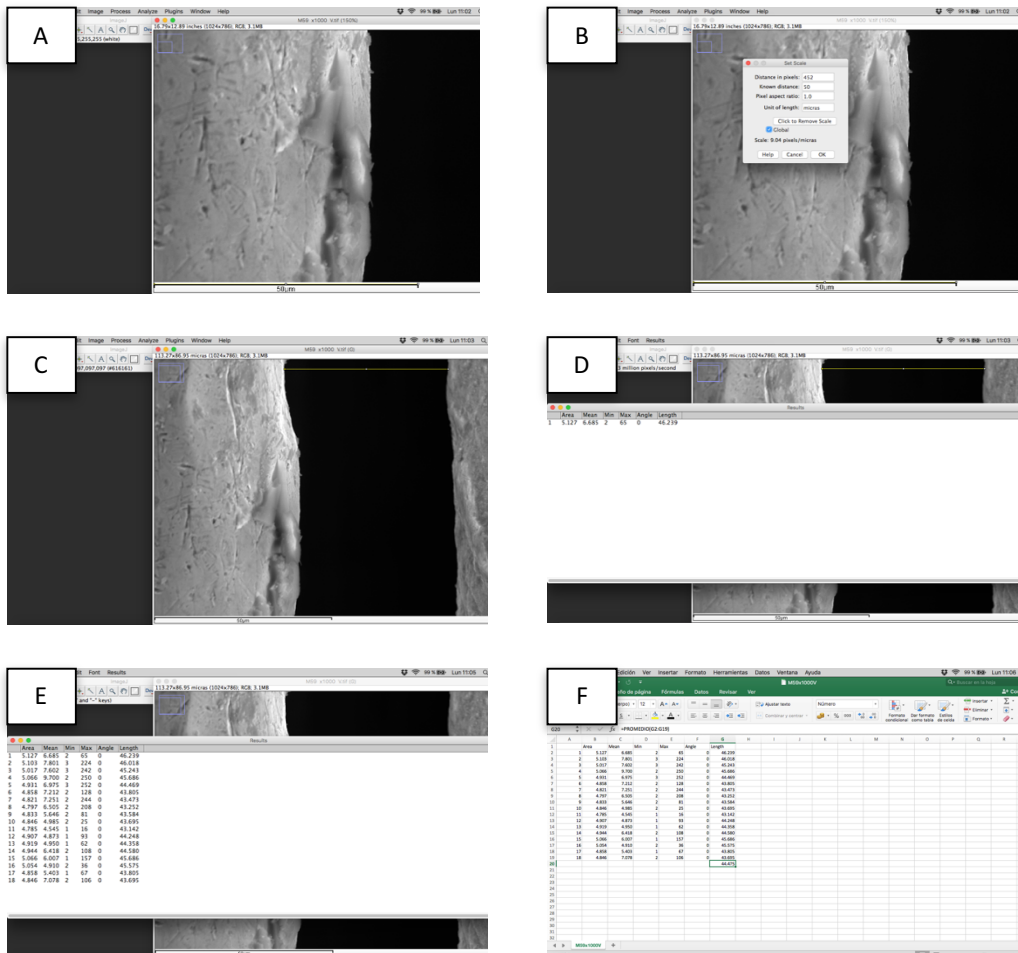


Fig 11. Análisis de la discrepancia marginal con el programa Image J. Selección de la imagen y calibración de la escala de medida (A, B); realización de mediciones a largo de la corona (C, D); fueron realizadas 18 medidas en total (E); Resultados de las medidas y cálculo de la media aritmética para cada imagen (F).

5.5. ENVEJECIMIENTO DE LA CIRCONA

En función del envejecimiento, los grupos de circona fueron tratados en 3 tiempos diferentes (T1, T2 y T3) (Tabla 6):

T1: Ningún tratamiento de envejecimiento y almacenamiento en ambiente seco y temperatura ambiente.

T2: Tratamiento de envejecimiento artificial (hidrotermicamente), en autoclave, bajo una atmósfera húmeda a 131 °C y 2 bares de presión durante 5 horas, según las recomendaciones de la International Organization of Standardization 13356: 2008.⁷

T3: Tratamiento de envejecimiento artificial (hidrotermicamente), en autoclave, bajo una atmósfera húmeda a 131°C y 2 bares de presión durante 20 horas.

Los ensayos de envejecimiento acelerado se realizaron en el Instituto de Ciencia de los Materiales de Madrid (ICMM) de Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC). Para ello se utilizó un autoclave (Microclave 4001404; JP Selecta, Barcelona), a 131°C y 1,7 bar de presión (Fig 12).

Las muestras se colocaron en el interior del autoclave durante 5 y 20 horas, y se posicionaron sobre unas mallas (Fig 13) para evitar el contacto directo con el agua y para que durante el ensayo se sometieran exclusivamente a la acción del vapor de agua. Para quitar el aire restante en el interior del autoclave después del cierre, la válvula se mantuvo abierta durante los tres primeros minutos de la prueba hasta que el vapor empezó a emerger, a continuación, la válvula se cerró para asegurar una humedad relativa del 100% en el interior del equipo.

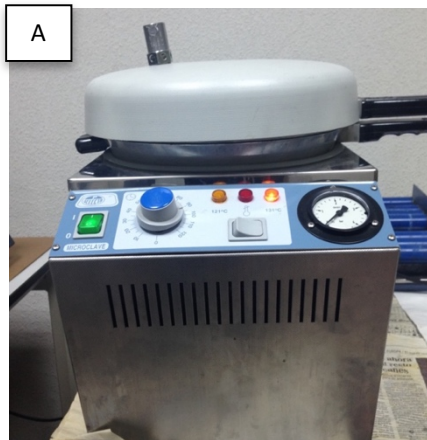


Fig 12. Autoclave Microclave 4001404 (A); Detalle de los parámetros utilizados (B).

Tras el proceso de envejecimiento de las coronas de circonia, se realizó el análisis de la discrepancia marginal de la misma manera que se ha descrito previamente en el apartado 5.4.

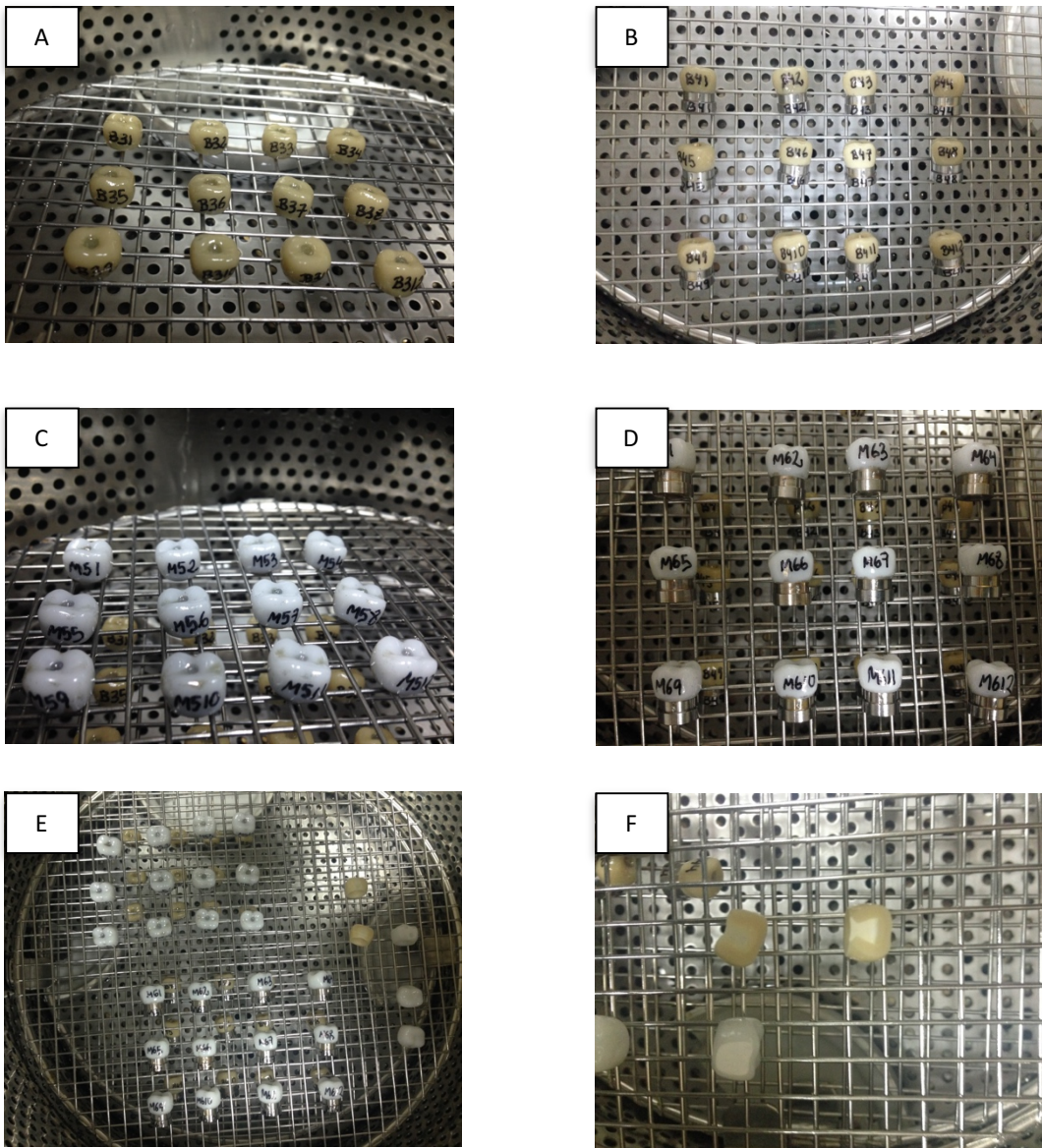


Fig 13. Primera malla con el grupo de las coronas bilaminares sin cemento (A) y cementadas (B); segunda malla con el grupo de las coronas monolíticas sin cemento (C) y cementadas (D); interior de la autoclave con todas las muestras (E); muestras pulidas para analizar la transformación de fase mediante DRX (F).

5.6. ANÁLISIS DE LA TRANSFORMACIÓN DE FASE

El análisis de la transformación de fase de las coronas de circona fue desarrollado en el Instituto de Ciencia de los Materiales de Madrid (ICMM) de Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC).

5.6.1. Preparación de las muestras

Para el estudio se emplearon tres coronas, distintas las utilizadas para el análisis de la discrepancia marginal.

Las coronas fueron embutidas en una embutidora automática (IPA30-E; Remet, Bolonia, Italia) con resina acrílica (Buehler, Illinois, EE.UU.), con el fin de obtener muestras adecuadas para ser mecanizadas y pulidas (Fig 14).

Las muestras embutidas fueron desgastadas en una pulidora Phoenix beta (Buehler, Illinois, EE.UU.) a una velocidad constante de 60 rpm, primero con discos de diamante de 70 μm , y después con un disco más fino de 15 μm (APEXTM DGD; Buehler, Illinois, EE.UU.) (Fig 15). Finalmente, el pulido se realizó en tres etapas. Aerosoles y pastas que contenían cristales de diamante de 6, 3 y 1 μm se utilizaron para el pulido. Estos abrasivos se aplicaron sobre paños de celulosa lubricados con una mezcla comercial de alcohol y aceite.

Una vez finalizado este proceso, se analizó la transformación de fase mediante difracción de rayos X (DRX).

Después, las muestras fueron sometidas a un protocolo de envejecimiento acelerado en autoclave a 131 ° C y 1,7 bar de presión durante 5 y 20 horas.

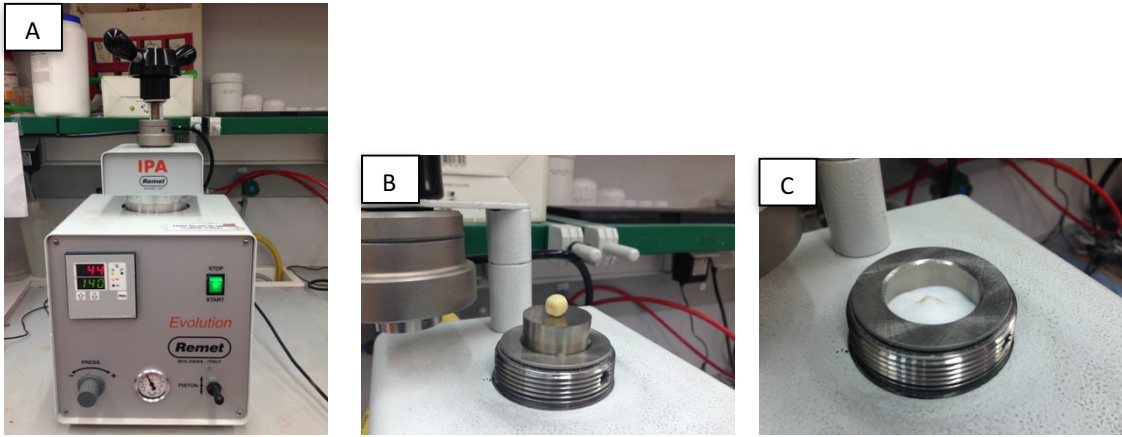


Fig 14. Embutidora automática (IPA30-E, Remet, Bolonia, Italia) (A); Posicionado de la muestra (B); Muestra embutida en resina acrílica (C).

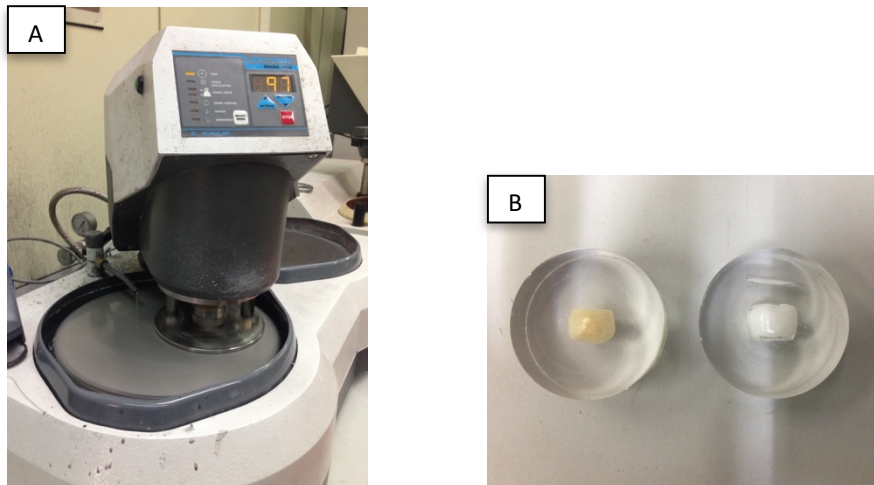


Fig 15. Pulidora Phoenix beta (A); Muestras pulidas adecuadas para analizarse mediante DRX (B).

5.6.2. Difracción de rayos X

Para el cálculo de la transformación martensítica de la fase tetragonal a la fase monoclinica se utilizó la técnica de difracción de rayos X (D8 diffractometer; Bruker AXS Inc., Madison, Wisconsin, EE.UU.) montado en un monocromador con una luz incidente de Ge (111), del tipo simétrico Johansson, utilizando radiación Cu K α 1 ($\lambda = 1,5405981 \text{ \AA}$) (Fig 16). Los barridos se realizaron en el intervalo 2θ de 27° a 33° , a una tasa de $0,06^\circ / \text{min}$ y un paso de $0,01^\circ$.

La fracción en volumen de circona monoclinica (V_m) fue calculada a partir de la ecuación desarrollada por Toraya y cols,¹¹⁹

$$V_m = \frac{PX_m}{1 + (P - 1)X_m}$$

Donde $P = 1,311$ e X_m es la relación de la intensidad del pico de la fase monoclinica, dada por la siguiente ecuación:

$$X_m = \frac{I_m(111) + I_m(\bar{1}11)}{I_m(111) + I_m(\bar{1}11) + I_t(111)}$$

Donde I es la intensidad del pico y los suscritos m y p indican la fase de la circona, monoclinica y tetragonal respectivamente. En los materiales que no son circona pura es necesario normalizar los valores V_m al contenido de circona en la muestra (V_{ZrO_2}). La fracción volumétrica de circona monoclinica en relación a la cantidad de circona en la muestra inicial (V_{mtot}) será:

$$V_{mtot} = \frac{V_m \times V_{ZrO_2}}{100}$$

La cinética de transformación de fase tetragonal para la monoclinica fue descrita por la ecuación de Johnson-Mehl-Avrami,¹²⁰

$$\alpha = 1 - e^{-(bt)^n}$$

Donde α es el grado de transformación de fase tetragonal en la superficie, t es el tiempo, el símbolo n representa la dimensión de nucleación del crecimiento y b es un parámetro que depende de la temperatura, que en la gama de 37 °C a 134 °C sigue una Ley de tipo Arrhenius.

$$b = b_0 \cdot e^{-\left(\frac{Q}{RT}\right)}$$

Donde b_0 es una constante, R es la constante de los gases, Q es la energía de activación aparente y T es la temperatura absoluta.

A partir de esta ecuación se pueden deducir equivalencias de tiempo-temperatura que relacionen el tiempo de permanencia en la autoclave con el tiempo necesario para alcanzar el mismo grado de transformación a la temperatura del cuerpo. Por ejemplo, una hora de tratamiento en autoclave a 134 °C corresponde aproximadamente a 3-4 años a 37°C.³¹

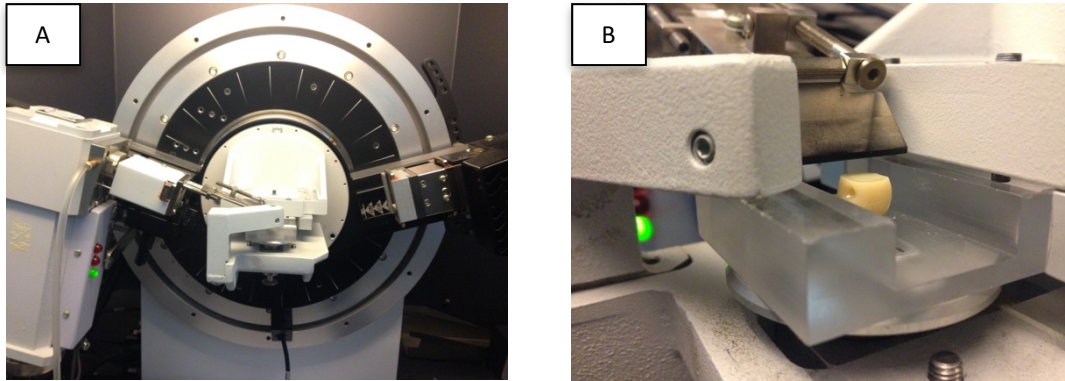


Fig 16. Difracción de rayos-X mediante el equipo D8 diffractometer Bruker AXS Inc. (A); Posicionamiento de la muestra (B).

5.7. TRATAMIENTO DE LOS DATOS

El análisis estadístico se realizó en el Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid, mediante el programa informático SPSS 22.0 (SPSS Inc, Chicago EEUU).

Se realizaron los siguientes análisis:

- Estadística descriptiva de las variables
- Estadística inferencial

Para la comprobación del ajuste a la normalidad de las variables se empleó el Test de Shapiro-Wilk. Dado el ajuste a la normalidad de las variables del estudio, los test paramétricos utilizados fueron:

-Análisis de la varianza (ANOVA) bifactorial para las comparaciones entre los grupos y para analizar la influencia del cemento. Se consideraron en el ANOVA únicamente los efectos principales del grupo y la cementación, al no ser estadísticamente

significativa la interacción de la cementación con el grupo en las variables de estudio. Para analizar la influencia del tiempo se empleó un análisis de ANOVA para medidas repetidas y se aplicaron las correcciones de Greenhouse-Geisser y Huynh-Feldt a los p-valores.

-Test de la t de Student se utilizó para comparar la influencia del cemento en los grupos que se encontraron previamente cerca de la significancia en el análisis de la varianza.

El nivel de significación se estableció para valores de $P \leq 0.05$.

Resultados

RESULTADOS

Las variables analizadas en el estudio fueron las siguientes (Tabla 1):

VARIABLE	TIPO	DESCRIPCIÓN	CATEGORIAS
MATERIAL	INDEPENDIENTE	CUALITATIVA NOMINAL	ZR BILAMINAR ZR MO MC
ENVEJECIMIENTO	INDEPENDIENTE	CUANTITATIVA CONTINUA	TO T1 T2
DISCREPANCIA MARGINAL	DEPENDIENTE	CUANTITATIVA CONTINUA	
CARA	DEPENDIENTE	CUALITATIVA NOMINAL	V L
CEMENTADO	INDEPENDIENTE	CUANTITATIVA CONTINUA	

Tabla 1. Variables analizadas en el estudio.

6.1 EVALUACIÓN DEL AJUSTE MARGINAL

6.1.1. Análisis descriptivo

La tabla 2 muestra las medias y desviaciones estándar de todos los grupos y de las variables analizadas. Todos los grupos presentaron valores de adaptación marginal dentro del rango clínicamente aceptable.⁷³

Las coronas de circona recubierta, circona monolítica y metal-cerámica sin someter a envejecimiento y sin cementar mostraron discrepancias marginales verticales similares (49.65, 47.54 y 49.84 μm , respectivamente) (Tabla 2; Figs 1, 2 y 3).

Una vez cementadas las coronas, se observaron pequeñas diferencias entre los grupos (53.47, 47.58 y 52.11 μm , respectivamente) (Tabla 2; Figs 1 y 4).

El sellado marginal de las coronas de circona recubiertas tras el envejecimiento después de 5 horas (Tabla 2; Fig 5) demostró pequeñas diferencias antes y después del cementado (50.15 y 56.77 μm respectivamente). Después de 20 horas de envejecimiento en autoclave se observó una mayor discrepancia en las coronas cementadas (48.68 y 60.02 μm respectivamente) (Tabla 2; Fig 6).

El sellado marginal de las coronas de circona monolítica sometidas a envejecimiento después de 5 horas fue muy similar antes y después del cementado (49.70 y 50.17 μm respectivamente) (Tabla 2; Figs 5 y 7). Después de 20 horas de envejecimiento, los valores fueron muy similares a los observados tras 5 horas de autoclave tanto antes como después del cementado (50.61 y 51.53 μm respectivamente) (Tabla 2; Figs 6 y 8).

En la Fig 9 pueden observarse las discrepancias en todos los grupos de circona en los diferentes tiempos de envejecimiento. Tras el análisis de los resultados fueron observados resultados más constantes, sin apenas variaciones de micras, en las coronas monolíticas. No se observaron alteraciones en la superficie de la circona tales como

rugosidad superficial, aparición de microgrietas y desplazamiento de partículas tras los ciclos de autoclave.

Grupo	T1		T2		T3	
	Media (μm)	DE (μm)	Media (μm)	DE (μm)	Media (μm)	DE (μm)
G1 n=12	49.84	15.67				
G2 n=12	52.11	17.45				
G3 n=12	49.65	15.46	50.15	21.93	48.68	19.92
G4 n=12	53.47	15.19	56.77	13.86	60.02	15.57
G5 n=12	47.54	13.14	49.70	19.10	50.61	17.68
G6 n=12	47.58	21.65	50.17	18.52	51.53	16.39

Tabla 2. Media y desviación estándar de las discrepancias marginales en cada grupo. T1 = sin envejecimiento; T2 = envejecimiento durante 5 horas a 131°C; T3 = envejecimiento durante 20 horas a 131°C; DE = desviación estándar; G1 = corona metal cerámica sin cemento; G2 = corona metal cerámica con cemento; G3 = corona bilaminar sin cemento; G4 = corona bilaminar con cemento; G5 = corona monolítica sin cemento; G6 = corona monolítica con cemento.

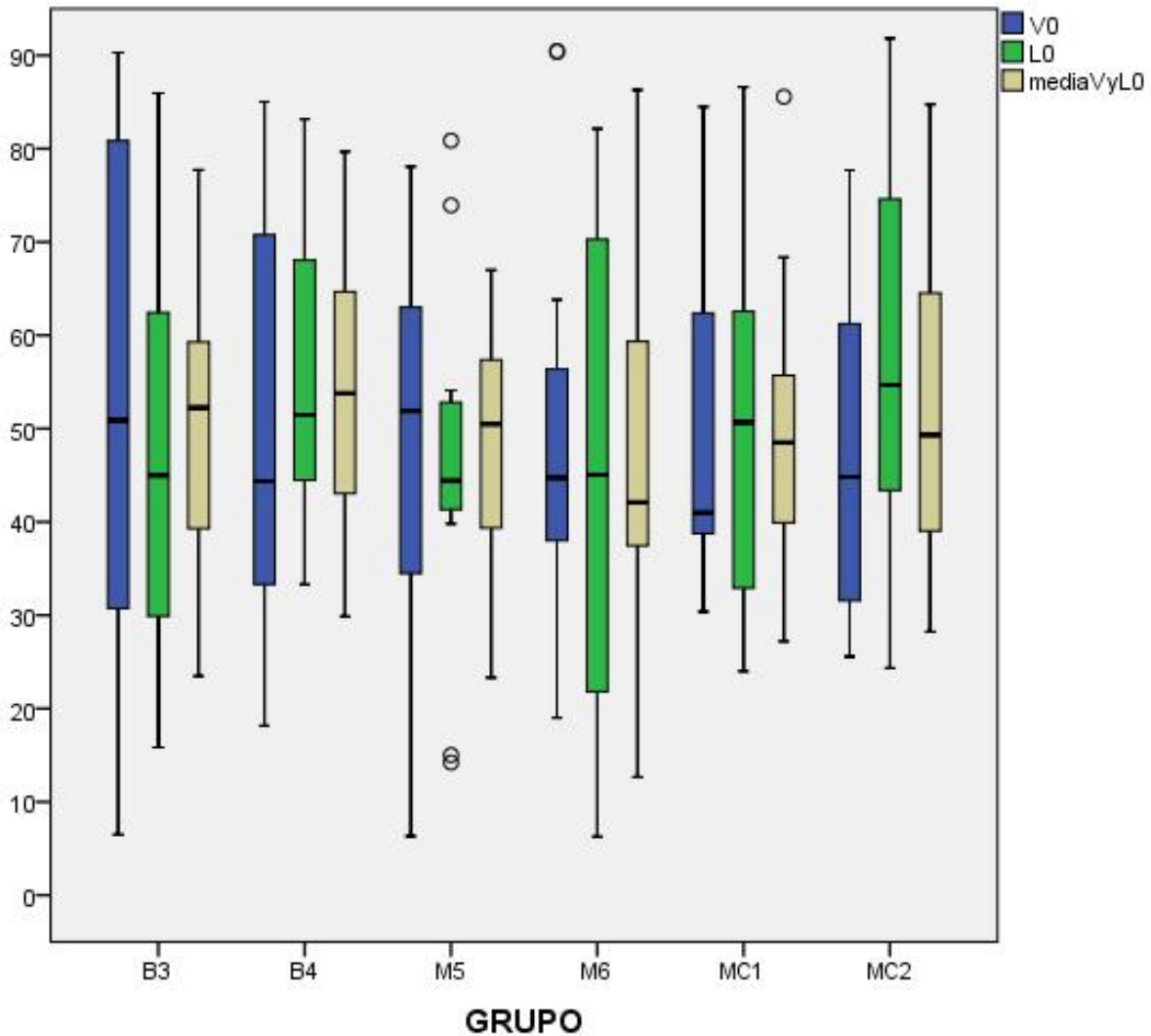


Fig 1. Box plots de las discrepancias en todos los grupos sin envejecimiento. V0 = superficie vestibular sin envejecimiento; LO = superficie lingual sin envejecimiento; B3 = circona con recubrimiento sin cementar; B4 = circona con recubrimiento cementada; M5 = circona monolítica sin cementar; M6 = circona monolítica cementada; MC1 = metal cerámica sin cementar; MC2 = metal cerámica cementada.

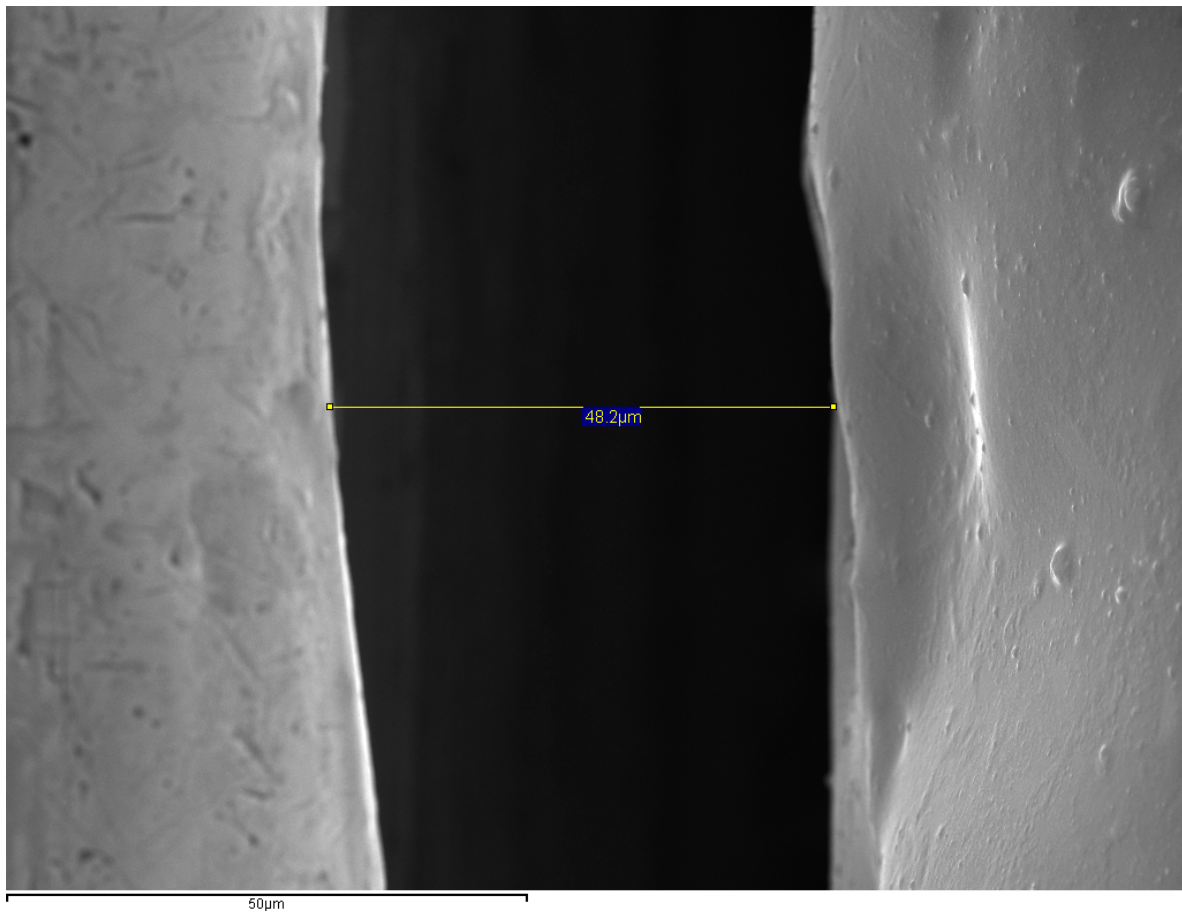


Fig 2. Imagen de microscopio electrónico de barrido que muestra la discrepancia marginal de una corona de circona con recubrimiento cerámico sin cementar (x1000).

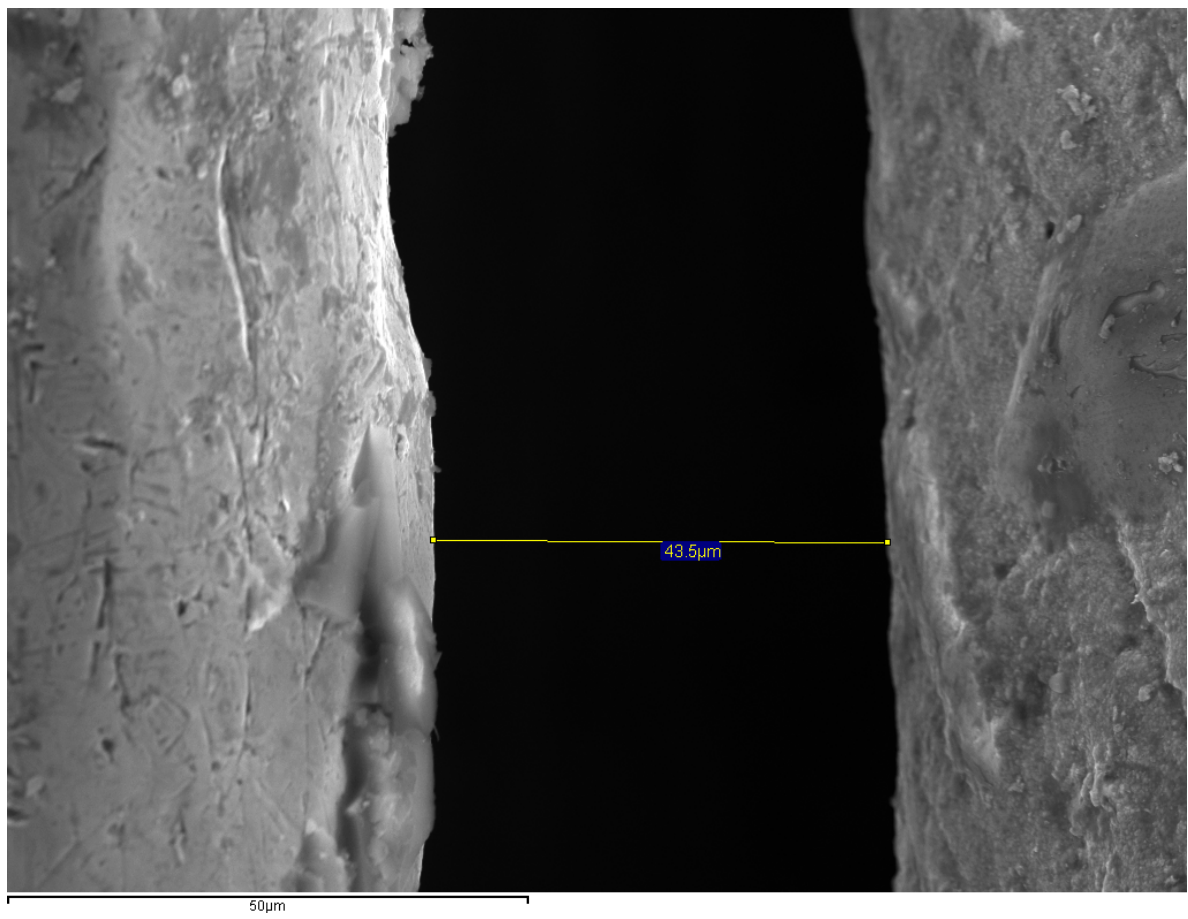


Fig 3. Imagen de microscopio electrónico de barrido que muestra la discrepancia marginal de una corona de circona monolítica sin cementar (x1000).

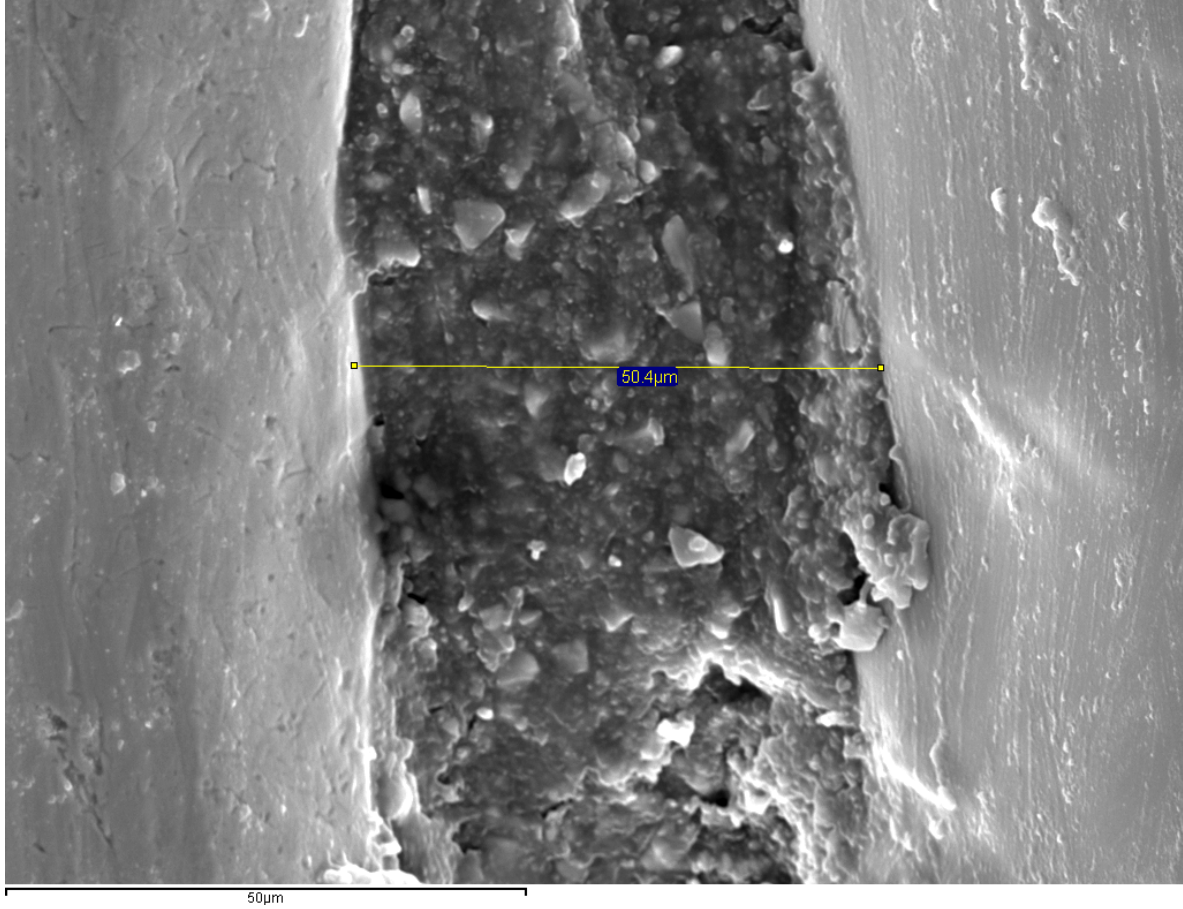


Fig 4. Imagen de microscopio electrónico de barrido que muestra la discrepancia marginal de una corona de circona monolítica cementada (x1000).

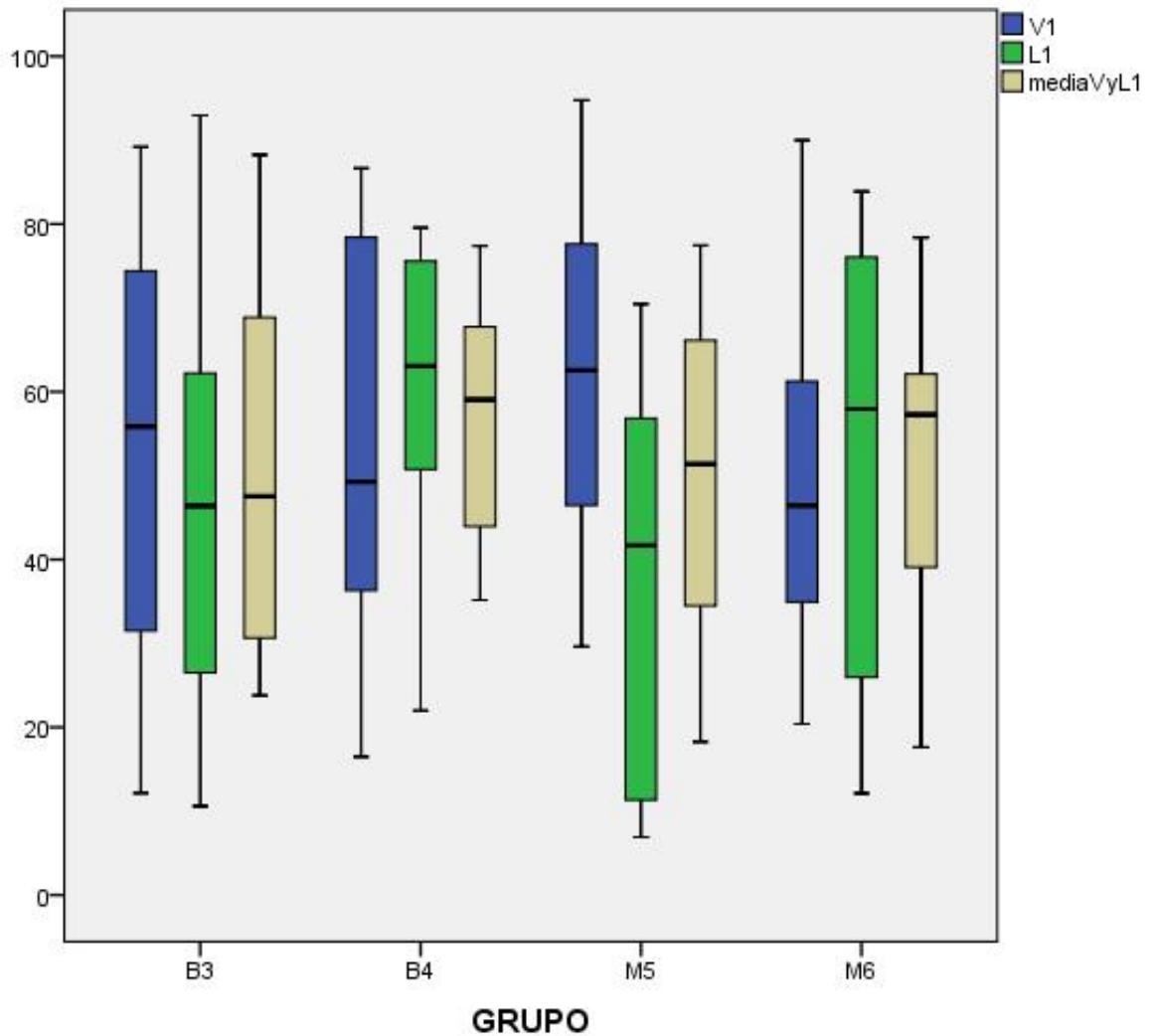


Fig 5. Box plots de las discrepancias en todos los grupos de circona con envejecimiento durante 5 horas. V1 = superficie vestibular con envejecimiento durante 5 horas; L1 = superficie lingual con envejecimiento durante 5 horas; B3 = circona con recubrimiento sin cementar; B4 = circona con recubrimiento cementada; M5 = circona monolítica sin cementar; M6 = circona monolítica cementada.

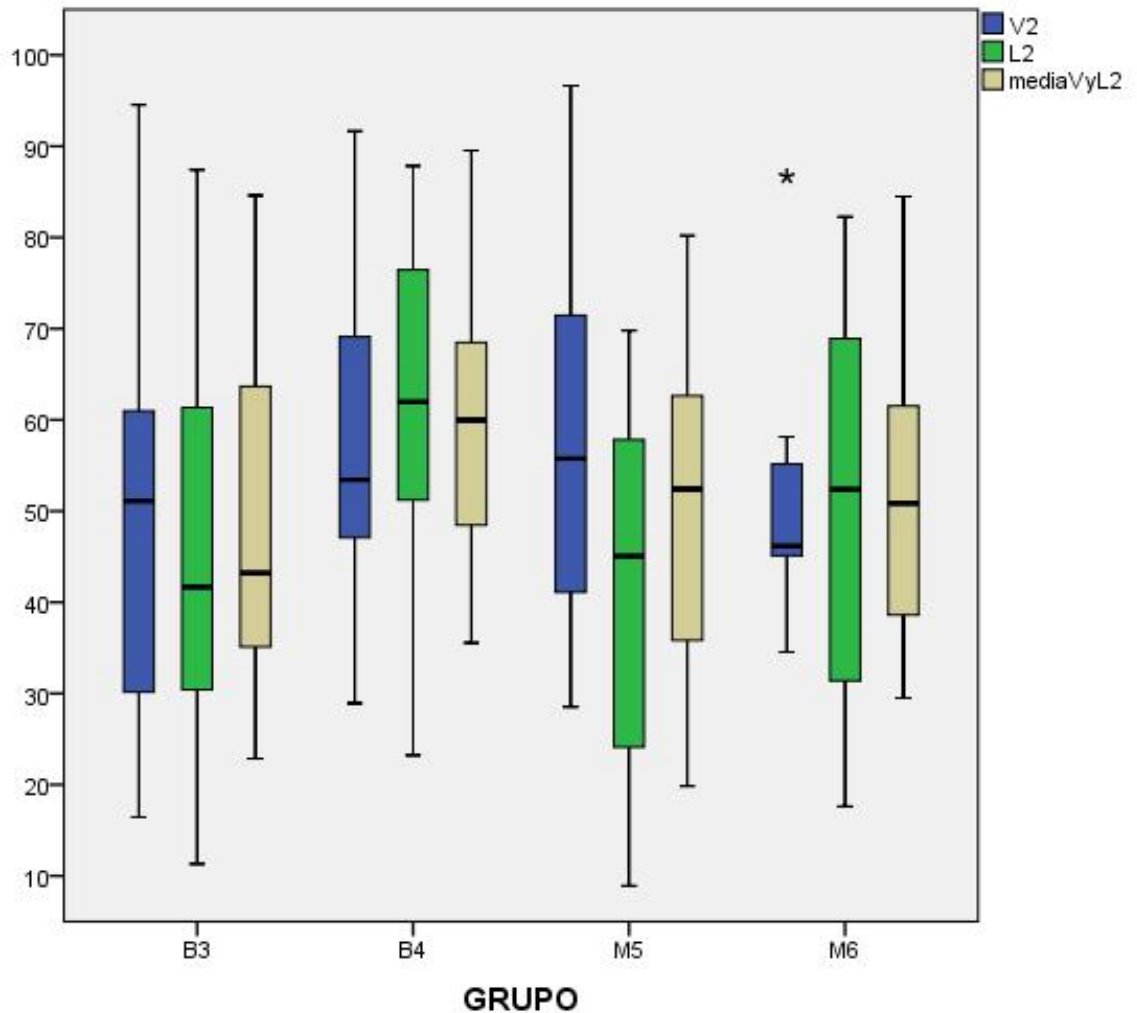


Fig 6. Box plots de las discrepancias en todos los grupos con envejecimiento durante 20 horas. V2 = superficie vestibular con envejecimiento durante 20 horas; L2 = superficie lingual con envejecimiento durante 20 horas; B3 = circona con recubrimiento sin cementar; B4 = circona con recubrimiento cementada; M5 = circona monolítica sin cementar; M6 = circona monolítica cementada.

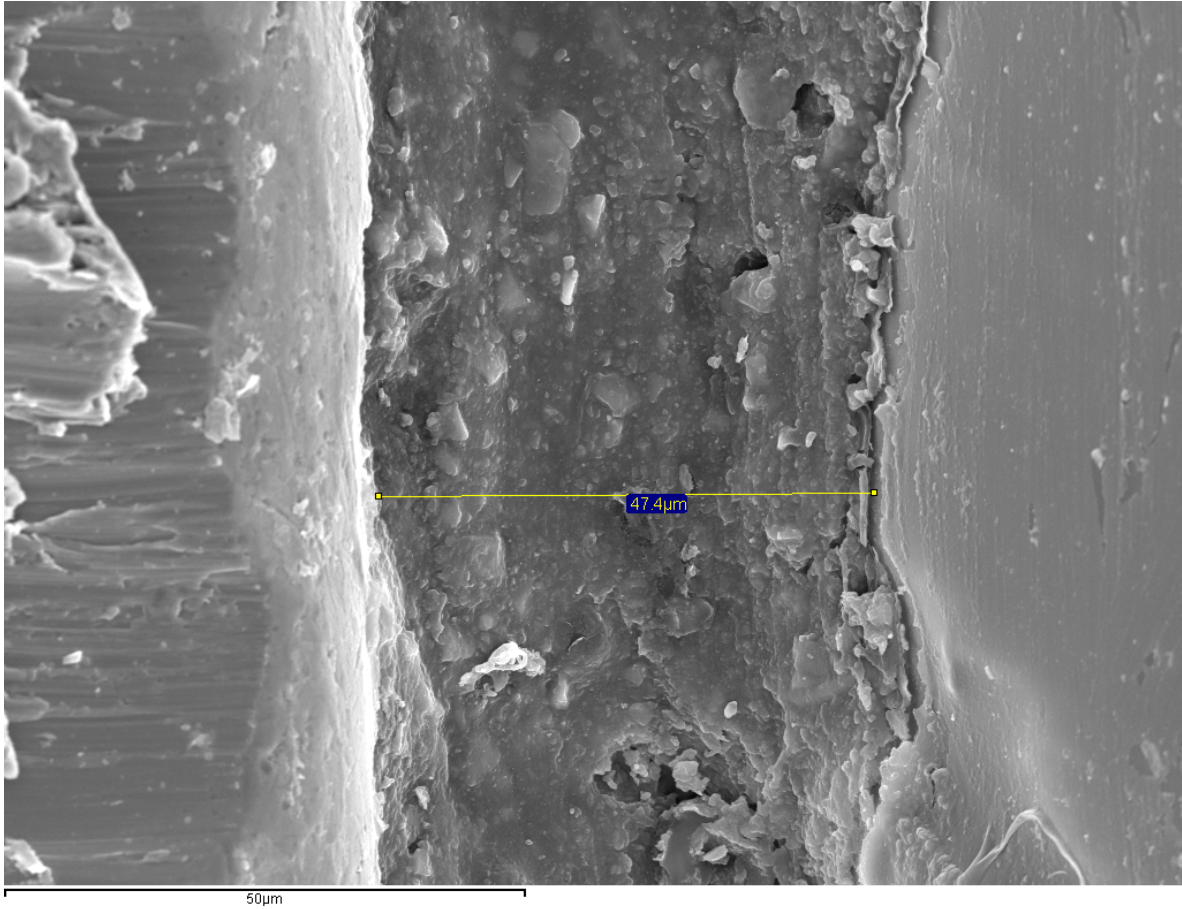


Fig 7. Imagen de microscopio electrónico de barrido que muestra la discrepancia marginal de una corona de circonita monolítica cementada después de 5 horas de envejecimiento (x1000).

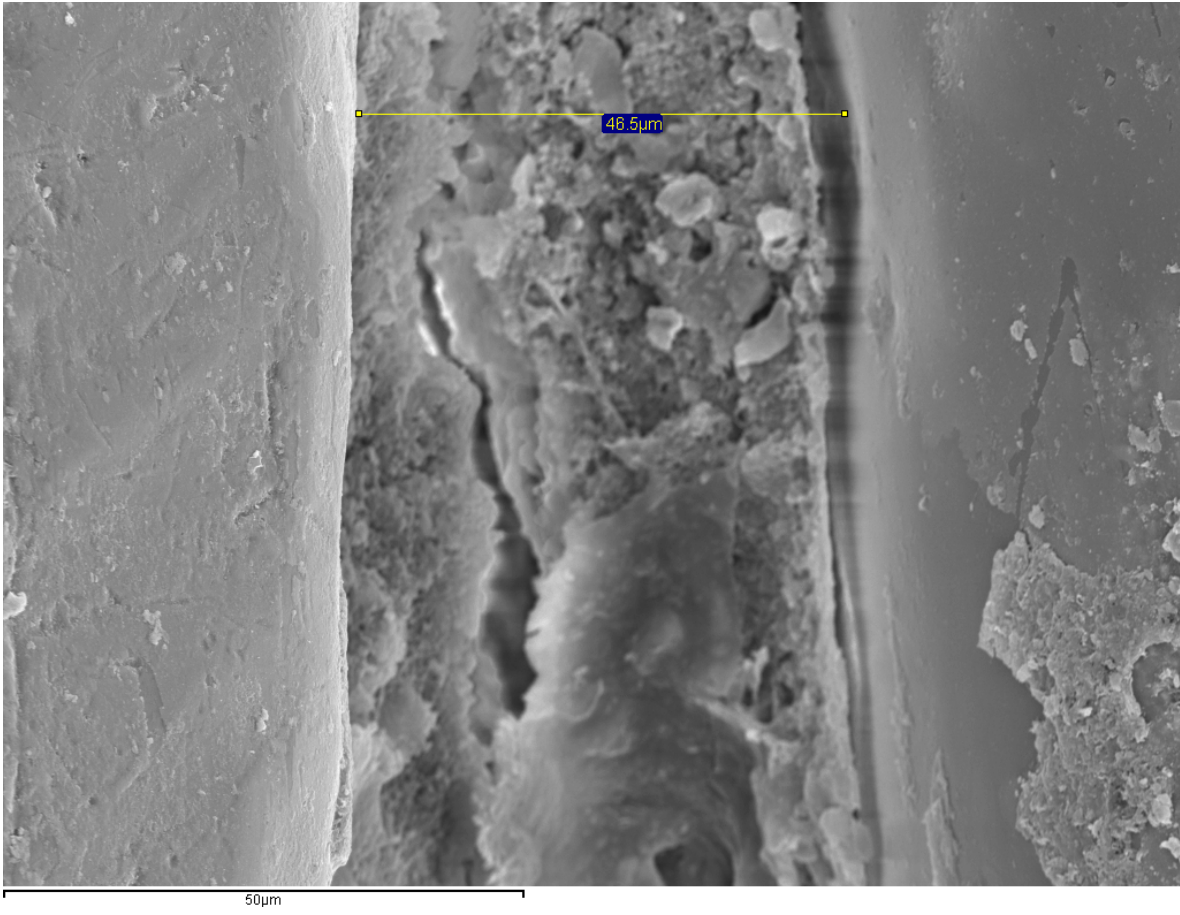


Fig 8. Imagen de microscopio electrónico de barrido que muestra la discrepancia marginal de una corona de circonita monolítica cementada después de 20 horas de envejecimiento (x1000).

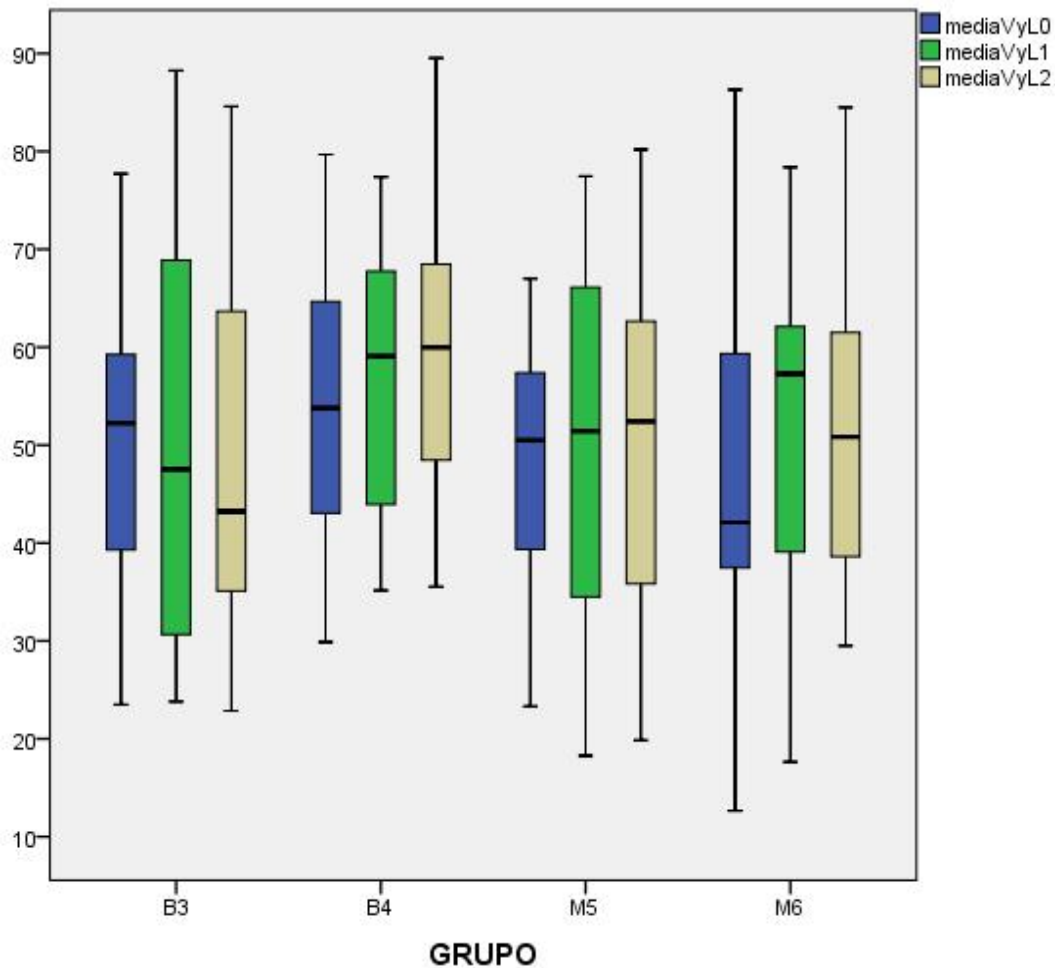


Fig 9. Box plots de las discrepancias en todos los grupos en los diferentes tiempos de envejecimiento. V0 = superficie vestibular sin envejecimiento; LO = superficie lingual sin envejecimiento; V1 = superficie vestibular con envejecimiento durante 5 horas; L1 = superficie lingual con envejecimiento durante 5 horas; V2 = superficie vestibular con envejecimiento durante 20 horas; L2 = superficie lingual con envejecimiento durante 20 horas; B3 = circona con recubrimiento sin cementar; B4 = circona con recubrimiento cementada; M5 = circona monolítica sin cementar; M6 = circona monolítica cementada.

6.1.2. Análisis inferencial

Cuando se comparó el sellado marginal de los grupos sin someter a envejecimiento, sin cementar, el ANOVA puso de manifiesto que no existieron diferencias significativas entre ellos ($P = 0.661$). Tras el cementado tampoco se observaron diferencias significativas entre los grupos ($P = 0.599$), por lo que se puede afirmar que la presencia del cemento no influyó en el sellado marginal en ninguno de los grupos analizados.

No se observaron diferencias significativas en los valores de adaptación marginal al compararse cada grupo de circona según el tratamiento de envejecimiento: T1 (sin envejecimiento), T2 (envejecimiento durante 5 horas) y T3 (envejecimiento durante 20 horas). Los valores P fueron los siguientes:

-Circona recubierta sin cementar $P = 0.932$

-Circona recubierta cementada $P = 0.295$

-Circona monolítica sin cementar $P = 0.703$

-Circona monolítica cementada $P = 0.455$.

Al compararse esta variable (envejecimiento) entre los grupos de circona tampoco fueron encontradas diferencias significativas. Los valores P fueron los siguientes:

-T1 (sin envejecimiento) $P = 0.661$.

-T2 (envejecimiento durante 5 horas) $P = 0.512$.

-T3 (envejecimiento durante 20 horas) $P = 0.519$.

6.2. Evaluación de la transformación de fase

Las Figs 10-13 muestran los resultados de los experimentos de envejecimiento en autoclave mediante difracción de RX.

Los patrones de difracción revelan que las superficies de ambos tipos de circona empleados en el estudio, consisten principalmente de circona tetragonal y una cantidad menor de circona monoclinica.

Al comienzo del envejecimiento, las superficies pulidas de las cerámicas monolíticas y bilaminar contenían 0,8 y 1,2% de circona monoclinica, respectivamente. Después de 5 h de envejecimiento a 131°C, la diferencia entre estos materiales fue 1,6 y 3,0%. Transcurridas 20 horas dentro del autoclave el porcentaje de contenido monoclinico fue de 3,1 (corona monolítica) y 8,3 % (corona bilaminar) (Tabla 3). Por lo tanto se observó un aumento de la fase monoclinica en ambos tipos de circonas tras el envejecimiento.

Las Figs 14-16 muestran la necesidad de realizar un pulido previo en las muestras para obtener una superficie plana, tal y como se ha descrito en el apartado de Material y Métodos, que permita representar un difractograma adecuado para ser interpretado. En el caso de la circona bilaminar porque se observa la fase amorfa del recubrimiento (Fig. 14), y en el caso de la circona monolítica sin pulir porque se produce una alta relación intensidad/ruido y desplazamiento de los picos de difracción, debido a la forma curva de la corona que impide realizar el análisis con fiabilidad (Fig. 15)

MUESTRA	m(-1,1,1)	t(1,1,1)	m(1,1,1)	Vmt
Corona bilaminar pulida	0,48	100	0,45	1,2
Corona bilaminar pulida + 5h de envejecimiento	1,62	100	0,72	3,0
Corona bilaminar pulida + 20h de envejecimiento	4,23	100	2,72	8,3
Corona monolítica pulida	0,31	100	0,29	0,8
Corona monolítica pulida + 5h de envejecimiento	0,69	100	0,57	1,6
Corona monolítica pulida + 20h de envejecimiento	1,50	100	0,98	3,1
Corona monolítica sin pulir	2,54	100	0,20	3,5
Corona monolítica sin pulido + 5h de envejecimiento	2,84	100	1,00	4,8
Corona monolítica sin pulido + 20h de envejecimiento	1,67	100	1,31	3,8

Tabla 3. Picos de las fases monoclinicas y tetragonal y cálculo del volumen de fase monoclinica correspondiente para cada muestra antes y después del envejecimiento.

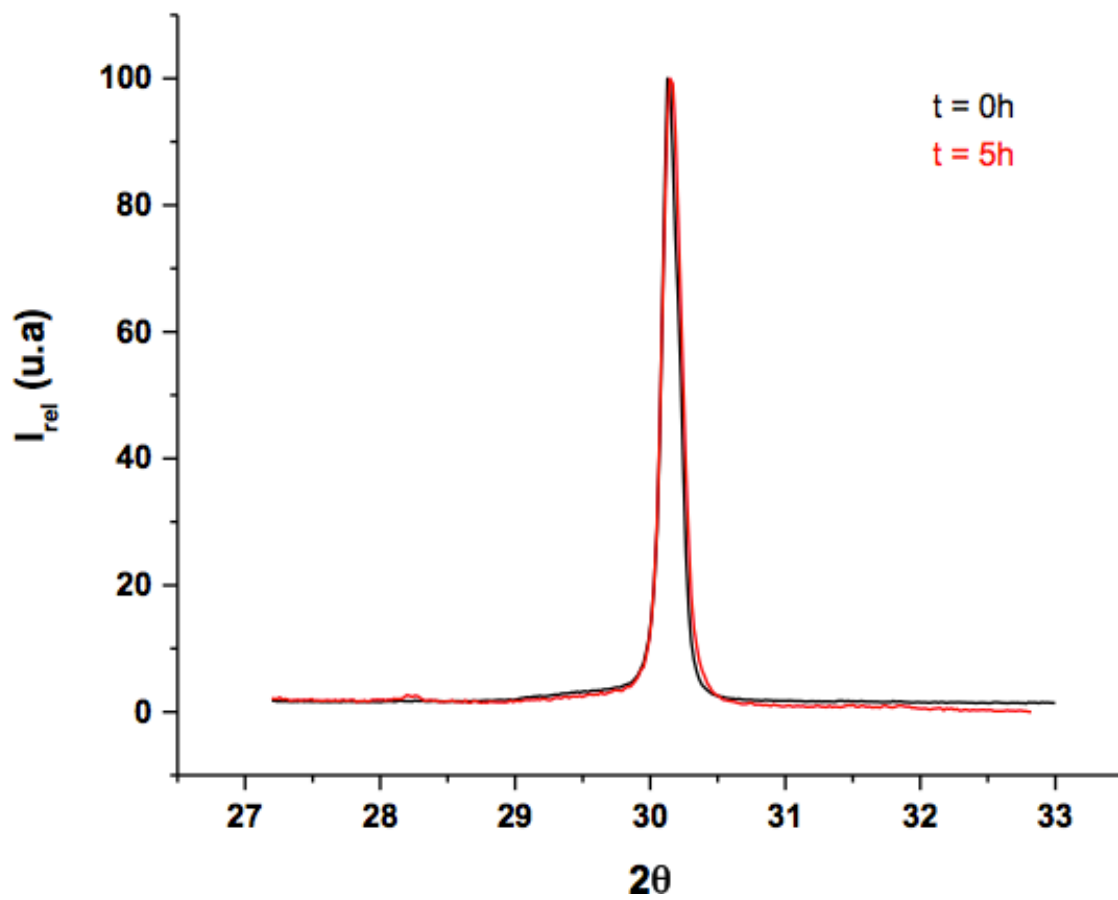


Fig 10. Gráfico representando la DRX de una corona bilaminar antes y después del envejecimiento durante 5 horas .

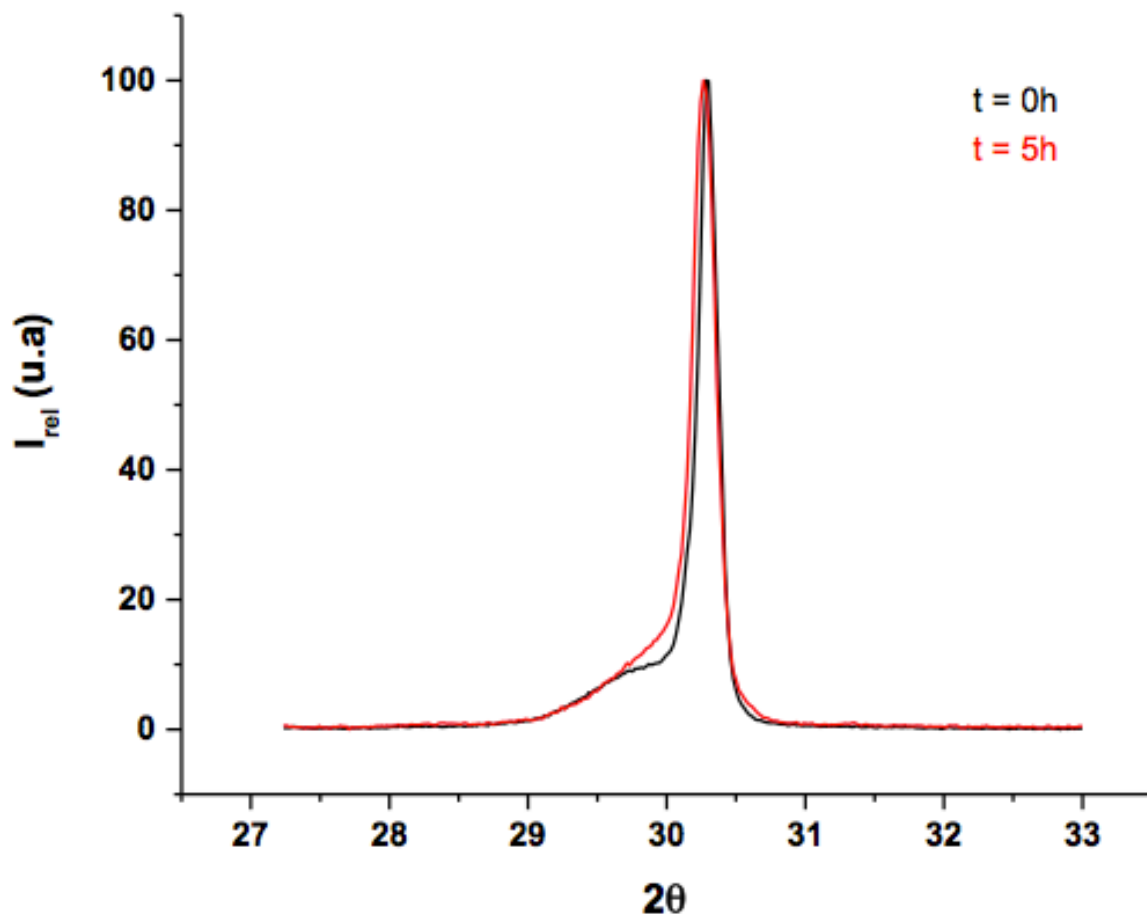


Fig 11. Gráfico representando la DRX de una corona monolítica antes y después del envejecimiento durante 5 horas.

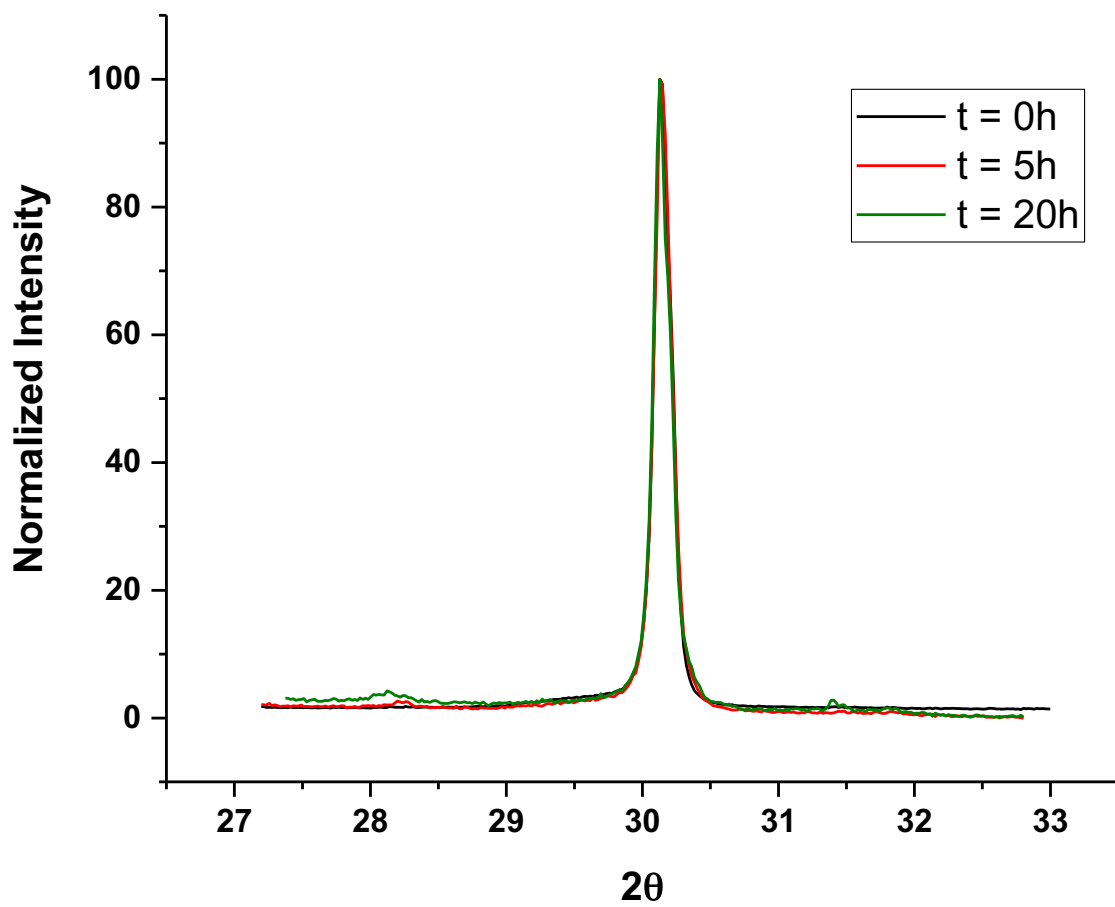


Fig 12. Gráfico representando la DRX de una corona bilaminar antes y después del envejecimiento durante 20 horas.

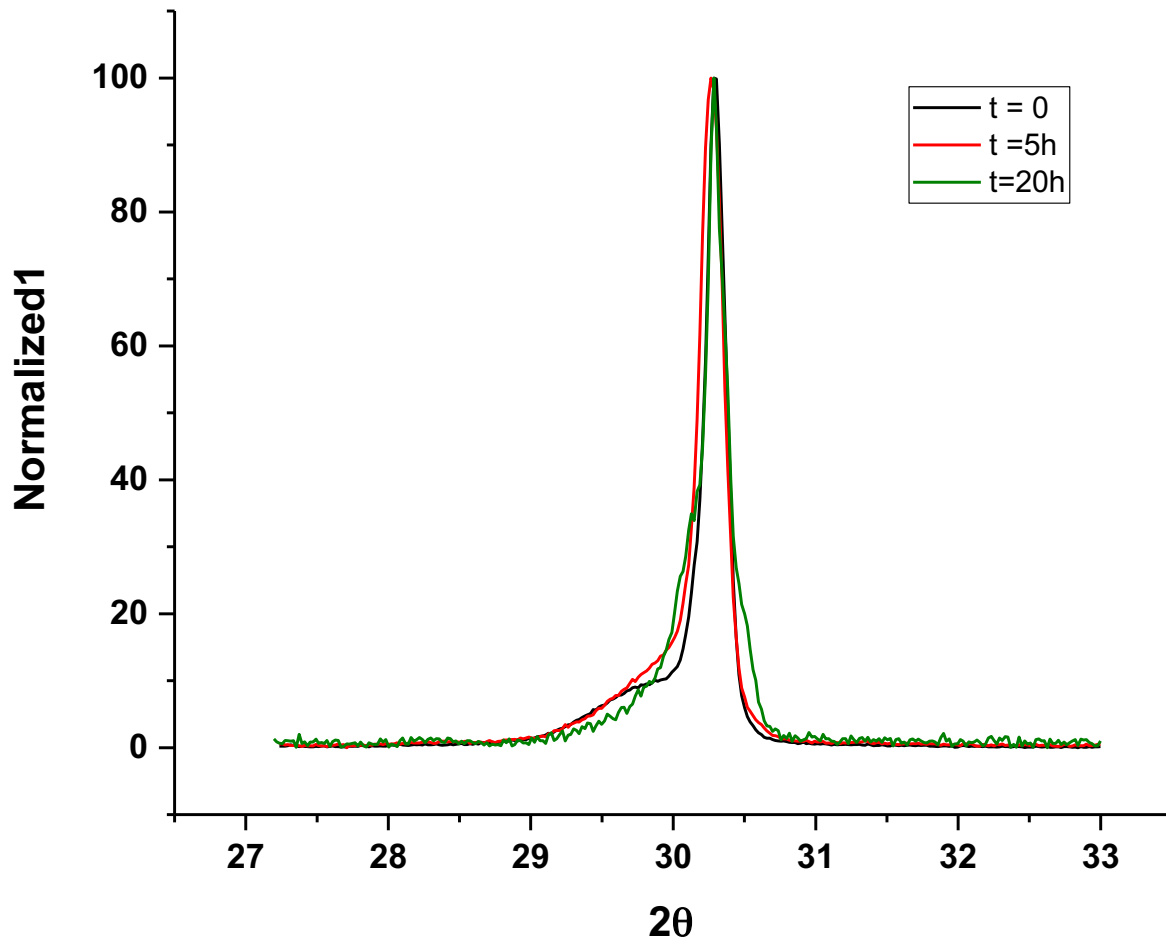


Fig 13. Gráfico representando la DRX de una corona monolítica antes y después del envejecimiento durante 20 horas.

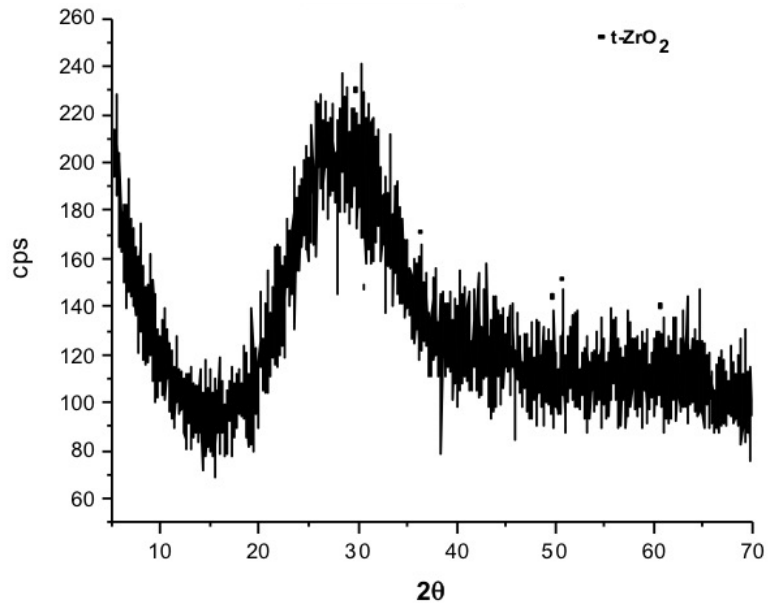


Fig 14. Gráfico representado la DRX de una corona bilaminar sin pulido previo.

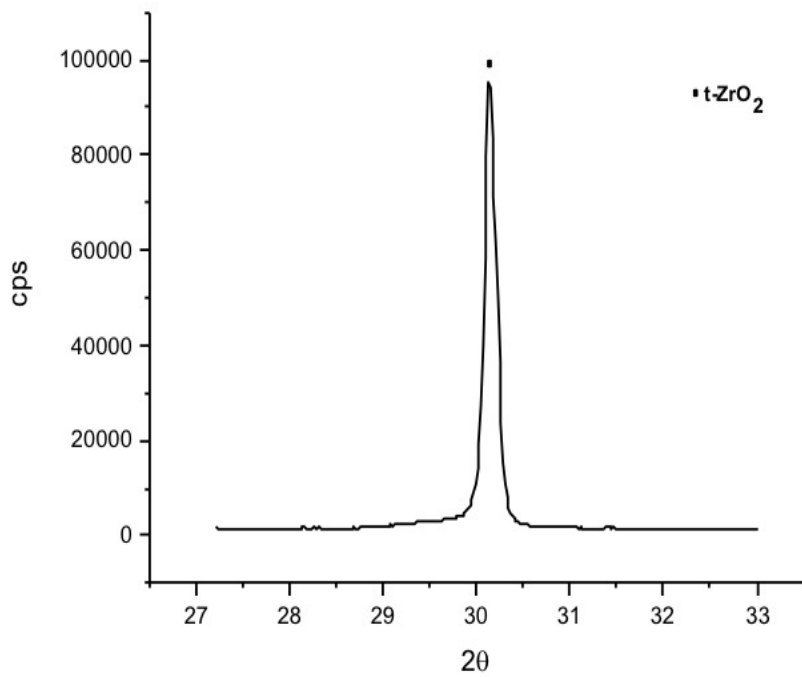


Fig 15. Gráfico representando la DRX de una corona bilaminar con pulido previo.

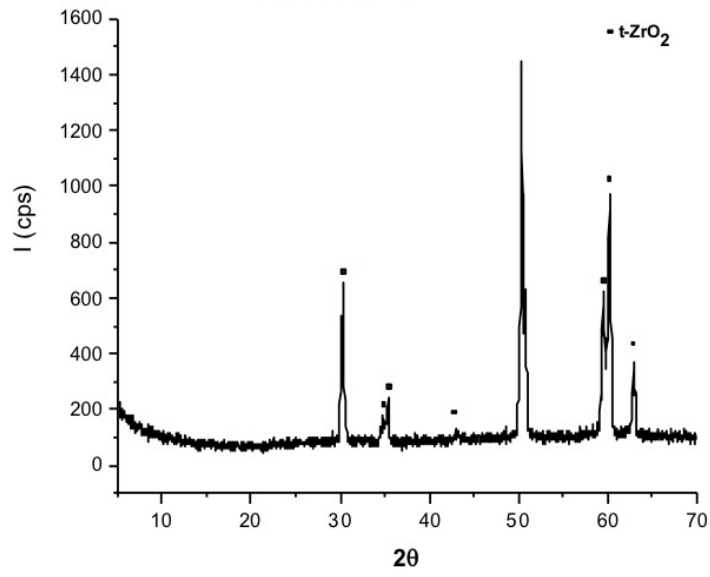


Fig 16. Gráfico representando la DRX de una corona monolítica sin pulido previo.

Discusión

DISCUSIÓN

Este estudio “in vitro” tuvo como objetivo comparar la adaptación marginal de coronas de circona con recubrimiento, monolítica, y metal-cerámica y evaluar la influencia del cemento sobre el ajuste de las restauraciones. Así mismo se evaluó la influencia del envejecimiento en el sellado marginal de coronas de circona monolítica y con recubrimiento cerámico.

La primera hipótesis nula planteada, ha sido aceptada, dado que no existieron diferencias en la adaptación marginal entre los grupos analizados.

Los resultados obtenidos en el estudio demostraron que la adaptación marginal de todos los grupos analizados estaban dentro del rango clínicamente aceptable.⁷³

El ajuste o adaptación marginal es uno de los factores mas importantes, junto a la resistencia a la fractura y la estética, para el éxito a largo plazo de las restauraciones cerámicas.^{64,65,66,67,68} El desajuste de las restauraciones puede originar efectos adversos como pueden ser daños a nivel de los tejidos adyacentes, caries en el margen de la preparación o una mayor disolución del cemento.⁷⁰

En el presente estudio ha sido utilizada una probeta metálica para cada corona, de acuerdo con estudios previos.^{66,76,77,105,107} Esta metodología proporciona la estandarización de la forma y dimensión de las probetas y la posibilidad de comparar directamente las discrepancias marginales. No existe un consenso en la literatura en relación a que tipo de

probeta sería la más indicada para evaluar el ajuste marginal. Se han utilizado probetas acrílicas,⁹⁷ dientes naturales,^{79,80,88,89} dientes de acrílico,^{50,81,83,98,99,106,108} dientes tallados en modelos de escayola⁹³ y probetas metálicas.^{66,68,71,76,77,82,84,85,86,87,90,95,105,107} Fue seleccionada una línea de terminación en chamfer por ser una de las líneas de terminación más empleadas en prótesis fija, y además porque la elección de una técnica específica de tallado, de acuerdo con numerosos estudios,^{70,80,84,85,86,87,88} no influye significativamente en la discrepancia marginal. Por otro lado, aunque no hay consenso sobre cuál es la técnica idónea para la medición del ajuste marginal, en el estudio se midió el desajuste mediante un microscopio electrónico de barrido de acuerdo con estudios previos.^{76,77,107}

Las coronas metal cerámica, monolíticas de circonita y con recubrimiento cerámico presentaron valores de adaptación marginal muy similares y por debajo de los 50 µm. Estudios previos también han encontrado valores similares al comparar coronas de circonita monolítica y con recubrimiento,⁹⁸ y al comparar puentes de circonita monolítica, con recubrimiento y metal cerámica.⁷⁶ Valores ligeramente inferiores a los del presente estudio se han encontrado al contrastar la adaptación marginal de coronas de circonita monolíticas confeccionadas mediante cinco sistemas CAD/CAM.⁶⁸ Por otro lado, valores ligeramente superiores a los de este estudio se han encontrado al analizar la adaptación marginal de infraestructuras de circonita con recubrimiento cerámico.^{86,90,93}

Una de las razones para tales diferencias es que la elección de un sistema CAD/CAM parece influir significativamente en la adaptación marginal, de acuerdo con numerosos estudios.^{65,68,71,74,78,81,83,97,98,107,108} Cada sistema CAD/CAM utiliza un método para el sinterizado de la circonita, para el escaneado del modelo y para el fresado de la

restauración.⁸¹ Sin embargo, incluso al analizar el mismo sistema CAD/CAM se han encontrado en la literatura resultados significativamente diferentes.^{84,87,88} Estos resultados ponen de manifiesto que otras variables pueden influir en la adaptación marginal de las restauraciones cerámicas, como puede ser el espacio predefinido para el cemento, el proceso de cementado y el recubrimiento cerámico.⁶⁷

En el presente estudio se realizó el escaneado directo de la probeta. El diseño de la corona, así como el espacio predefinido para el cemento (50 μm) fue establecido directamente en el ordenador, ya que los sistemas CAD/CAM tienen mejor precisión de ajuste en comparación con las técnicas únicamente CAM.^{50,115} Según un estudio reciente, un espacio superior a 30 μm debe ser seleccionado para lograr un mejor ajuste marginal, y los valores de discrepancia marginal aumentan cuando el espacio para el cemento disminuye.⁹⁹ Por otro lado, la cerámica de recubrimiento parece que es otro factor que puede alterar la precisión marginal de las coronas, según ponen de manifiesto numerosos estudios.^{86,89,90,92,93,94,95} Torabi y cols⁹⁵ mostraron que la técnica utilizada para la aplicación cerámica influye en la adaptación marginal, siendo los valores obtenidos: técnica press over (50,64 μm), CAD-on (51,50 μm), y estratificación (63,06 μm). Los valores registrados en el presente estudio fueron similares a los obtenidos en los grupos press-over y CAD-on. En el estudio, las estructuras de circonita fueron realizadas en un centro de fresado, y un estudio previo demostró que el mecanizado en centros de laboratorio parece ofrecer una menor precisión que el mecanizado en centros de producción industrial.⁸³

Por otro lado, todavía no hay un consenso sobre cuántas medidas por espécimen se

requieren para obtener una conclusión óptima y clínicamente relevante sobre la exactitud de la adaptación marginal de las coronas.⁹⁹ Gassino y cols¹¹⁸ indicaron que el número mínimo de mediciones necesarias para asegurar resultados relevantes fueron 18 para los pilares preparados en laboratorio. En el presente estudio, se realizaron 18 medidas por superficie (vestibular y lingual), es decir 36 medidas en total por cada corona, para asegurar unos resultados relevantes en la evaluación del ajuste marginal de cada corona, y las mediciones fueron realizadas siempre por el mismo operador.

En cuanto al efecto del cementado, no se observó ningún efecto significativo sobre la adaptación marginal en ninguno de los grupos analizados. Por lo tanto, la segunda hipótesis nula de este estudio debe ser aceptada.

No hay demasiados estudios que comparen el ajuste de las restauraciones antes y después del cementado. Los resultados del estudio de la adaptación marginal antes y después del cementado concuerdan con los de otros estudios previos^{66,79,89} respecto a la influencia del cemento en el sellado marginal. Euan y cols⁸⁹ no encontraron diferencias después de cementar (RelyX Unicem) coronas de circona, siendo los valores antes y después del cementado de 64,62 μm y 68,40 μm respectivamente.. Sin embargo, algunos autores encuentran que hay un aumento de la discrepancia marginal después del cementado.^{85,104,105,106} Kale y cols¹⁰⁶ obtuvieron resultados estadísticamente significativos al cementar coronas de circona monolíticas con un cemento de policarboxilato. Las diferencias observadas en la literatura pueden ser debidas a la falta de estandarización en los estudios respecto al tipo de cemento empleado, o a la fuerza de asentamiento de las restauraciones.

Resultados similares a los del presente estudio se han encontrado al analizar el sellado marginal de coronas de circona monolíticas⁷⁷ y con recubrimiento¹⁰⁷ cementadas.

Un factor que pudo haber influido en los resultados del presente estudio, es el espacio seleccionado para el cemento (50 μm), habiendo demostrado estudios previos que este espacio es adecuado para la precisión de ajuste de restauraciones de circona.^{66,99}

En esta investigación se han encontrado valores de adaptación similares entre las coronas de circona y metal cerámica, esto puede ser debido a que para la fabricación de estas últimas también ha sido utilizada la tecnología CAD/CAM. Los sistemas CAD/CAM tienen mejor precisión de ajuste en comparación con las técnicas convencionales para la fabricación de infraestructuras metálicas.¹⁰⁵

Respecto a la influencia del envejecimiento de la circona en la adaptación marginal, en el estudio no se han encontrado diferencias en el ajuste tras el envejecimiento, por lo que, la tercera hipótesis nula planteada debe ser aceptada.

Las medias iniciales de adaptación marginal fueron 49,65 μm en las coronas con recubrimiento y 47,54 μm en las coronas monolíticas. Después del envejecimiento en autoclave, las medias fueron 50,15 y 49,70 μm , respectivamente. Los resultados de este estudio sugieren que la transformación de fase $t \rightarrow m$ no afecta a la adaptación marginal de las coronas de circona monolíticas y recubiertas.

Debido a que la transformación de fase $t \rightarrow m$ es un cambio cristalográfico, el envejecimiento puede caracterizarse fácilmente por técnicas sensibles a la cristalografía o al entorno químico. Entre ellas, la difracción de rayos X es la técnica más utilizada.⁴¹ Las

coronas metal cerámicas empleadas en el estudio no han sido sometidas a dicho análisis, debido a que el principal componente de la cerámica de recubrimiento de estas coronas es una matriz vítrea, y el porcentaje de fase cristalina es muy bajo.⁶³

No existen estudios previos sobre el ajuste marginal de las coronas de circona después del envejecimiento, por lo que no fue posible comparar los resultados del presente estudio con otros estudios. De la revisión de la literatura realizada, sólo un estudio simula las condiciones orales, evaluando la influencia del envejecimiento artificial sobre el ajuste marginal a través de la fatiga cíclica, y no se observaron cambios significativos después del envejecimiento artificial.⁷⁹ Sin embargo, ningún estudio evalúa el uso de un autoclave, como recomienda la ISO.⁷

En este estudio se utilizaron dos tipos de 3Y-TZP disponibles comercialmente. La circona utilizada para las coronas monolíticas fue sinterizada a 1450°C y la temperatura de sinterización para las coronas bilaminares fue de 1500°C. Ambos materiales presentaban un tamaño de grano (0,4 μm) y composición química de acuerdo con los estándares de la Organización Internacional de Normalización (ISO 13356: 2008).⁷

Para la cuantificación de la transformación $t \rightarrow m$ fue utilizado la DRX. Al inicio del experimento una pequeña cantidad de fase monoclinica fue constatada (1,2% en las coronas recubiertas y 0,8% en las coronas monolíticas), la cual aumentó después de 5 horas de envejecimiento (1,6% en las coronas monolíticas y 3% en las coronas bilaminares) y continuó en aumento después de 20 horas (3,1% en las coronas monolíticas y 8,3 % en las coronas bilaminares). La detección de la fase monoclinica antes del envejecimiento podría atribuirse al margen de error en la medición o a el daño producido por el mecanizado

CAD/CAM.^{27,49} La tecnología CAD/CAM también contribuye a la degradación hidrotermal de la Y-TZP debido al aumento del contenido monoclinico,²⁷ el mayor porcentaje de esta fase se detectó en los márgenes cervicales de las infraestructuras, áreas más delgadas, donde las condiciones de mecanizado son más agresivas.⁴⁹ A pesar de eso, los valores encontrados después del envejecimiento durante 5 y 20 horas fueron menores al 25% permitido por la ISO y coinciden con la mayoría de los estudios científicos analizados en los que la transformación de fase fue también menor que la cantidad permitida.^{14,19,33,34,35,36,37}

Las coronas monolíticas aparecieron para solventar el principal inconveniente de las restauraciones de circonita que es la fractura de la cerámica de recubrimiento. Con la introducción de la circonita monolítica, diversas estrategias para reducir su sensibilidad al envejecimiento y mejorar la translucidez han sido utilizadas. Entre ellas, disminuir la cantidad de alúmina (Al_2O_3), aumentar el contenido de itrio, y la adición de óxidos tales como el lantano.³⁹

En el presente estudio, la reducción del contenido de alúmina al 0,05% en las coronas monolíticas mantuvo la estabilidad hidrotermal en comparación a la 3Y-TZP convencional (0,5% de Al_2O_3). Sin embargo, Zhang y cols³⁹ encontraron una reducción de la estabilidad hidrotermal de la circonita (TZ-3YE, Zpex y Zpex Smile, Tosoh, Japón) después de 5 horas de envejecimiento (17-22% de la fase monoclinica aproximadamente estaba presente). En el estudio de Flinn y cols³² la DBT dio lugar a una disminución significativa de la resistencia a la flexión de la circonita monolitica Prettau (Zirkonzahn GmbH) y BruxZir (Glidewell Laboratories), mientras que Katana ML (Kuraray Noritake Dental Inc) y Katana HT13 (Kuraray Noritake Dental Inc) exhibieron menos DBT y no

experimentaron una disminución significativa de la resistencia a la flexión. Se observó un incremento en la fase monoclinica del 4% después de 5 horas a 134°C, resultado mayor al encontrado en el presente estudio (1,6%).

La circona monolítica (Lava Plus; 3M-ESPE) estudiada por Cattani-Lorente y cols³⁵ fue susceptible al envejecimiento de forma más agresiva. Inicialmente, todas las muestras fueron pulidas y mitad de ellas fueron usadas para simular los ajustes intra orales de la oclusión. Posteriormente, parte de las muestras fueron envejecidas en una autoclave (134°C, 2 bares) y otra parte se almacenaron a 37°C durante dos años. El porcentaje de la fase monoclinica encontrada en las muestras que fueron almacenadas a 37°C fue 12,8% en las muestras pulidas y 5,5% en los especímenes tratados. En el ensayo acelerado, las mismas cantidades de fase monoclinica estaban presentes después de 2 horas y 20 minutos en las muestras pulidas y después de 1 hora en las muestras tratadas. Los valores registrados en el presente estudio fueron menores, la razón podría ser diferencias en la composición de los materiales y en parámetros metodológicos.

Es importante comprender que, a la hora de interpretar y comparar los resultados, pequeñas variaciones en el tiempo y la temperatura del autoclave pueden afectar la tasa de transformación, la calidad superficial y las propiedades mecánicas del material.²⁷ Como se ve en los resultados de otros protocolos de envejecimiento, cuando se usan tiempos de autoclave más largos, la transformación de fase aumenta significativamente.^{27,34,38,39}

Además, es necesario tener en cuenta que no todas las circonas comercializadas son iguales en términos de composición y comportamiento, y que su procesamiento también puede afectar su microestructura y resistencia a la DBT.³²

El recubrimiento cerámico parece que no protege la circona de la transformación de fase.³⁷ No solo la circona es susceptible a la degradación hidrotermal, también la cerámica de recubrimiento sufre alteraciones en la densidad, dureza, porosidad y rugosidad superficial tras el envejecimiento.⁶¹ Siarampi y cols³⁴ analizaron la resistencia al envejecimiento de dos circonas (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar-Vivadent; ZENO Zr, Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG) con recubrimiento cerámico. Ambas circonas recubiertas presentaron un aumento de fase monoclinica del 4-5% a las 5 horas y alrededor del 15% después de 10 horas. La tasa global de transformación a las 5 horas fue un poco mayor que la obtenida en este estudio (1,8%). No fueron especificados detalles sobre la composición química de ambas cerámicas que pudiesen explicar las discrepancias. Xie y cols,³⁷ al estudiar la transformación de fase de una circona (Everest ZS- Ronde, KAVO, Altenbach & Voigt GmbH) con recubrimiento cerámico encontraron que el contenido monoclinico se situó entre el 9% y el 15% después de 10 horas de envejecimiento y el 15% y el 20% después de 20 horas a 134°C. Estos resultados son ligeramente diferentes a los del presente estudio, en el que el 8,1 % de fase monoclinica después de 20 horas de envejecimiento a 131°C estaba presente. Sin embargo, ambos resultados concuerdan en que el revestimiento cerámico no protege la circona de la transformación de fase. Sehgal y cols³⁶ encontraron que la DRX demostró un alto contenido de la fase monoclinica antes del envejecimiento en tres tipos de circonas recubiertas: 12,6% en Cercon (DeguDent, Hanau), 6,49% Ziecon (Jyoti Ceramic Industries Pvt), y 6,08% en la circona Upcera (Shenzhen Upcera Co.); después de envejecer 5 horas a 134°C el contenido monoclinico aumentó hasta el 14.3%, 11.0% y 11.4% respectivamente. La cerámica Cercon presentó una tasa global de transformación $t \rightarrow m$ (1,7%) similar a la cerámica bilaminar analizada en este estudio (1,8%). Ambas cerámicas tienen una composición química y un tamaño de grano

similares. A diferencia de esto, en el estudio de Alghazzawi y cols³⁸ se observó que tanto las técnicas manuales, como las técnicas de prensado para la aplicación de la porcelana de recubrimiento redujeron la transformación de fase (infraestructuras: 70,25%, manual: 54.41%, prensado: 11.57%) de una circona (Argen Corporation), aunque no hubo diferencia estadística entre las técnicas. Sin embargo, hay que considerar que el tiempo de envejecimiento se prolongó durante un período de 50 horas. Por lo tanto, el mayor contenido monoclinico encontrado podría ser debido a variaciones en el tiempo y la temperatura de la autoclave que pueden afectar la velocidad de transformación, la calidad de la superficie y las propiedades mecánicas del material.⁴² Una transformación inversa de la fase monoclinica a la tetragonal después de la primera cocción del recubrimiento cerámico también ha sido observada por otros autores.^{17,18}

El presente estudio presentó algunas limitaciones. En el estudio sólo se verificó la adaptación vertical mediante medición directa externa, y al no haber sido cortadas las muestras, la discrepancia horizontal no ha podido ser medida, siendo éste un aspecto importante en la evaluación de la precisión del ajuste de las coronas, Se requieren mas estudios, con diferentes tipos de circonas, para poder hacer unas indicaciones precisas desde el punto de vista clínico. Finalmente, los resultados de este estudio in vitro deben ser corroborados con ensayos clínicos.

Conclusiones

CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio in vitro, las conclusiones fueron las siguientes:

1. Las coronas de circona bilaminares y monolíticas y metal-cerámica mostraron valores de adaptación marginal dentro de un rango clínicamente aceptable (<120 μm).
2. Los valores de ajuste en todos los grupos analizados fueron similares alrededor de los 50 μm .
3. No existieron diferencias en el sellado marginal entre los grupos analizados sin envejecer.
4. El cementado no tuvo influencia en la adaptación marginal en ninguno de los grupos.
5. El proceso de envejecimiento acelerado mediante autoclave (131°C, 2 bar, 5 y 20 horas) no modificó la adaptación marginal de las coronas de circona monolíticas y con recubrimiento cerámico.
6. El análisis de la difracción de rayos X mostró un ligero, pero insignificante, aumento de la fase monoclinica en ambos tipos de restauraciones de circona.

Bibliografía

BIBLIOGRAFÍA

1. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater* 2010;26:807-20.
2. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent* 2009 Summer; 4:130-51.
3. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc* 2000;83:461-87.
4. Passerini L. Isomorphism among oxides of different tetravalent metals: CeO_2-ThO_2 ; CeO_2-ZrO_2 ; CeO_2-HfO_2 . *Gazzet Chim Ital* 1939;60:762-76.
5. Ruff O, Ebert F. Refractory ceramics: I. The forms of zirconium dioxide. *Z Anorg Allg Chem* 1929;180:19-41.
6. Ruff O, Ebert F, Stephen E. Contributions to the ceramics of highly refractory materials: II System zirconia-lime. *Z Anorg Allg Chem* 1929;180:215-24.
7. International Standards Organization: Implants for surgery- Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP). 2008.
8. Kelly PM, Francis Rose LR. The martensitic transformation in ceramics-its role in transformation toughening. *Prog Mater Sci* 2002;47:463-557.
9. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
10. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703-4.
11. Chevalier, J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27:535-43.

12. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after aging. *Sol Stat Ion* 1981;3/4:489-95.
13. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008;24:289-98.
14. De Souza GM, Zykus A, Ghahnavyeh RR, Lawrence SK, Bahr DF. Effect of accelerated aging on dental zirconia-based materials. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017;65: 256-63.
15. Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M, Wiskott HW. Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomater* 2011;7:858-65.
16. Jevnikar P, Sersa I, Sepe A, Jarh O, Funduk L. Effect of surface coating on water migration into resin-modified glass ionomer cements: A magnetic resonance micro-imaging study. *Magnetic Reson Med* 2000;44:686-91.
17. Denry IL, Peacock JJ, Holloway JA. Effect of heat treatment after accelerated aging on phase transformation in 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2010;93:236-43.
18. Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R, Stawarczyk B, Ozcan M, Hämmerle CH. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *J Biomed Mater Res Part B* 2012;100B: 447-56.
19. Lucas TJ, Lawson NC, Janowski GM, Burgess JO. Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. *Dent Mater* 2015;31:1487-92.
20. Chevalier J, Deville S, Munch E, Jullian R; Lair F. Critical effect of cubic phase on

- aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomater* 2004;25:5539-45.
21. MacCartney ML. Influence of an amorphous phase on the properties of Yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals (Y-TPZ). *J Am Ceram Soc* 1987;70:54-8.
 22. Tsubakino H, Nozato R, Hamamoto M. Effect of alumina addition on the tetragonal-to-monoclinic phase transformation in zirconia-3 mol% yttria. *J Am Ceram Soc* 1991;74:440-43.
 23. Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M. Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;87:492-8.
 24. Boutz NMR, Winnubst AJA, Van Langerak B et al. The effect of ceria co-doping on chemical stability and fracture of Y-TPZ. *J Mater Sci* 1995;30:1854-62.
 25. Tsukuma K. Mechanical properties and thermal stability of CeO₂ containing tetragonal zirconia poly-crystals. *Am Ceram Soc Bull* 1986;65:1386-89.
 26. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24:299-307
 27. Kim JW, Covell NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *J Dent Res* 2010;89:91-5.
 28. Shimizu K, Ola M, Kumar P, Kotoura Y, Yamamuro T, Makinouchi K, Nakamura T. Time-dependent changes in the mechanical properties of zirconia ceramic. *J Biomed Mat Res* 1993;27:729-34.
 29. Kosmac T, Jevnikar P, Kocjan A. In vivo ageing of dental zirconia ceramics: 24-

- months results. *Dent Mater* 2011;27S: e60–1.
30. Pereira GKR, Venturini AB, Silvestri T, Dapieve KS, Montagner AF, Soares FZM, Valandro LF. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015;55:151-63.
 31. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999;82:2150-4.
 32. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*; 2017;117:303-9.
 33. Amaral M, Valandro LF, Bottino MA, Souza RO. Low-temperature degradation of a Y-TZP ceramic after surface treatments. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2013;101:1387-92.
 34. Siarampi E, Kontonasaki E, Andrikopoulos KS, Kantiranis N, Voyiatzis GA, Zorba T, Paraskevopoulos KM, Koidis P. Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2014;30:e306-16.
 35. Cattani-Lorente M, Durual S, Amez-Droz M, Wiskott HW, Scherrer SS. Hydrothermal degradation of a 3Y-TZP translucent dental ceramic: A comparison of numerical predictions with experimental data after 2 years of aging. *Dent Mater* 2016;32:394-402.
 36. Sehgal M, Bhargava A, Gupta S, Gupta P. Shear Bond Strengths between Three

- Different Yttria-Stabilized Zirconia Dental Materials and Veneering Ceramic and Their Susceptibility to Autoclave Induced Low-Temperature Degradation. *Int J Biomater* 2016; 2016: 9658689.
37. Xie H, Gu Y, Li Q, Qian M, Zhang F, Tay FR, Chen C. Effects of multiple firings on the low-temperature degradation of dental yttria-stabilized tetragonal zirconia. *J Prosthet Dent* 2016;115:495-500.
38. Alghazzawi TF, Janowski GM. Evaluation of zirconia-porcelain interface using X-ray diffraction. *Int J Oral Sci* 2015;7:187-95.
39. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, VAN Meerbeek B, Vleugels J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater* 2016;32:e327-e337.
40. Harada K, Shinya A, Gomi H, Hatano Y, Shinya A, Raigrodski AJ. Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *J Prosthet Dent* 2016;115:215-23.
41. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi, G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;72: 239-45.
42. Kim HT, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. *J Adv Prosthodont* 2009;1:113-7.
43. Nakamura T, Usami H, Ohnishi H, Takeuchi M, Nishida H, Sekino T, Yatani H. The effect of adding silica to zirconia to counteract zirconia's tendency to degrade at low temperatures. *Dent Mater J* 2011;30:330-5.

44. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, 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;96:154-64.
45. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Uchida M, Kokubo, T, Nakamura T. Phase stability after aging and its influence on pin-on-disk wear properties of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and conventional Y-TZP. *J Biomed Mater Res A* 2003; 67:200-7.
46. Kohorst P, Borchers L, Stempel J, Stiesch M, Hassel T, Bach FW, Hübsch C. Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomater* 2012;8:1213-20.
47. Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Bartolucci AA, Janowski GM. Influence of low-temperature environmental exposure on the mechanical properties and structural stability of dental zirconia. *J Prosthodont* 2012;21:363-9.
48. Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu Rev Mater Res* 2007;37:1-32.
49. Kypraiou V, Pelekanos S, Eliades G. Identification of monoclinic phase in CAD/CAM zirconia FPD frameworks. *Eur J Esthet Dent* 2012;7:418-29.
50. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater* 2009;25:94-102.
51. Aboushelib MN, Wang H. Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *J Prosthet Dent* 2010;104:98-104.
52. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomater* 2006;27: 2186-92.

53. Kosmac T, Dakskobler A, Oblak C, Jevnikar P. The Strength and Hydrothermal Stability of Y-TZP Ceramics for Dental Applications. *Int J Appl Ceram Technol* 2007;4: 164-74.
54. Vanderlei A, Bottino MA, Valandro LF. Evaluation of resin bond strength to yttria-stabilized tetragonal zirconia and framework marginal fit: comparison of different surface conditionings. *Oper Dent* 2014; 39:50-63.
55. Attia A, Lehmann F, Kern M. Influence of surface conditioning and cleaning methods on resin bonding to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2011; 27:207-13.
56. Mochales C, Maerten A, Rack A, Cloetens P, Mueller WD, Zaslansky P, Fleck C. Monoclinic phase transformations of zirconia-based dental prostheses, induced by clinically practised surface manipulations. *Acta Biomater* 2011; 7:2994-3002.
57. Strub JR, Malament KA. Do zirconia ceramics have a future in restorative dentistry?. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2013; 33:259.
58. Flinn BD, deGroot DA, Mancl LA, Raigrodski AJ. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *J Prosthet Dent* 2012;108:223-30.
59. Guilardi LF, Pereira GKR, Gündel A, Rippe MP, Valandro LF. Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017;65:849-56.
60. Borba M, de Araújo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Griggs JA, Della Bona Á, Cesar PF. Effect of different aging methods on the mechanical behavior of multi-layered ceramic structures. *Dent Mater* 2016;32:1536-42.
61. Luo H, Tang X, Dong Z, Tang H, Nakamura T, Yatani H. The influences of

- accelerated aging on mechanical properties of veneering ceramics used for zirconia restorations. *Dent Mater J* 2016;35:187-93.
62. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater* 2015;;31:603-23.
63. Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent Clin North Am* 2017;61:797-819.
64. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. 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.
65. Gonzalo E Suarez MJ, Serrano B, Lozano JFL. Marginal fit of zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2008;21:398-9.
66. Gonzalo E Suarez MJ, Serrano B, Lozano JFL. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2009;22:374-7.
67. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2013;110:447-54.
68. Hamza TA, Sherif RM. In vitro evaluation of marginal discrepancy of monolithic zirconia restorations fabricated with different CAD-CAM systems. *J Prosthet Dent* 2017;117:762-6.
69. Pimenta MA, Frasca LC, Lopes R, Rivaldo E. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT)

- technology. *J Prosthet Dent* 2015;114:223-8.
70. Suárez MJ, González de Villaumbrosia P, Pradíes G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003;16:229-32.
71. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MM, Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2013;109:83-7.
72. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of margin fit. *J Prosthet Dent* 1989;62:405-8.
73. Mclean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131:107-11.
74. Martinez-Rus F, Suarez MJ, Rivera B, Pradies G: Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *J Prosthet Dent* 2011;105:108-14
75. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005;32:441-7.
76. Lopez-Suárez C, Gonzalo E, Peláez J, Serrano B, Suárez M J. Marginal Vertical Discrepancies of Monolithic and Veneered Zirconia and Metal-ceramic Three-unit Posterior Fixed Dental Prostheses. *Int J Prosthodont* 2016;29:256-8
77. Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. Marginal fit of CAD/CAM monolithic ceramics and metal-ceramic crowns. *J Prosthodont* 2017 Feb 2. doi: 10.1111/jopr.12590
78. Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, Suárez MJ. Marginal and Internal Discrepancies of Posterior Zirconia-Based Crowns Fabricated with Three Different

- CAD/CAM Systems Versus Metal-Ceramic. *Int J Prosthodont* 2015;28:509-11.
79. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009;101:239-47.
80. Vigolo P, Mutinelli S, Biscaro L, Stellini E. An In Vivo Evaluation of the Fit of Zirconium-Oxide Based, Ceramic Single Crowns with Vertical and Horizontal Finish Line Preparations. *J Prosthodont* 2015;24:603-9.
81. Rajan BN, Jayaraman S, Kandhasamy b, Rajakumaran I. Evaluation of marginal fit and internal adaptation of zirconia copings fabricated by two CAD - CAM systems: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 2015;15:173-8.
82. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater* 2011;27:1119-26.
83. Rinke S, Fornefett D, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Multifactorial analysis of the impact of different manufacturing processes on the marginal fit of zirconia copings. *Dent Mater J* 2012;31:601-9.
84. Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent* 2010 Oct;104(4):216-27.
85. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic materials, finish lines and luting agents: An in vitro evaluation. *J Prosthet Dent* 2004;92:250-7.
86. Vojdani M, Safari A, Mohaghegh M, Pardis S, Mahdavi F. The effect of porcelain firing and type of finish line on the marginal fit of zirconia copings. *J Dent* 2015;16:113-20.

87. Miura S, Inagaki R, Kasahara S, Yoda M. Fit of zirconia all-ceramic crowns with different cervical margin designs, before and after porcelain firing and glazing. *Dent Mater J* 2014;33:484-9.
88. Jalali H, Sadighpour L, Miri A, Shamshiri AR. Comparison of Marginal Fit and Fracture Strength of a CAD/CAM Zirconia Crown with Two Preparation Designs. *J Dent (Tehran)* 2015;12:874-81.
89. Euán R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Brufau-De Barberà M, Gomes-Azevedo S. Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. *J Prosthodont* 2012;21:291-5.
90. Ates SM, Yesil Duymus Z, Caglar I, Hologlu B. The effect of veneering on the marginal fit of CAD/CAM-generated, copy-milled, and cast metal copings. *Clin Oral Investig* 2017;21:2553-60
91. Ates SM, Yesil Duymus Z. Influence of Tooth Preparation Design on Fitting Accuracy of CAD-CAM Based Restorations. *J Esthet Restor Dent* 2016;28:238-46.
92. Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P. Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. *Acta Biomater* 2009;5:3231-9.
93. Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont* 2010;2:33-8.
94. Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil* 2010;37:283-91.
95. Torabi K, Vojdani M, Giti R, Taghva M, Pardis S. The effect of various veneering

- techniques on the marginal fit of zirconia copings. *J Adv Prosthodont* 2015;7:233-9.
96. Guazzato M, Walton TR, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Aust Dent J* 2010;55:306-10.
97. Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont* 2008;17:621-6.
98. Ha SJ, Cho JH. Comparison of the fit accuracy of zirconia-based prostheses generated by two CAD/CAM systems. *J Adv Prosthodont* 2016;8:439-48.
99. Kale E, Seker E, Yilmaz B, Özcelik TB. Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. *J Prosthet Dent* 2016;116:890-5.
100. Preis V, Behr M, Hahnel S, Rosentritt M. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dent Mater* 2015;31:1363-9.
101. Blatz MB, Alvarez M, Sawyer K, Brindis M. How to Bond Zirconia: The APC Concept. *Compend Contin Educ Dent* 2016;37:611-7.
102. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S. Influence of preparation, fitting, and cementation on the vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM crowns. *J Dent* 2017;65:70-5.
103. Rodrigues RB, Lima E, Roscoe MG, Soares CJ, Cesar PF, Novais VR. Influence of Resin Cements on Color Stability of Different Ceramic Systems. *Braz Dent J* 2017;28:191-5.

104. Stappert CF, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J* 2004 ;196:766-70.
105. Suárez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martínez F. Marginal fit of titanium metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2005;18:390-1.
106. Kale E, Yilmaz B, Seker E, Özcelik TB. Effect of fabrication stages and cementation on the marginal fit of CAD-CAM monolithic zirconia crowns. *J Prosthet Dent* 2017;118:736-41.
107. Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. SEM evaluation of the precision of fit of CAD/CAM zirconia and metal-ceramic posterior crowns. *Dent Mater J* 2017;36:387-93.
108. Song Tae-Jin, Kwon Taek-Ka, Yang Jae-Ho, Han Jung-Suk, Lee Jai-Bong, Kim Sung-Hun, Yeo In-Sung. Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. *J Adv Prosthodont* 2013;5:219-25.
109. Ahrberg D, Lauer HC, Ahrberg M, Weigl P. Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. *Clin Oral Investig* 2016;20:291-300.
110. Berrendero S, Salido MP, Valverde A, Ferreiroa A, Pradíes G. Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig* 2016;20:2403-10.
111. Rödiger M, Heinitz A, Bürgers R, Rinke S. Fitting accuracy of zirconia single crowns produced via digital and conventional impressions-a clinical comparative study. *Clin Oral Investig* 2017;21:579-87.

112. Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo É, Stimmelmayer M, Vieira LC, Güth JF. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig* 2014;18:515-23.
113. Pradies G, Zarauz C, Valverde A, Ferreiroa A, Martínez-Rus F. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent*. 2015;43:201-8.
114. Torabi Ardekani K, Ahangari AH, Farahi L. Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2012 ;6:42-8.
115. Bindl A, Mörmann WH. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007;27:567-75.
116. Biscaro L, Bonfiglioli R, Soattin M, Vigolo P. An in vivo evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic single crowns, generated with two CAD/CAM systems, in comparison to metal ceramic single crowns. *J Prosthodont* 2013;22:36-41.
117. Schneider CA, Rasband WS, Eliceiri, KW. "NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis". *Nath Methods* 2012;9: 671-5.
118. Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosthodont* 2004;17:218-23.
119. Toraya H, Yoshimura M, Somiya S. Calibration Curve for Quantitative-

Analysis of the Monoclinic-Tetragonal ZrO₂ System by X-Ray-Diffraction. Journal of the American Ceramic Society 1984;67(6):119-121.

120. Avrami M. Kinetics of phase change I - General theory. Journal of Chemical Physics 1939;7(12):1103-1112.

Anexo

ANEXO ESTADÍSTICA

En cada grupo, se ha realizado el análisis de la varianza para medidas repetidas en el tiempo (t0,t1,t2). Grupos Bilaminar y Monolitica

Medida: V

Tiempo	Variable dependiente
1	V0
2	V1
3	V2

GRUPO = Bilaminar sin cementar

Prueba de esfericidad de Mauchly

Medida: V

Efecto inter sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Tiempo	,448	8,028	2	,018	,644	,693	,500

Pruebas de efectos dentro de sujetos

Medida: V

Origen		Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Tiempo	Esfericidad asumida	55,291	2	27,646	,058	,944
	Greenhouse- Geisser	55,291	1,289	42,904	,058	,870
	Huynh-Feldt	55,291	1,386	39,878	,058	,885
	Límite inferior	55,291	1,000	55,291	,058	,814
Error(Tiempo)	Esfericidad asumida	10443,400	22	474,700		
	Greenhouse- Geisser	10443,400	14,176	736,700		
	Huynh-Feldt	10443,400	15,251	684,749		
	Límite inferior	10443,400	11,000	949,400		

Medias marginales estimadas

Estimaciones

Medida: V

Tiempo	Media	Error estándar	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
1	53,430	8,219	35,339	71,521
2	52,816	7,189	36,993	68,638
3	50,548	6,671	35,866	65,231

GRUPO = Bilaminar cementada

Prueba de esfericidad de Mauchly

Medida: V

Efecto inter sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Tiempo	,861	1,497	2	,473	,878	1,000	,500

Pruebas de efectos dentro de sujetos

Medida: V

Origen		Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Tiempo	Esfericidad asumida	299,183	2	149,592	,928	,410
	Greenhouse- Geisser	299,183	1,756	170,386	,928	,401
	Huynh-Feldt	299,183	2,000	149,592	,928	,410
	Límite inferior	299,183	1,000	299,183	,928	,356
Error(Tiempo)	Esfericidad asumida	3547,702	22	161,259		
	Greenhouse- Geisser	3547,702	19,315	183,675		
	Huynh-Feldt	3547,702	22,000	161,259		
	Límite inferior	3547,702	11,000	322,518		

Medias marginales estimadas

Estimaciones

Medida: V

Tiempo	Media	Error estándar	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
1	50,928	6,468	36,692	65,165
2	53,583	6,711	38,812	68,354
3	57,922	5,116	46,663	69,182

GRUPO = Monolítica sin cementar

Prueba de esfericidad de Mauchly

Medida: V

Efecto inter sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Tiempo	,174	17,473	2	,000	,548	,563	,500

Pruebas de efectos dentro de sujetos

Medida: V

Origen		Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Tiempo	Esfericidad asumida	1155,607	2	577,804	3,369	,053
	Greenhouse- Geisser	1155,607	1,095	1054,926	3,369	,089
	Huynh-Feldt	1155,607	1,125	1026,963	3,369	,087
	Límite inferior	1155,607	1,000	1155,607	3,369	,094
Error(Tiempo)	Esfericidad asumida	3772,861	22	171,494		
	Greenhouse- Geisser	3772,861	12,050	313,105		
	Huynh-Feldt	3772,861	12,378	304,806		
	Límite inferior	3772,861	11,000	342,987		

Medias marginales estimadas

Estimaciones

Medida: V

Tiempo	Media	Error estándar	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
1	48,902	5,871	35,980	61,823
2	62,458	5,670	49,978	74,938
3	58,252	6,233	44,532	71,971

GRUPO = Monolitica cementada

Prueba de esfericidad de Mauchly

Medida: V

Efecto inter sujetos	W de Mauchly	Aprox. de Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Tiempo	,626	4,690	2	,096	,728	,810	,500

Pruebas de efectos dentro de sujetos

Medida: V

Origen		Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Tiempo	Esfericidad asumida	98,193	2	49,096	,336	,719
	Greenhouse- Geisser	98,193	1,455	67,476	,336	,652
	Huynh-Feldt	98,193	1,620	60,613	,336	,675
	Límite inferior	98,193	1,000	98,193	,336	,574
Error(Tiempo)	Esfericidad asumida	3219,342	22	146,334		
	Greenhouse- Geisser	3219,342	16,007	201,116		
	Huynh-Feldt	3219,342	17,820	180,658		
	Límite inferior	3219,342	11,000	292,667		

Medias marginales estimadas

Estimaciones

Medida: V

Tiempo	Media	Error estándar	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
1	49,433	6,398	35,350	63,516
2	49,465	6,166	35,894	63,036
3	52,952	4,850	42,278	63,627

Modelo lineal general

Factores dentro de
sujetos

Medida: L

Tiempo	Variable dependiente
1	L0
2	L1
3	L2

GRUPO = Bilaminar sin cemento

Prueba de esfericidad de Mauchly

Medida: L

Efecto inter sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Tiempo	,872	1,371	2	,504	,886	1,000	,500

Pruebas de efectos dentro de sujetos

Medida: V

Origen		Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Tiempo	Esfericidad asumida	15,604	2	7,802	,033	,967
	Greenhouse-Geisser	15,604	1,773	8,801	,033	,955
	Huynh-Feldt	15,604	2,000	7,802	,033	,967
	Límite inferior	15,604	1,000	15,604	,033	,858

o)	Esfericidad asumida	5137,793	22	233,536		
	Greenhouse-Geisser	5137,793	19,501	263,459		
	Huynh-Feldt	5137,793	22,000	233,536		
	Límite inferior	5137,793	11,000	467,072		

Tiempo

Estimaciones

Medida: L

Tiempo	Media	Error estándar	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
1	45,880	6,136	32,374	59,386
2	47,484	7,404	31,189	63,780
3	46,825	6,777	31,908	61,742

GRUPO = Bilaminar cementada

Prueba de esfericidad de Mauchly

Medida: L

Efecto inter sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Tiempo	,550	5,979	2	,050	,690	,756	,500

Pruebas de efectos dentro de sujetos

Medida: L

Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Tiempo Esfericidad asumida	230,334	2	115,167	,731	,493
Greenhouse-Geisser	230,334	1,379	166,993	,731	,449
Huynh-Feldt	230,334	1,513	152,284	,731	,460
Límite inferior	230,334	1,000	230,334	,731	,411

o)	Error(Tiempo)	Esfericidad asumida	3467,159	22	157,598		
		Greenhouse-Geisser	3467,159	15,172	228,519		
		Huynh-Feldt	3467,159	16,638	208,390		
		Límite inferior	3467,159	11,000	315,196		

Medias marginales estimadas

Estimaciones

Medida: L

Tiempo	Media	Error estándar	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
1	56,024	4,655	45,778	66,271
2	59,973	5,077	48,800	71,147
3	62,133	5,760	49,456	74,811

GRUPO = Monolitica cementada

Prueba de esfericidad de Mauchly

Medida: L

Efecto inter sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Tiempo	,962	,386	2	,825	,964	1,000	,500

Pruebas de efectos dentro de sujetos

Medida: L

Origen		Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Tiempo	Esfericidad asumida	526,140	2	263,070	1,275	,299
	Greenhouse-Geisser	526,140	1,927	273,028	1,275	,299
	Huynh-Feldt	526,140	2,000	263,070	1,275	,299
	Límite inferior	526,140	1,000	526,140	1,275	,283
Error(Tiempo)	Esfericidad asumida	4538,379	22	206,290		

Greenhouse- Geisser	4538,379	21,198	214,099		
Huynh-Feldt	4538,379	22,000	206,290		
Límite inferior	4538,379	11,000	412,580		

Medias marginales estimadas

Estimaciones

Medida: L

Tiempo	Media	Error estándar	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
1	46,178	5,597	33,859	58,498
2	36,957	6,973	21,609	52,305
3	42,978	5,763	30,293	55,662

GRUPO = Monolítica cementada

Prueba de esfericidad de Mauchly

Medida: L

Efecto inter sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Tiempo	,695	3,635	2	,162	,766	,866	,500

Pruebas de efectos dentro de sujetos

Medida: L

Origen		Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Tiempo	Esfericidad asumida	184,721	2	92,360	,826	,451
	Greenhouse-Geisser	184,721	1,533	120,508	,826	,425
	Huynh-Feldt	184,721	1,732	106,670	,826	,437
	Límite inferior	184,721	1,000	184,721	,826	,383

o)	Esfericidad asumida	2459,592	22	111,800		
	Greenhouse-Geisser	2459,592	16,861	145,871		
	Huynh-Feldt	2459,592	19,049	129,122		
	Límite inferior	2459,592	11,000	223,599		

Medias marginales estimadas

Estimaciones

Medida: L

Tiempo	Media	Error estándar	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
1	45,744	8,056	28,012	63,476
2	50,892	7,624	34,111	67,672
3	50,112	6,619	35,543	64,680

Modelo lineal general

Factores dentro de
sujetos

Medida: Media V y L

Tiempo	Variable dependiente
1	mediaVyL0
2	mediaVyL1
3	mediaVyL2

GRUPO = Bilaminar sin cementar

Prueba de esfericidad de Mauchly

Medida: V

Efecto inter sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi- cuadrado	gl	Sig.	Épsilon		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Tiempo	,708	3,454	2	,178	,774	,877	,500

Pruebas de efectos dentro de sujetos

Medida: V

Origen		Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Tiempo	Esfericidad asumida	13,296	2	6,648	,037	,963
	Greenhouse- Geisser	13,296	1,548	8,590	,037	,932
	Huynh-Feldt	13,296	1,754	7,582	,037	,949
	Límite inferior	13,296	1,000	13,296	,037	,850
Error(Tiempo)	Esfericidad asumida	3908,290	22	177,650		
	Greenhouse- Geisser	3908,290	17,027	229,534		
	Huynh-Feldt	3908,290	19,289	202,613		
	Límite inferior	3908,290	11,000	355,299		

Medias marginales estimadas

Estimaciones

Medida: V y L

Tiempo	Media	Error estándar	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
1	49,655	4,465	39,827	59,483
2	50,150	6,333	36,210	64,090
3	48,687	5,753	36,024	61,349

GRUPO = Bilaminar cementada

Prueba de esfericidad de Mauchly

Medida: V y L

Efecto inter sujetos	W de Mauchly	Aprox. de Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Tiempo	,876	1,319	2	,517	,890	1,000	,500

Pruebas de efectos dentro de sujetos

Medida: V y L

Origen		Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Tiempo	Esfericidad asumida	257,552	2	128,776	1,288	,296
	Greenhouse- Geisser	257,552	1,780	144,692	1,288	,295
	Huynh-Feldt	257,552	2,000	128,776	1,288	,296
	Límite inferior	257,552	1,000	257,552	1,288	,281
Error(Tiempo)	Esfericidad asumida	2199,211	22	99,964		
	Greenhouse- Geisser	2199,211	19,580	112,320		
	Huynh-Feldt	2199,211	22,000	99,964		
	Límite inferior	2199,211	11,000	199,928		

Medias marginales estimadas

Estimaciones

Medida: V y L

Tiempo	Media	Error estándar	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
1	53,476	4,385	43,824	63,128
2	56,778	4,002	47,971	65,586
3	60,028	4,495	50,133	69,922

GRUPO = Monolitica sin cementar

Prueba de esfericidad de Mauchly

Medida: V

Efecto inter sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Tiempo	,746	2,934	2	,231	,797	,911	,500

Pruebas de efectos dentro de sujetos

Medida: V

Origen		Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Tiempo	Esfericidad asumida	59,896	2	29,948	,290	,751
	Greenhouse- Geisser	59,896	1,595	37,563	,290	,703
	Huynh-Feldt	59,896	1,822	32,878	,290	,731
	Límite inferior	59,896	1,000	59,896	,290	,601
Error(Tiempo)	Esfericidad asumida	2270,475	22	103,203		
	Greenhouse- Geisser	2270,475	17,540	129,446		
	Huynh-Feldt	2270,475	20,039	113,301		
	Límite inferior	2270,475	11,000	206,407		

Medias marginales estimadas

Estimaciones

Medida: V y L

Tiempo	Media	Error estándar	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
1	47,540	3,793	39,191	55,889
2	49,707	5,514	37,571	61,844
3	50,615	5,105	39,378	61,852

GRUPO = Monolítica cementada

Prueba de esfericidad de Mauchly

Medida: V

Efecto inter sujetos	W de Mauchly	Aprox. de Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Tiempo	,433	8,368	2	,015	,638	,685	,500

Pruebas de efectos dentro de sujetos

Medida: V

Origen		Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Tiempo	Esfericidad asumida	96,354	2	48,177	,690	,512
	Greenhouse- Geisser	96,354	1,276	75,488	,690	,455
	Huynh-Feldt	96,354	1,370	70,354	,690	,464
	Límite inferior	96,354	1,000	96,354	,690	,424
Error(Tiempo)	Esfericidad asumida	1535,310	22	69,787		
	Greenhouse- Geisser	1535,310	14,041	109,348		
	Huynh-Feldt	1535,310	15,065	101,911		
	Límite inferior	1535,310	11,000	139,574		

Medias marginales estimadas

Tiempo

Estimaciones

Medida: V y L

Tiempo	Media	Error estándar	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
1	47,589	6,251	33,831	61,347
2	50,178	5,347	38,409	61,947
3	51,532	4,733	41,114	61,950

Análisis de la varianza bifactorial (grupo (bilaminar, monolitica, metal-cerámica), cemento).

Pruebas de efectos inter-sujetos					
Variable dependiente : L0					
Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático o promedio	F	Sig.
Modelo corregido	1412,794	3	470,931	1,080	,364
Interceptación	182549,968	1	182549,968	418,632	,000
Grupo2	816,691	2	408,346	,936	,397
Cemento	596,103	1	596,103	1,367	,246
Error	29652,280	68	436,063		
Total	213615,042	72			
Total corregido	31065,074	71			

Análisis univariado de varianza

Pruebas de efectos inter-sujetos					
Variable dependiente : V0					
Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático o promedio	F	Sig.
Modelo corregido	289,703	3	96,568	,214	,886
Interceptación	177988,650	1	177988,650	395,283	,000
Grupo2	239,753	2	119,877	,266	,767
Cemento	49,950	1	49,950	,111	,740
Error	30619,134	68	450,281		
Total	208897,488	72			
Total corregido	30908,837	71			

Análisis univariado de varianza

Pruebas de efectos inter-sujetos					
Variable dependiente : mediaVyL0					
Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático o promedio	F	Sig.
Modelo corregido	299,353	3	99,784	,370	,775
Interceptación	180262,095	1	180262,095	668,883	,000
Grupo2	224,118	2	112,059	,416	,661
Cemento	75,236	1	75,236	,279	,599
Error	18325,820	68	269,497		
Total	198887,269	72			
Total corregido	18625,173	71			

Análisis univariado de varianza (grupo bilaminar, monolítica) y cemento

Factores inter-sujetos			
	Etiqueta de valor	N	
Grupo2	B		24
	M		24
Cemento	1	No cementado	24
	2	Cementado	24

Pruebas de efectos inter-sujetos					
Variable dependiente : V1					
Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático o promedio	F	Sig.
Modelo corregido	539,962	2	269,981	,538	,588
Interceptación	142994,142	1	142994,142	284,756	,000
Grupo2	91,549	1	91,549	,182	,671
Cemento	448,413	1	448,413	,893	,350
Error	22597,341	45	502,163		
Total	166131,446	48			
Total corregido	23137,304	47			

Análisis univariado de varianza

Pruebas de efectos inter-sujetos					
Variable dependiente : L1					
Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático o promedio	F	Sig.
Modelo corregido	3248,268	2	1624,134	2,955	,062
Interceptación	114433,106	1	114433,106	208,185	,000
Grupo2	1153,558	1	1153,558	2,099	,154
Cemento	2094,710	1	2094,710	3,811	,057
Error	24735,126	45	549,669		
Total	142416,499	48			
Total corregido	27983,394	47			

Análisis univariado de varianza

Pruebas de efectos inter-sujetos					
Variable dependiente : mediaVyL1					
Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático o promedio	F	Sig.
Modelo corregido	299,985	2	149,992	,441	,646
Interceptación	128316,299	1	128316,299	377,161	,000
Grupo2	148,790	1	148,790	,437	,512
Cemento	151,195	1	151,195	,444	,508
Error	15309,723	45	340,216		
Total	143926,007	48			
Total corregido	15609,708	47			

Análisis univariado de varianza

Pruebas de efectos inter-sujetos					
Variable dependiente : V2					
Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático o promedio	F	Sig.
Modelo corregido	35,330	2	17,665	,044	,957
Interceptación	144771,317	1	144771,317	361,044	,000
Grupo2	22,413	1	22,413	,056	,814
Cemento	12,917	1	12,917	,032	,858
Error	18044,095	45	400,980		
Total	162850,742	48			
Total corregido	18079,426	47			

Análisis univariado de varianza

Pruebas de efectos inter-sujetos					
Variable dependiente : L2					
Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático o promedio	F	Sig.
Modelo corregido	2266,489	2	1133,244	2,451	,098
Interceptación	122469,577	1	122469,577	264,828	,000
Grupo2	755,491	1	755,491	1,634	,208
Cemento	1510,997	1	1510,997	3,267	,077
Error	20810,255	45	462,450		
Total	145546,321	48			
Total corregido	23076,744	47			

Análisis univariado de varianza

Pruebas de efectos inter-sujetos					
Variable dependiente : mediaVyL2					
Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático o promedio	F	Sig.
Modelo corregido	580,243	2	290,122	,949	,395
Interceptación	133387,400	1	133387,400	436,213	,000
Grupo2	129,413	1	129,413	,423	,519
Cemento	450,831	1	450,831	1,474	,231
Error	13760,320	45	305,785		
Total	147727,964	48			
Total corregido	14340,564	47			

Prueba T.

Grupo = Bilaminar

Estadísticas de grupo					
	Cemento	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
L1	No cementado	12	47,4842	25,64704	7,40366
	Cementado	12	59,9733	17,58613	5,07668
L2	No cementado	12	46,8250	23,47752	6,77737
	Cementado	12	62,1333	19,95342	5,76006

Prueba de muestras independientes										
	Prueba de Levene de calidad de varianzas	prueba t para la igualdad de medias	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	Inferior	Superior
L1	Se asumen varianzas iguales	1,843	,188	-1,391	22	,178	-12,48917	8,97702	-31,10637	6,12804
	No se asu			-1,39	19,471	,180	-12,48917	8,97702	-31,24756	6,26922

	men varia nzas igual es			1						
L2	Se asu men varia nzas igual es	,362	,5 5 3	- 1, 72 1	22	,099	- 15,30 833	8,89 444	- 33,7 5427	3,1 376 1
	No se asu men varia nzas igual es			- 1, 72 1	21,4 43	,100	- 15,30 833	8,89 444	- 33,7 8211	3,1 654 4

Prueba de muestras independientes										
	Prueba de Levene de calidad de varianzas	prueba t para la igualdad de medias								
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	Inferior	Superior
L1	Se asumen varianzas iguales	1,843	,188	-1,391	22	,178	-12,48917	8,97702	-31,10637	6,12804
	No se asu			-1,39	19,471	,180	-12,48917	8,97702	-31,24756	6,26922

	men varia nzas igual es			1						
L2	Se asu men varia nzas igual es	,362	,5 5 3	- 1, 72 1	22	,099	- 15,30 833	8,89 444	- 33,7 5427	3,1 376 1
	No se asu men varia nzas igual es			- 1, 72 1	21,4 43	,100	- 15,30 833	8,89 444	- 33,7 8211	3,1 654 4

Grupo = Monolítica

Estadísticas de grupo					
	Cemento	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
L1	No cementado	12	36,9567	24,15605	6,97325
	Cementado	12	50,8917	26,41060	7,62408
L2	No cementado	12	42,9775	19,96325	5,76289
	Cementado	12	50,1117	22,92934	6,61913

Prueba de muestras independientes										
	Prueba de Levene de homogeneidad de varianzas	prueba t para la igualdad de medias	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	Inferior	Superior
L1	Se asumen varianzas	,178	,677	-1,349	22	,191	-13,93500	10,33213	-35,36253	7,49253

	nzas igual es									
	No se asu men varia nzas igual es			- 1, 34 9	21,8 27	,191	- 13,93 500	10,3 3213	- 35,3 7237	7,50 237
L2	Se asu men varia nzas igual es	,291	,5 9 5	- ,8 13	22	,425	- 7,134 17	8,77 632	- 25,3 3514	11,0 6681
	No se asu men varia nzas igual es			- ,8 13	21,5 91	,425	- 7,134 17	8,77 632	- 25,3 5516	11,0 8682

Prueba T.

Grupo= Bilaminar

Estadísticas de grupo					
	Cemento	N	Media	Desviación estándar	Media de error

					estándar
V0	No cementado	12	53,4300	28,47279	8,21939
	Cementado	12	50,9283	22,40659	6,46822
L0	No cementado	12	45,8800	21,25716	6,13641
	Cementado	12	56,0242	16,12685	4,65542
mediaVyL0	No cementado	12	49,6550	15,46805	4,46524
	Cementado	12	53,4762	15,19136	4,38537
V1	No cementado	12	52,8158	24,90292	7,18886
	Cementado	12	53,5833	23,24777	6,71105
mediaVyL1	No cementado	12	50,1500	21,93958	6,33341
	Cementado	12	56,7783	13,86182	4,00156
V2	No cementado	12	50,5483	23,10893	6,67097
	Cementado	12	57,9225	17,72114	5,11565
L2	No cementado	12	46,8250	23,47752	6,77737
	Cementado	12	62,1333	19,95342	5,76006
mediaVyL2	No cementado	12	48,6867	19,92890	5,75298
	Cementado	12	60,0279	15,57270	4,49545

Prueba de muestras independientes										
	Prueba	prueba t								

	de Leve ne de calid ad de varia nzas	para la igua ldad de med ias									
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilat eral)	Difer encia de medi as	Difer encia de error están dar	95% de inter valo de confi anza de la difer encia	Infer ior	Super ior	
V0	Se asu men varia nzas igual es	1,66 2	,2 1 1	,2 39	22	,813	2,501 67	10,4 5927	- 19,1 8952	-	24,1 9286
	No se asu men varia nzas igual es			,2 39	20,8 48	,813	2,501 67	10,4 5927	- 19,2 5925	-	24,2 6259
L0	Se asu men	,850	,3 6 7	- 1, 31	22	,201	- 10,14 417	7,70 250	- 26,1 1818	-	5,82 984

	varianzas iguales			7						
	No se asumen varianzas iguales			-1,317	20,511	,202	-10,14417	7,70250	-26,18566	5,89733
mediaV yL0	Se asumen varianzas iguales	,007	,932	-0,611	22	,548	-3,82125	6,25858	-16,80075	9,15825
	No se asumen varianzas iguales			-0,611	21,993	,548	-3,82125	6,25858	-16,80100	9,15850
V1	Se asumen varianzas iguales	,046	,832	-0,078	22	,939	-0,76750	9,83452	-21,16306	19,62806
	No se asumen varianzas			-0,078	21,897	,939	-0,76750	9,83452	-21,16863	19,63363

	iguales									
mediaV yL1	Se asu men varia nzas igual es	5,97 5	,0 2 3	- ,8 85	22	,386	- 6,628 33	7,49 164	- 22,1 6503	8,90 837
	No se asu men varia nzas igual es			- ,8 85	18,5 75	,388	- 6,628 33	7,49 164	- 22,3 3282	9,07 615
V2	Se asu men varia nzas igual es	,377	,5 4 5	- ,8 77	22	,390	- 7,374 17	8,40 665	- 24,8 0849	10,0 6016
	No se asu men varia nzas igual es			- ,8 77	20,6 13	,390	- 7,374 17	8,40 665	- 24,8 7676	10,1 2843
L2	Se asu men varia nzas igual es	,362	,5 5 3	- 1, 72 1	22	,099	- 15,30 833	8,89 444	- 33,7 5427	3,13 761
	No			-	21,4	,100	-	8,89	-	3,16

	se asu men varia nzas igual es			1, 72 1	43		15,30 833	444	33,7 8211	544
mediaV yL2	Se asu men varia nzas igual es	,939	,3 4 3	- 1, 55 3	22	,135	- 11,34 125	7,30 108	- 26,4 8277	3,80 027
	No se asu men varia nzas igual es			- 1, 55 3	20,7 85	,135	- 11,34 125	7,30 108	- 26,5 3425	3,85 175

Grupo = Monolítica

Estadísticas de grupo					
	Cemento	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
V0	No cementado	12	48,9017	20,33738	5,87090
	Cementado	12	49,4333	22,16485	6,39844
L0	No cementado	12	46,1783	19,38969	5,59732

	Cementado	12	45,7442	27,90813	8,05638
mediaVyL0	No cementado	12	47,5400	13,14077	3,79341
	Cementado	12	47,5888	21,65347	6,25082
V1	No cementado	12	62,4583	19,64222	5,67022
	Cementado	12	49,4650	21,35951	6,16596
mediaVyL1	No cementado	12	49,7075	19,10128	5,51406
	Cementado	12	50,1783	18,52292	5,34711
V2	No cementado	12	58,2517	21,59245	6,23320
	Cementado	12	52,9525	16,80100	4,85003
L2	No cementado	12	42,9775	19,96325	5,76289
	Cementado	12	50,1117	22,92934	6,61913
mediaVyL2	No cementado	12	50,6146	17,68584	5,10546
	Cementado	12	51,5321	16,39653	4,73327

Prueba de muestras independientes										
	Prueba de Levene de calidad de varianzas	prueba t para la igualdad de medias								
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia Inferior	Superior	
V0	Se asumen varianzas iguales	,001	,971	-0,61	22	,952	-,53167	8,68375	-18,54066	17,47732
	No			-	21,8	,952	-	8,68	-	17,4

	se asu men varia nzas igual es			,0 61	39		,5316 7	375	18,5 4835	8502
L0	Se asu men varia nzas igual es	4,69 6	,0 4 1	,0 44	22	,965	,4341 7	9,80 996	- 19,9 1044	20,7 7878
	No se asu men varia nzas igual es			,0 44	19,6 13	,965	,4341 7	9,80 996	- 20,0 5499	20,9 2332
mediaV yL0	Se asu men varia nzas igual es	2,23 8	,1 4 9	- 0 07	22	,995	- 0,0487 5	7,31 182	- 15,2 1254	15,1 1504
	No se asu men varia nzas igual es			- 0 07	18,1 35	,995	- 0,0487 5	7,31 182	- 15,4 0215	15,3 0465
V1	Se asu men	,006	,9 4 1	1, 55 1	22	,135	12,99 333	8,37 678	- 4,37 905	30,3 6571

	varianzas iguales									
	No se asumen varianzas iguales			1,551	21,847	,135	12,99333	8,37678	-4,38609	30,37276
mediaV yL1	Se asumen varianzas iguales	,141	,711	-,061	22	,952	-,47083	7,68091	-16,40008	15,45841
	No se asumen varianzas iguales			-,061	21,979	,952	-,47083	7,68091	-16,40095	15,45928
V2	Se asumen varianzas iguales	1,317	,263	,671	22	,509	5,29917	7,89782	-11,07991	21,67825
	No se asumen varianzas			,671	20,747	,510	5,29917	7,89782	-11,13747	21,73580

	iguales										
L2	Se asumen variaciones iguales	,291	,595	-,813	22	,425	7,13417	-,632	8,77	-,3514	11,06681
	No se asumen variaciones iguales			-,813	21,591	,425	7,13417	-,632	8,77	-,3516	11,08682
mediaV yL2	Se asumen variaciones iguales	,143	,709	-,132	22	,896	-,91750	6,96201	-,5583	13,52083	
	No se asumen variaciones iguales			-,132	21,875	,896	-,91750	6,96201	-,6061	13,52561	

Grupo = Metal Cerámica

Estadísticas de grupo					
	Cemento	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
V0	No cementado	12	49,3267	16,00591	4,62051
	Cementado	12	46,2992	17,48421	5,04726
L0	No cementado	12	50,3683	19,66988	5,67821
	Cementado	12	57,9225	20,21939	5,83684
mediaVyL0	No cementado	12	49,8475	15,67553	4,52514
	Cementado	12	52,1108	17,45709	5,03943
V1	No cementado	0	.	.	.
	Cementado	0	.	.	.
mediaVyL1	No cementado	0	.	.	.
	Cementado	0	.	.	.
V2	No cementado	0	.	.	.
	Cementado	0	.	.	.
L2	No cementado	0	.	.	.
	Cementado	0	.	.	.
mediaVyL2	No cementado	0	.	.	.
	Cementado	0	.	.	.

Prueba de muestras independientes										
	Prueba de Levene de calidad de varianzas	prueba t para la igualdad de medias								
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	Inferior	Superior
V0	Se asumen varianzas igual	,055	,817	,442	22	,662	3,02750	6,84280	-11,16360	17,21860

	es									
	No se asumen variaciones iguales			,4 4 2	21,8 31	,663	3,027 50	6,84 280	- 11,1 6999	17,2 2499
L0	Se asumen variaciones iguales	,010	,9 1 9	- 9 2 8	22	,364	- 7,554 17	8,14 314	- 24,4 4200	9,33 366
	No se asumen variaciones iguales			- 9 2 8	21,9 83	,364	- 7,554 17	8,14 314	- 24,4 4274	9,33 441
mediaV yL0	Se asumen variaciones iguales	,460	,5 0 5	- 3 3 4	22	,741	- 2,263 33	6,77 294	- 16,3 0955	11,7 8288
	No se asumen variaciones iguales			- 3 3 4	21,7 50	,741	- 2,263 33	6,77 294	- 16,3 1892	11,7 9225

Cemento = No cementado

Prueba de homogeneidad de varianzas				
	Estadístico de Levene	df1	df2	Sig.
V0	3,839	2	33	,032
L0	,397	2	33	,675
mediaVyL0	,056	2	33	,946

ANOVA						
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.	
V0	Entre grupos	150,095	2	75,048	,152	,860
	Dentro de grupos	16285,478	33	493,499		
	Total	16435,573	35			
L0	Entre grupos	151,161	2	75,580	,187	,831
	Dentro de grupos	13362,044	33	404,910		
	Total	13513,204	35			
mediaVyL0	Entre grupos	39,339	2	19,670	,090	,914
	Dentro de grupos	7234,289	33	219,221		
	Total	7273,628	35			

Pruebas sólidas de igualdad de medias					
	Estadístico	df1	df2	Sig.	
V0	Welch	,111	2	21,012	,896
	Brown-Forsythe	,152	2	26,971	,860
L0	Welch	,185	2	21,966	,833
	Brown-Forsythe	,187	2	32,776	,831
mediaVyL0	Welch	,097	2	21,846	,908
	Brown-Forsythe	,090	2	32,268	,914

Cemento = Cementado

Prueba de homogeneidad de varianzas				
	Estadístico de Levene	df1	df2	Sig.
V0	,505	2	33	,608
L0	3,755	2	33	,034
mediaVyL0	,631	2	33	,538

ANOVA						
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.	
V0	Entre grupos	133,949	2	66,974	,155	,857
	Dentro de grupos	14289,366	33	433,011		
	Total	14423,315	35			
L0	Entre grupos	1030,375	2	515,188	1,068	,355
	Dentro de grupos	15925,391	33	482,588		
	Total	16955,766	35			
mediaVyL0	Entre grupos	227,905	2	113,953	,340	,714
	Dentro de grupos	11048,405	33	334,800		
	Total	11276,310	35			

Pruebas sólidas de igualdad de medias					
	Estadístico	df1	df2	Sig.	
V0	Welch	,171	2	21,678	,844
	Brown-Forsythe	,155	2	31,630	,857
L0	Welch	,784	2	21,093	,469
	Brown-Forsythe	1,068	2	27,402	,358
mediaVyL0	Welch	,293	2	21,587	,749
	Brown-Forsythe	,340	2	30,322	,714

Cemento = No cementado

Estadísticas de grupo					
	Grupo	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
V1	B	12	52,8158	24,90292	7,18886
	M	12	62,4583	19,64222	5,67022
L1	B	12	47,4842	25,64704	7,40366
	M	12	36,9567	24,15605	6,97325
mediaVyL1	B	12	50,1500	21,93958	6,33341
	M	12	49,7075	19,10128	5,51406
V2	B	12	50,5483	23,10893	6,67097
	M	12	58,2517	21,59245	6,23320
L2	B	12	46,8250	23,47752	6,77737
	M	12	42,9775	19,96325	5,76289
mediaVyL2	B	12	48,6867	19,92890	5,75298
	M	12	50,6146	17,68584	5,10546

Prueba de muestras independientes										
	Prueba de Levene de calidad	prueba t para la igualdad de med								

	de varia nzas	ias								
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilat eral)	Difer encia de medi as	Difer encia de error están dar	95% de inter valo de confi anza de la difer encia	Infer ior	Super ior
V1	Se asu men varia nzas igual es	,707	,4 1 0	- 1, 05 3	22	,304	- 9,642 50	9,15 593	- 28,6 3073	9,34 573
	No se asu men varia nzas igual es			- 1, 05 3	20,8 68	,304	- 9,642 50	9,15 593	- 28,6 9065	9,40 565
L1	Se asu men varia nzas igual es	,004	,9 5 0	1, 03 5	22	,312	10,52 750	10,1 7057	- 10,5 6497	31,6 1997
	No se			1, 03	21,9 22	,312	10,52 750	10,1 7057	- 10,5	31,6 2435

	asumen varianzas iguales			5					6935	
mediaV yL1	Se asumen varianzas iguales	,642	,4 3 1	,0 53	22	,958	,4425 0	8,39 744	- 16,9 7272	17,8 5772
	No se asumen varianzas iguales			,0 53	21,5 91	,958	,4425 0	8,39 744	- 16,9 9188	17,8 7688
V2	Se asumen varianzas iguales	,008	,9 2 8	- ,8 44	22	,408	- 7,703 33	9,12 988	- 26,6 3755	11,2 3088
	No se asumen varianzas iguales			- ,8 44	21,8 99	,408	- 7,703 33	9,12 988	- 26,6 4259	11,2 3592
L2	Se asumen varia	,291	,5 9 5	,4 32	22	,670	3,847 50	8,89 628	- 14,6 0225	22,2 9725

	nzas igual es									
	No se asu men varia nzas igual es			,4 32	21,4 46	,670	3,847 50	8,89 628	- 14,6 2993	22,3 2493
mediaV yL2	Se asu men varia nzas igual es	,162	,6 9 1	- 2 51	22	,804	- 1,927 92	7,69 172	- 17,8 7956	14,0 2373
	No se asu men varia nzas igual es			- 2 51	21,6 94	,804	- 1,927 92	7,69 172	- 17,8 9263	14,0 3680

Cemento = Cementado

Estadísticas de grupo					
	Grupo	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
V1	B	12	53,5833	23,24777	6,71105
	M	12	49,4650	21,35951	6,16596
L1	B	12	59,9733	17,58613	5,07668
	M	12	50,8917	26,41060	7,62408
mediaVyL1	B	12	56,7783	13,86182	4,00156
	M	12	50,1783	18,52292	5,34711
V2	B	12	57,9225	17,72114	5,11565
	M	12	52,9525	16,80100	4,85003
L2	B	12	62,1333	19,95342	5,76006
	M	12	50,1117	22,92934	6,61913
mediaVyL2	B	12	60,0279	15,57270	4,49545
	M	12	51,5321	16,39653	4,73327

Prueba de muestras independientes										
	Prueba de Levene de calidad de varianzas	prueba t para la igualdad de medias								
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	Inferior	Superior
V1	Se asumen varianzas iguales	,394	,536	,452	22	,656	4,11833	9,11358	-14,78207	23,01874

	No se asumen variaciones iguales			,452	21,844	,656	4,11833	9,11358	-14,78990	23,02657
L1	Se asumen variaciones iguales	4,150	,054	,991	22	,332	9,08167	9,15966	-9,91430	28,07763
	No se asumen variaciones iguales			,991	19,152	,334	9,08167	9,15966	-10,07943	28,24276
mediaV yL1	Se asumen variaciones iguales	1,166	,292	,988	22	,334	6,60000	6,67863	-7,25062	20,45062
	No se asumen variaciones iguales			,988	20,379	,335	6,60000	6,67863	-7,31477	20,51477
V2	Se asu	,131	,72	,705	22	,488	4,97000	7,04930	-9,64	19,58936

	men varia nzas igual es		1						936	
	No se asu men varia nzas igual es			,7 05	21,9 38	,488	4,970 00	7,04 930	- 9,65 177	19,5 9177
L2	Se asu men varia nzas igual es	,365	,5 5 2	1, 37 0	22	,184	12,02 167	8,77 446	- 6,17 545	30,2 1878
	No se asu men varia nzas igual es			1, 37 0	21,5 88	,185	12,02 167	8,77 446	- 6,19 560	30,2 3893
mediaV yL2	Se asu men varia nzas igual es	,052	,8 2 2	1, 30 1	22	,207	8,495 83	6,52 786	- 5,04 211	22,0 3378
	No se asu men varia			1, 30 1	21,9 42	,207	8,495 83	6,52 786	- 5,04 420	22,0 3586

	nzas igual es									
--	---------------------	--	--	--	--	--	--	--	--	--

