



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO ESTOMATOLOGÍA I (PRÓTESIS BUCOFACIAL)

**EVALUACIÓN IN VITRO DEL
SELLADO MARGINAL DE CORONAS
DE ÓXIDO DE CIRCONIO SOBRE
PILARES DE ÓXIDO DE CIRCONIO**

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
Máster en Ciencias Odontológicas

BÁRBARA MIEGIMOLLE HERRERO

2013

**EVALUACIÓN IN VITRO DEL SELLADO MARGINAL
DE CORONAS DE ÓXIDO DE CIRCONIO SOBRE
PILARES DE ÓXIDO DE CIRCONIO**

Trabajo de Investigación
Máster en Ciencias Odontológicas

Bárbara Miegimolle Herrero

Tutora:
Profa. Dra. M^a Jesús Suárez García

Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)
Facultad de Odontología
Universidad Complutense de Madrid

MADRID, 2013

Dña. M^a Jesús Suárez García, Profesora Titular del Departamento de Estomatología I de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

Certifica que:

El trabajo de investigación titulado: “Análisis in vitro de la resistencia a la fractura de puentes posteriores de óxido de circonio” del que es autora Dña. Bárbara Miegimolle Herrero, ha sido realizado en este Departamento bajo mi dirección y supervisión, reuniendo en mi opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido como Trabajo Fin de Master.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmo el presente certificado en Madrid a treinta de Mayo de dos mil trece.

Fdo. M^a Jesús Suárez García

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	6	
1.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS		7
1.2. CERÁMICAS		8
1.2.1. Clasificación de cerámicas		9
1.3. TECNOLOGÍA CAD/CAM		15
1.3.1. Digitalización		16
1.3.2. Diseño por ordenador		17
1.3.3. Mecanizado		17
1.3.4. Clasificación sistemas CAD/CAM		19
1.3.5.. Modelos de producción CAD/CAM		20
1.4. SELLADO MARGINAL		21
1.4.1. Factores que influyen en la adaptación de las restauraciones		25
1.4.2. Propiedades de los agentes cementantes		27
1.4.3. Técnicas de medición del ajuste marginal		28
2. HIPÓTESIS DE TRABAJO	30	
3.		JUSTIFI
CACIÓN Y OBJETIVOS		32
4. MATERIAL Y MÉTODOS	35	
4.1. MUESTRA Y SELECCIÓN DE GRUPOS		36
4.2. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS		36
4.3. CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS		37
4.3.1. Sistema de implante y pilar		38
4.4. CONFECCIÓN DE LAS RESTAURACIONES		39
4.4.1. Confección de las coronas lava tm all ceramic system		39
4.4.2. Confección de las coronas lava tm plus zirconia		41
4.5. PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS		42
4.5.1. Colocación de los implantes		42
4.5.2. Colocación de los pilares de zirconia		43
4.5.3. Cementado de restauraciones		43
4.6. ANÁLISIS DEL AJUSTE MARGINAL CORONA-PILAR		45
4.6.1. Metalización		45
4.6.2. Obtención de las imágenes		46
4.7. TRATAMIENTO DE LOS DATOS		49
5. RESULTADOS		50
5.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA		51
5.1.1. Discrepancia según sistema cerámico		52
5.1.2. Discrepancia marginal entre las caras vestibular y lingual.		54
5.2. ESTADÍSTICA INFERENCIAL		57
5.2.1. Discrepancia marginal por sistema cerámico		58
5.2.3. Discrepancia marginal entre sistemas vestibular y lingual		58

6. DISCUSIÓN	59
7. CONCLUSIONES	67
8. BIBLIOGRAFÍA	69
9. ANEXO	78
9.1. PLANO PROBETA	79
9.2. PRUEBAS ESTADÍSTICAS	80

1. INTRODUCCIÓN

1.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS

Desde los tiempos más antiguos, el hombre ha procurado reponer las ausencias dentarias, empleando gran variedad de materiales y procedimientos, que se han visto modificados en las últimas décadas¹

Cuando comienza la utilización clínica de los implantes hacia 1.965 como un modalidad terapéutica en odontología para la rehabilitación protética del edentulismo, en principio se consideraba limitada a los casos de ausencias dentarias completas mandibulares. De este modo, los implantes planteaban una alternativa protésica en aquellas situaciones difíciles de desdentados totales con acusada reabsorción del reborde residual mediante sobredentaduras.

A medida que se fueron realizando estudios clínicos, las indicaciones fueron ampliándose a sobredentaduras superiores, rehabilitaciones fijas totales tanto inferiores como superiores, siguiendo con casos de edentulismo parcial² hasta llegar a las reposiciones unitarias, técnica empleada por Jemt³ en torno a 1.985.

En la actualidad, los pacientes son cada vez más exigentes con los resultados estéticos y desean que no se utilicen subestructuras metálicas en sus restauraciones, lo cual pone de manifiesto la gran importancia de las restauraciones completamente cerámicas.⁴

La estética es un concepto subjetivo y cultural en continuo cambio en función de las circunstancias socioculturales del momento y del entorno. Como consecuencia de ello, el desarrollo de la Odontología restauradora en las últimas décadas ha tenido como objetivo conseguir un material con una resistencia a la fractura y al desgaste similar a la de los dientes naturales, presentando además unas propiedades ópticas que permitan reproducir la estética, la forma y el color de la estructura dental, satisfaciendo de esta manera las expectativas de los pacientes.

Las restauraciones metal-cerámicas siguen siendo en la actualidad las más utilizadas en prótesis fija, ya que ofrecen una estética, biomecánica y funcionalidad aceptables, así como una elevada predictibilidad. Son restauraciones que reúnen por un lado la resistencia y precisión de los metales, y por el otro, la estética de las porcelanas.

Sin embargo, en los últimos años, respondiendo a las exigencias estéticas cada vez más elevadas por parte tanto de los pacientes como de los profesionales, se han desarrollado diversos sistemas de confección de restauraciones completamente cerámicas, cuya ventaja principal es su mejor estética en contraposición a los sistemas metal-cerámicos que proporcionan mayor resistencia.

1.2 CERÁMICAS

Las cerámicas engloban una gran familia de materiales inorgánicos dentro del grupo de materiales no metálicos. Son mayoritariamente resistentes al agua y en gran parte o en su totalidad, son materiales cristalinos o mezclas de sustancias, fabricadas por sinterización, procedimiento en cuyo transcurso un cuerpo moldeado poroso se transforma en un cuerpo sólido denso, aumentando la resistencia mecánica.^{5,6}

Las características que deben cumplir los materiales cerámicos son: biocompatibilidad, estabilidad cromática, baja conductividad térmica, resistencia a la degradación en la cavidad oral, estética similar al diente natural y resistencia a la abrasión, entre otras^{5,7,8}

Las cerámicas dentales juegan un importante papel en la fabricación de la mayoría de las restauraciones de prótesis fija. Las excelentes propiedades ópticas que presentan tales como la translucidez y la transmisión de luz junto a la biocompatibilidad les otorgan propiedades estéticas muy deseables. Gracias a la superficie vitrificada, la restauración tiene un color estable, compatible con los tejidos blandos, resistente a los cambios bruscos de temperatura. No obstante, su naturaleza frágil, limita el uso de estos materiales⁹

Con el fin de unificar criterios y mejorar la comunicación entre los diferentes profesionales, clásicamente se han clasificado los sistemas cerámicos en función de dos criterios: composición química y técnica de confección. Pero además, existen otras posibles clasificaciones en función de la temperatura de sinterización y de las características estructurales.

1.2.1 Clasificación de cerámicas

El intento de clasificar las cerámicas tiene como utilidad facilitar la comunicación entre los distintos profesionales, así como poder situar cada nuevo producto en un grupo donde las características tales como temperatura de sinterización, composición y manejo sean compartidas por aquellas que pertenezcan al mismo grupo.

Por tanto, las porcelanas dentales se pueden clasificar desde diferentes puntos de vista:

10

1.2.1.1. Por su temperatura de sinterización

Este término se confunde fácilmente con el de fusión, por lo que conviene aclarar ambos conceptos. La temperatura de fusión sólo se alcanza durante el proceso industrial de obtención de los polvos cerámicos. En cambio, la temperatura de sinterización, que es la que se alcanza en el laboratorio dental, se consigue a una temperatura inferior al punto de fusión en que la porcelana pasa de un estado de polvo a sólido.¹⁰

El intervalo de temperatura para pertenecer a uno u otro grupo varía ligeramente según la literatura consultada.^{10, 11, 12}

TEMPERATURA DE COCCIÓN DE LAS PORCELANAS DENTALES	
Alta	>1300°C
Media	1050-1300°C
Baja	850-1050°C
Más baja o Muy baja	<850°C
Tª ambiente*	

* Ya listas para usar como brackets, pernos, etc... ó CAD/CAM

Tabla 1: Clasificación según temperatura de cocción, procesado o manejo

Clásicamente se decía que las porcelanas de alta fusión eran las empleadas en la industria para la fabricación de dientes de porcelana en gran escala, brackets estéticos, pernos, bloques cerámicos para tecnología CAD/CAM y cualquier otro dispositivo o instrumento cerámico de uso clínico, aunque en ocasiones se han usado también para construir coronas jacket de porcelana.

Sin embargo con los nuevos sistemas de circonia, se ha incorporado también al laboratorio dental donde se utiliza para procesar las estructuras internas de estas prótesis totalmente cerámicas. En la alta sinterización, el material al enfriarse siempre sufre un cambio dimensional importante. A pesar de ello, estas cerámicas una vez procesadas son las más estables y las que poseen mejores propiedades mecánicas^{1, 10, 11}

Las porcelanas de media fusión se han empleado como núcleo de refuerzo en la elaboración de coronas jacket. Y las de baja fusión han sido empleadas para el recubrimiento estético de los núcleos aluminosos de las coronas Jacket y para las técnicas ceramometálicas. Deben tener una temperatura de sinterización inferior a la de la subestructura que la sustenta (metal o cerámica), para evitar la deformación de éstas en las sucesivas cocciones.

Hoy día estamos asistiendo a la aparición de cerámicas de “más baja” o “muy baja” fusión. (<850°C) que tienen como principales ventajas el disminuir los cambios dimensionales térmicos, adecuarse a la aparición de nuevos materiales, también hay porcelanas de baja fusión para glaseado y producir un mayor ahorro energético.

Por último al hablar de cerámicas a temperatura ambiente nos referimos a las que se transforman o “procesan” en clínica a temperatura ambiente, o simplemente ya vienen “listas para usar”¹⁰

1.2.1.2 Por las características estructurales

Las porcelanas dentales están formadas básicamente por dos fases: la fase vítrea y la fase cristalina. Cada una de ellas tiene una química y un comportamiento óptico y mecánico diferente, afectando al conjunto de propiedades del material cerámico. La fase vítrea actúa como matriz aglutinante que mantiene unido el conjunto y aporta una gran translucidez. La fase cristalina o relleno consta de unos cristales que mejoran las propiedades mecánicas y que afectan al comportamiento óptico de la porcelana. Las

cerámicas de alta estética son predominantemente vítreas y las de alta resistencia cristalinas.^{10, 11, 12, 13}

- Porcelanas predominantemente vítreas: alta estética, comportamiento óptico similar a la dentina y al esmalte. Porcelanas feldespáticas convencionales que se emplean para la confección de carillas de porcelana o para recubrimiento de prótesis ceramometálicas.
- Vidrios rellenos de partículas: una mayor carga del relleno de cristales caracteriza a este grupo de porcelanas. El tipo de relleno es sustancial en el comportamiento del material. Como ejemplos se pueden nombrar Empress I, Empress II (Ivoclar) o porcelanas In-Ceram®.
- Cerámicas policristalinas: Carecen de fase vítrea, sus partículas están densa y regularmente compactadas en el proceso de sinterización. Generalmente llevan un procesado por sistemas CAD/CAM y suelen estar basadas en cristales de zirconia, si bien también pueden ser policristalinas a base de alúmina. Tienden a ser más opacas y más resistentes¹³

1.2.1.3 Por su composición química

Los principales componentes son el feldespato (70-90%), la sílice o cuarzo (10-20%) y caolín o arcilla (1-5%). A menudo se añaden otros componentes, como potasa, sosa o cal, para conferir las propiedades especiales.

El vidrio es una mezcla fusible de sílice y potasa, mientras que la porcelana contiene elementos no fusibles que se mantienen unidos por los materiales de menor punto de fusión y es menos transparente^{4, 5, 9, 10, 11}

- Cerámicas feldespáticas: al principio (finales del siglo XVIII, todo el XIX e inicios del XX) tenían una composición química idéntica que las porcelanas artísticas e industriales, con un 15-30 % de feldespato, un 15-30 % de cuarzo, y de un 40 a un 70 % de caolín. Uno de sus principales inconvenientes era su gran opacidad, debida al caolín. Se aprendió a suprimir el caolín y a añadir fundentes para dar «parcial transparencia» y rebajar la temperatura de cocción¹¹

Las cerámicas dentales convencionales son en su gran mayoría cerámicas de feldespato, que se componen en más del 50% de una fase vidriosa amorfa de SiO₂ con un reducido porcentaje de aditivos óxidos (Al₂O₃, MgO, ZrO₂) y de cristales de leucita insertados en la matriz. Se componen de un 44-66% de óxido de sílice (Si O₂)

y de un 11-17% Óxido de aluminio (Al₂ O₃). Las de alta resistencia incorporan elementos para aumentar su resistencia⁶.

Entre ellas cabe destacar Optec-HSP® (Jeneric), IPS Empress II® (Ivoclar), IPS e.max® (Ivoclar), entre otras.

- Cerámicas aluminosas: uno de los inconvenientes principales de las porcelanas feldespáticas estriba en su relativa fragilidad. En 1965 McLean modificó sensiblemente la composición de las porcelanas de baja fusión añadiendo cantidades de hasta un 50% en volumen de óxido de aluminio (alúmina)¹². Este componente presenta una temperatura de fusión mucho más elevada que la de la porcelana de baja o media fusión

Hoy en día componen de un 1- 40 % de óxido de sílice (Si O₂) y de un 60-99% de Óxido de aluminio (Al₂ O₃).

Estas cerámicas se diferencian de las anteriores en que poseen una mayor resistencia, sin embargo necesitan cerámica de revestimiento debido a la mayor proporción de óxido de aluminio, la cual produce una mayor opacidad, de forma que sólo se utilizan como núcleo de las restauraciones íntegramente cerámicas.^{1, 3, 5}

Dentro de este grupo cabe destacar: In-Ceram® Alúmina (Vita), In-Ceram® Spinell (Vita), In-Ceram® Zirconia (Vita), NobelProcera® Alumina (Nobel Biocare), etc.

- Cerámicas circoniosas: el circonio es un elemento del sistema periódico de número atómico 40 y símbolo Zr. Es un metal blanco grisáceo, brillante y muy resistente a la corrosión¹³. Al estar agrupado en el grupo de los metales de la tabla periódica, va a gozar de características del metal en cuanto a resistencia, comportamiento óptico y químico.

El óxido de circonio químicamente se representa como ZrO₂ pero vulgarmente se le conoce como Zirconia¹⁴. La Zirconia ha sido usada durante décadas en otras industrias como instrumento de corte y fabricación de herramientas de metal, en la industria automovilística, como hilos en la industria textil, o incluso en máquinas de papel. También ha sido usada en el campo ortopédico como prótesis artificial de

cadencia en los últimos diez años demostrando una excelente biocompatibilidad. Actualmente el óxido de circonio está emergiendo en la industria dental, debido a sus propiedades tanto mecánicas como ópticas y su éxito en otras industrias ^{15, 16}.

El óxido de circonio que se emplea en Odontología hoy en día se presenta en forma de Y-TZP (óxido de circonio Tetragonal parcialmente estabilizado con Ytrio). Cristalográficamente, el circonio a presión y temperatura ambiente, se encuentra en la denominada fase monoclinica. Cuando el óxido de circonio adquiere la temperatura de 1170°C, cambia de estructura pasando a la denominada fase cúbica.

Garvie en 1975 describió el denominado fenómeno de transformación resistente mediante el cual la zirconia parcialmente estabilizada en fase tetragonal, ante la presencia de una zona de alto estrés como es la punta de una grieta, sufre un cambio de fase en dicha zona, pasando a cristalizar esa área en fase monoclinica. Dicho cambio trae consigo un aumento de volumen de la partícula de zirconia de aproximadamente un 5% capaz de sellar la grieta.

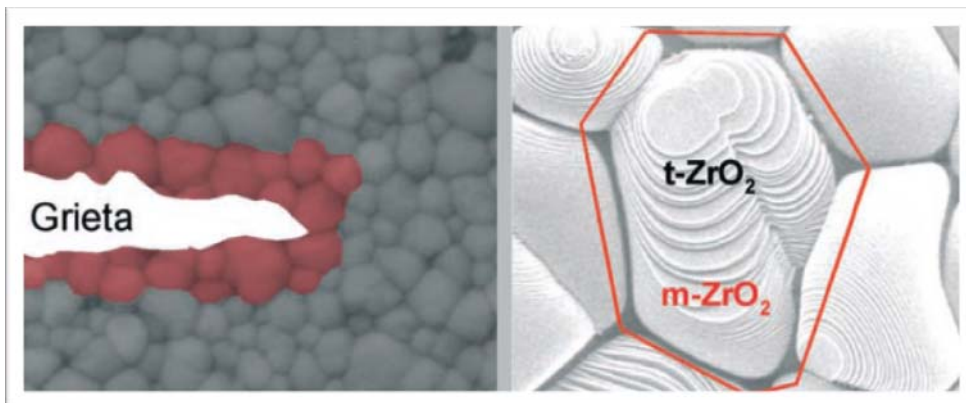


Fig 1. Transformación resistente del óxido de circonio

Así pues, finalmente lo que se consigue es una cicatrización de dicho área evitando la propagación de dicha grieta ^{14, 15, 17}. Esta propiedad que le confiere a estas cerámicas una resistencia a la flexión de aproximadamente 900-1000MPa, lo que supera con un amplio margen a las prótesis confeccionadas en alúmina, lo cual permite su uso incluso la confección de coronas y puentes de hasta 4 unidades o con una longitud anatómica máxima de 38mm ^{15, 16, 18, 19}.

Sin embargo, la zirconia a temperatura ambiente se encuentra en fase monoclinica y no tetragonal, por lo que es necesario el empleo de otro elemento como el Ytrio o el Niobio entre otros, para estabilizar la zirconia.

En la actualidad existen muchos sistemas compuestos por zirconia, entre los que cabe destacar:

- Lava™ All Ceramic System (3M ESPE).
- Cercon® (Dentsply- DeguDent).
- NobelProcera® Zirconia (Nobel Biocare).
- In-Ceram® YZ (VITA).
- IPS e.max® ZIRCAD (Ivoclar).
- DC-Zircon® (DCS Dental AG).
- Denzir® (Dentronic).
- Hint-Els® Zirconium TPZ.

1.2.1.4. Según la técnica de confección

La clasificación de las cerámicas, analizando únicamente la técnica de confección en el laboratorio, resulta muy útil y representativa, pudiendo distinguir varios grupos:

- Técnica de condensación: en este grupo incluimos todas aquellas cerámicas que se fabrican en el laboratorio mediante condensación previa a la fase de cocción. El conformado de la cerámica se ejecuta sobre una base o muñón resistente al calor, lo que permite su sinterización posterior mediante horneados correspondientes.

- Sustitución a la cera perdida: están basadas en el modelado de un patrón de cera que posteriormente se transforma mediante técnicas de colado ó de inyección por presión en una cofia interna cerámica, siguiendo la técnica clásica para metales^{10, 11}.

- Técnica de colado: desde principios del siglo XX existen diferentes procedimientos descritos para colar porcelanas. Todos ellos encontraban dificultades al fundir las porcelanas formándose masas pastosas y , además, dificultad para encontrar materiales refractarios a los que no se adhiriera la porcelana fundida.

Sin embargo, actualmente han surgido composiciones que, una vez fundidas, presentan una fluidez adecuada apta para trabajar mediante estos sistemas.

Es necesario equipamiento especial^{4, 7, 8, 10, 11}.

- Dicor® (Dentsply)
- Cerapearl® (Kyocera)

- Técnica de inyección por presión: esta técnica se basa en un calentamiento del vidrio hasta alcanzar una consistencia plástica, como en la técnica anterior, pero el paso de la porcelana hacia el interior del cilindro no se realizará por centrifugado, sino que lo hará mediante la inyección por presión actuando como pistón un cilindro de material refractario. Esto aumenta la resistencia mecánica al disminuir la microporosidad, y permite una distribución más uniforme de los cristales en la matriz^{20, 21}

Los sistemas más representativos de esta técnica son:

- IPS Empress® I y II (Ivoclar)
- Finesse® All Ceramic (Dentsply)

- Procesado por ordenador (CAD/CAM): este grupo está constituido por aquellos materiales cerámicos que se fabrican mediante sistemas que tanto diseñan como mecanizan, o elaboran, las restauraciones a través de ordenadores.

1.3 TECNOLOGÍA CAD/CAM

La tecnología CAD/CAM es un método de producción que aúna los conocimientos informáticos para aplicarlos tanto en el diseño como en la fabricación de piezas. Esta tecnología se ha venido empleando en multitud de campos en ingeniería desde hace varias décadas.²² Sus siglas corresponden a las siguientes palabras en la lengua inglesa: Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing, que traducido al español quiere decir: diseño asistido por ordenador / fabricación asistida por computadora.

En Odontología se empezaron a desarrollar sistemas CAD/CAM para la confección de restauraciones cuyos principales objetivos eran: evitar las distorsiones inherentes al proceso de elaboración tradicional, disminuir los tiempos de trabajo y conseguir restauraciones altamente precisas y resistentes.

Estos sistemas se introdujeron en el campo de la odontología en 1971 de forma experimental y teórica y fue en la década de los ochenta cuando Mörmann, de la Universidad de Zurich (Suiza), y Brandestini Brains Inc., Zollikon (Suiza), aplicaron estos sistemas a la clínica desarrollando el sistema Cerec²³. Durante esta década aparecieron diferentes sistemas como los de Duret y el sistema Minnesota.²⁴

La tecnología CAD/CAM es el futuro, ya presente, tanto de la prostodoncia como de otros campos de la odontología como el diagnóstico o la cirugía implantológica,

mediante el empleo de un software de planificación y la creación de férulas quirúrgicas que optimizan y disminuyen la agresividad de las intervenciones, haciéndolas mínimamente invasivas.

En paralelo, los sistemas CAD/CAM para centros de producción comercial y los laboratorios dentales han extendido el rango de materiales usados y fabricados por estos sistemas.

El primer intento de automatizar la producción de restauraciones dentales surge hace 20 años, persiguiendo conseguir los siguientes objetivos:

- Producir materiales de elevada o mayor calidad utilizando bloques comercializados de diferentes materiales.
- Estandarizar los procedimientos de fabricación de las restauraciones.
- Reducir los costes de producción, al simplificar el método y reducir el tiempo empleado. ²⁵
-

La integración de estas tecnologías ha resultado en la introducción de varios sistemas sofisticados de CAD/CAM tales como: Cerec 3 e InLab, DCS® Precident, Procera®, Lava®, Cercon®Smart Ceramics, Everest®, Denzir®, Dentscan® y Evolution®D4D.

1. 3.1 Fases de los sistemas CAD/CAM

1.3.1.1 Digitalización

- *Mecánica ó táctil*: por contacto directo, como el sistema Procera® (Nobel Biocare). Se caracteriza por la presencia de una sonda mecánica que recorriendo la superficie del objeto reproduce la morfología. Son extremadamente precisos, y por ello, muy usados en la industria manufacturera. Con la desventaja de tener que “tocar” el objeto que se va a reproducir exponiendo el último a la posibilidad de ser modificado, lo cual constituye un límite evidente cuando se trata de objetos delicados y únicos. La segunda desventaja es en el tiempo de ejecución del escaneado, siendo relativamente más elevado que los que no necesitan contacto.

En general, el movimiento de la sonda no supera los cientos de Hertz, mientras el escáner óptico puede trabajar hasta 500khz. Por último, la forma del objeto debe permitir el libre movimiento de la sonda en todo su desarrollo, lo cual a veces no es posible en el caso de sólidos con retenciones.

- *Óptica*: mediante una cámara intraoral, o bien mediante diferentes tipos de escáneres de empleo sobre los modelos de yeso obtenidos a partir de impresiones de manera convencional, pudiendo éstos ser de mecanismos diversos (láser, estereofotogrametría, luz blanca...).

Los medios ópticos permiten el escaneado del objeto sin contactar con el mismo, por lo que presenta una ventaja cuando el objeto es blando o frágil. No obstante, las propiedades ópticas del objeto podrían influir en la exactitud de los datos obtenidos en el escaneado. Naturalmente existen varios modos para mejorar estos inconvenientes, por ejemplo recubriendo el objeto con una capa sutil y uniforme de polvo blanco. En el caso de los pilares protésicos se pueden usar polvos finos de bióxido de titanio y óxido de magnesio para recubrir el pilar.

En la mayoría de los casos, el escáner usado para captar los datos, es una parte integral del sistema CAD/CAM y opera sólo en combinación con un software específico. La aparición de los sistemas abiertos permite combinar diferentes escáneres y softwares de diseño, ampliándose de esta forma las distintas posibilidades de restauración.

Es importante destacar que gran parte del éxito del resultado final depende de la precisión y de la fiabilidad de los datos que se obtengan en el escaneado del modelo.^{26, 27}

1.3.1.2 Diseño por ordenador

Mediante un software, específico de cada sistema, se diseña la cofia de la estructura protésica. Hay varios sistemas disponibles para el diseño virtual 3D de las restauraciones. El usuario generalmente tiene la opción de modificar el diseño generado virtualmente en relación a sus preferencias. Una vez que el diseño ha sido completado, el software CAD transforma el modelo virtual en una serie de comandos específicos.

1.3.1.3 Mecanizado.

Este paso varía en función de los distintos sistemas y los diferentes materiales que se vayan a emplear.

Los primeros sistemas sólo generaban la restauración cortando bloques prefabricados con el uso de fresas, diamantes o discos de diamante, ésta aproximación fue llamada “método sustractivo”, ya que el material es sustraído de un bloque. Con este sistema

se perdía una gran cantidad de material, ya que se usa aproximadamente el 99% del bloque para crear una restauración típica. Se desarrolló como sistema alternativo, el método de fabricación libre a partir de un sólido, en el que el diseño por ordenador crea una trayectoria, construyendo una parte del baño cerámico o de polvo metálico, y

añadiendo material continuamente hasta que es completado; de esta forma no hay excesos de material. Éste es el “método aditivo”.

Algunos sistemas CAD/CAM utilizan combinaciones de ambos sistemas, como es el caso de Procera®System (Nobel Biocare), una primera pieza de metal agrandado es fabricada a partir de los datos tridimensionales mediante el método sustractivo, luego se compacta el polvo del material sobre la superficie de metal para crear un bloque de mayor tamaño por el método aditivo. La pieza de mayor tamaño se sinteriza, para hacer el material lo más denso posible y para alcanzar el tamaño correcto en compensación con la contracción.²⁵

Los sistemas se diferencian fundamentalmente en el tipo de recogida de datos tridimensionales de los dientes pilares, es decir, en la primera fase de digitalización. Por el contrario, la fabricación automatizada (CAM) de las piezas de material cerámico es muy parecida en todos los sistemas y consiste en una máquina de control numérico (NC) con dispositivos específicos para el material de fresado o tallado, que son móviles en los 3 ejes aunque ya existen en el mercado sistemas de 5 ejes.

Según Mehl y cols,²⁸ estos sistemas permiten elaborar restauraciones dentales con materiales de primera calidad y alta tecnología, mediante el empleo de materiales homogéneos, que no son alterados durante la preparación. Los sistemas CAD/CAM presentan ciertas ventajas²⁹ con respecto a los sistemas tradicionales tales como: reducción del tiempo de trabajo, al eliminar algunos pasos de técnicas de laboratorio aún necesarios con los métodos convencionales (encerado, revestimiento, colado), por lo tanto, pueden evitarse las variaciones que se producen durante dichos procesos. Este método automatizado supone un ahorro de tiempo, lo cual en algunas técnicas, puede evitar tener que preparar restauraciones provisionales, y acortar o reducir el número de visitas. Además permite técnicas mínimamente invasivas, pudiendo en algunos casos, evitar la toma de impresiones.

Permiten obtener restauraciones precisas, con valores de ajuste marginal dentro de los límites clínicamente aceptables (< 120µm). Pueden emplear diferentes materiales, según el sistema: cerámica, resina compuesta, titanio comercialmente puro, e incluso cromo-cobalto, siendo el más ampliamente utilizado la cerámica.

En cambio, presentan como inconvenientes: el requerimiento de un equipamiento específico de cada sistema y costoso, así como la necesidad de un entrenamiento y aprendizaje por parte del profesional y/o técnico para manejar el sistema y estar familiarizado con los aspectos clínicos y de laboratorio. Ello incluye la impresión óptica o

el escaneado de los modelos, el ordenador, el software, instrumental y maquinaria, el material, entre otros. Además el CAD registra lo que ve, por lo que precisa de preparaciones dentarias nítidas.³⁰

1.3.2 Clasificación sistemas CAD/CAM

Estos sistemas se pueden clasificar en:

- Métodos directos: sistemas CAD/CAM totalmente integrados.
- Métodos indirectos: que se subdividen en dos grupos en función de la localización de la operación de CAD:
 - La impresión (óptica u otra) se toma en el gabinete dental, donde se realiza la operación CAD. Se transmiten los datos a una estación central de CAM para la confección de la restauración.
 - La impresión se toma en la consulta. La información recogida se transmite a una estación central donde operan los módulos CAD y CAM.

Las posibilidades que ofrecen los sistemas CAD/CAM son múltiples y son el resultado de una larga evolución que todavía no ha llegado a su fin.

Los sistemas CAD/CAM no sólo sirven para la confección de restauraciones de prótesis dental, sino también para confeccionar prótesis faciales, e incluso para minimizar al máximo las posibles complicaciones a la hora de realizar dichas restauraciones dentales desde el momento inicial de la colocación en los casos de implantes^{31, 32}.

Del mismo modo, cabe citar la nueva incorporación al mercado de los sistemas de escaneado intraoral, como el anteriormente citado CEREC 3D o el sistema Lava COS (3M ESPE) que responde a la siglas Charside Oral Scanner, que permite realizar impresiones digitales intrabucales de arcadas completas.^{33,34} De esta forma se evitan las molestias y los costes que suponen el material de impresión, además de aportar eficacia, confort y mejorar la comunicación con el paciente al permitir una evaluación directa de la calidad del modelo y, por tanto, reducción de las fuentes de error.

El sistema Lava COS permite la confección de coronas unitarias, carillas, inlays, onlays, restauraciones múltiples, puentes de tres y cuatro piezas y pilares de implantes. El modelo maestro se obtiene mediante estereolitografía, pudiéndose elegir la técnica de confección de la prótesis, optando por técnicas de colado o fresado mediante CAD/CAM.

Otros sistemas de impresión digital similares al anteriormente descrito son el iTero (Cadent) y el sistema E4D Dentist (D4D TECH), los cuales siguen la misma línea que el anterior. Su finalidad es hacer restauraciones, enviando el modelo virtual mediante un archivo digital al laboratorio; actualmente ya están funcionando en el mercado europeo.^{35,36}

1.3.3. Modelos de producción CAD/CAM

1.3.3.1 Modelos de sistema en el gabinete dental. El primero y único comercializado es el sistema Cerec³⁷® (SIRONA), con él, los 3 pasos pueden hacerse en el gabinete dental.

1.3.3.2 Laboratorio dental. Es similar al utilizado en la producción de restauraciones convencionales. El profesional envía una impresión o modelo, y la arcada antagonista al laboratorio, donde se fabrica la restauración. La única diferencia es que al menos, parte de la fabricación está automatizada.

1.3.3.3 Modelo de laboratorio dental-centro de producción. El laboratorio dental tiene los datos y el software necesario para su procesamiento. El técnico de laboratorio escanea los modelos y diseña las restauraciones, manda el diseño final a un centro de producción.

1.3.3.4 Modelo de trabajo compartido o concepto abierto. Similar al anterior pero participan múltiples laboratorios y/o colaboran varios centros de producción, lo que permite mayor flexibilidad en la elección de los materiales y estrategias de precio. Sólo unos pocos ofrecen esta posibilidad: ZENO®TEC, , 3Shape Dental System, Laserdental®

	CEREC	DCS PRESIDENT	PROCERA	DCM CERCON	EVEREST
Empleo	Clínica	Laboratorio	Laboratorio	Laboratorio	Laboratorio
Escaneado	Cerec3D:escáner óptico. Precisión:25-30µm	Escáner óptico por láser (Preciscan) Precisión:1-5µm	Escáner mecánico con sonda.Precisión:10 Escáner Procera Forte	Láser, barrido óptico	Escáner óptico, luz por franjas. Precisión:20µm
Materiales	alúmina y zirconio.	Ti, Zr,metales, composites reforzados con fibra de vidrio.	Alúmina,Zr gingivazirconia	Cofia dióxido Zr y porcelana baja fusión	C.Vidrio reforzada con leucita, óxido de zirconio, titanio
Prótesis	Cerec 3D:inlays, onlays, coronas parciales, post. Y ant. Puentes 3 piezas.	Puentes cerámica,coronas telescópicas o cónicas.	Cor,carillas,ptes14unidades prót. sobre implantes	Puentes	Incrus,veneers, Cofias,cor,ptes, Estruc.
Oclusión	No articulador virtual	No	No	No	No

Tabla 2.Comparativa de algunos sistemas cerámicos de circonio

1.4 SELLADO MARGINAL

El ajuste o sellado marginal en prótesis fija se define como la exactitud con la que una restauración encaja sobre una línea de terminación, previamente tallada por medio de un instrumento rotatorio diamantado de alta velocidad, en la porción cervical de la corona dentaria.^{38,39}

Junto a la resistencia a la fractura, la oclusión y la estética, el ajuste marginal constituye una de las condiciones más importantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones.

38

Las restauraciones indirectas, al confeccionarse fuera de boca y posteriormente fijarse a la preparación dentaria, generan una interfase, es decir, que siempre va a existir un espacio real o virtual entre la preparación y la restauración. Así, la función del agente cementante será aumentar la retención entre ambos elementos y de esta forma mantener la integridad total de la restauración.

Cuanto mayor sea la discrepancia, mayor cantidad de material cementante quedará expuesto al entorno oral. Una gran discrepancia marginal también se relaciona con un índice de placa más alto y con pérdida de inserción.⁴⁰

Al realizar prótesis sobre implantes el ajuste marginal no es tan necesario para evitar caries secundaria, ni hipersensibilidad, pues obviamente, el pilar metálico o cerámico no puede sufrir ese tipo de patología, pero sí que es necesario para evitar patología periodontal, pues si existe un desajuste marginal puede acumularse en esa zona bacterias patógenas.

Cabe distinguir entre los conceptos de ajuste marginal y ajuste pasivo. Ajuste marginal implica la relación de encaje que tiene dos cuerpos de forma estática, es decir, la cantidad de interfase que existe entre una estructura protésica y el muñón sobre el que encaja y sobre el que se fija mediante un tornillo o cemento dental.

Ajuste pasivo implica el mismo concepto pero con un añadido, los cuerpos deben encajar sin que exista una fuerza externa que los haga encajar.

El ajuste interno y marginal son factores cruciales para la evaluación de la calidad de las restauraciones fijas, ya que los desajustes a este nivel son los responsables de una serie de alteraciones que van a desembocar con el paso del tiempo al fracaso del tratamiento.

Por ello, para asegurar la longevidad de una restauración es crucial que la interfase sea mínima.

Sin embargo, la terminología para describir este concepto varía ampliamente de unos autores a otros, lo cual constituye una fuente de confusión cuando se comparan diferentes estudios.^{41 42} En muchos casos, llegan a una conclusión basadas en su propia definición lo que hace que los resultados obtenidos y las conclusiones de los trabajos en muchas ocasiones no sean comparables entre sí, ni extrapolables.

Con el fin de evitar estas discrepancias entre los diferentes investigadores, Holmes y Cols⁴³ definen el ajuste en términos de desajuste medido en varios puntos entre la superficie de la restauración y el diente:

- Desajuste interno: como la distancia existente entre la restauración y la preparación medida en la región interna.
- Desajuste marginal: la distancia perpendicular existente entre la restauración y la preparación medida a nivel del margen.
- Desajuste marginal vertical: es la distancia que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial de la preparación medida paralelamente a la vía de inserción de la restauración.
- Desajuste marginal horizontal: es el desajuste que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial medida perpendicularmente a la vía de inserción de la restauración.
- Margen sobreextendido: es la distancia que existe desde el desajuste externo hasta el margen de la restauración, es decir, el tramo de prótesis que rebasa la línea de terminación.
- Margen infraextendido: es la distancia desde el desajuste externo hasta el ángulo cavosuperficial de la preparación. En este caso, es el diente que sobrepasa la restauración.
- Desajuste marginal absoluto o total: es la máxima distancia que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial del diente. Dicha medida corresponde a la combinación angular del desajuste marginal y el sobreextendido o infraextendido.

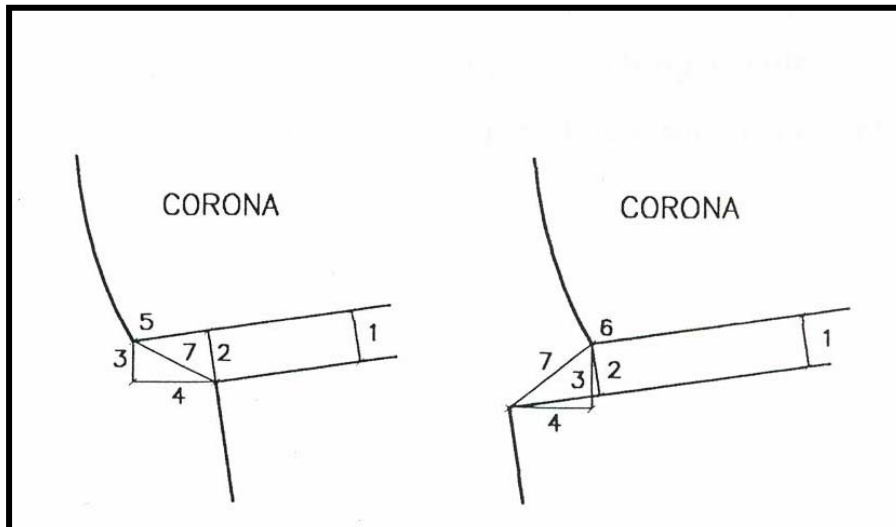


Fig.2.Desajuste marginal. (Modificado de Holmes y cols.). 1= Desajuste interno; 2= Desajuste marginal o externo; 3= Desajuste vertical; 4= Desajuste horizontal; 5= Margen sobrecontorneado; 6= Margen infracontorneado; 7=Desajuste total.

Holmes y cols 1989 también clasificaron los posibles defectos marginales en cuatro tipos de discrepancias marginales (fig. 2):

- Sin defectos: la discrepancia marginal absoluta es nula. No existen defectos ni verticales ni horizontales. Se trata del ajuste ideal.
- Defectos verticales: la discrepancia en este caso es puramente vertical, no ha defectos de extensión. El desajuste marginal absoluto coincide con el vertical, externo e interno.
- Defectos horizontales: no existen defectos verticales, sólo horizontales. En este tipo la discrepancia marginal horizontal coincide con la absoluta, que es el error de extensión. Por lo tanto, en este grupo se pueden encontrar dos subtipos de defectos horizontales:
 - Defectos de sobreextensión.
 - Defectos de infraextensión.
- Defectos mixtos: son una combinación de todos los defectos anteriores, son los más usuales, ya que encontrar defectos verticales u horizontales puros es muy difícil. Existen dos grupos:
 - Defectos verticales sobreextendidos.
 - Defectos verticales infraextendidos.

La falta de sellado marginal puede dar lugar a una serie de complicaciones que pueden aparecer aisladas o combinadas y que se clasifican en biológicas, estéticas y mecánicas. Las consecuencias biológicas^{42, 44} afectan a la salud de los dientes y el periodonto. Derivan de la acumulación de placa bacteriana alrededor de las restauraciones cuando no hay un buen ajuste. Pueden ser complicaciones dentales tales como: caries, pulpitis, necrosis, e incluso fractura; y complicaciones periodontales, como gingivitis, periodontitis, recesiones gingivales o pérdida del hueso alveolar, entre otros

.Y como consecuencia de éstas, pueden surgir las complicaciones estéticas^{44,45} pues los tejidos periodontales pueden verse afectados en forma, color, textura, consistencia, etc.

Y finalmente las mecánicas^{42,45} que afectan a la integridad, retención y durabilidad de las restauraciones y que se basan en que cuanto mayor sea el contacto entre la superficie interna de la restauración y el diente, mayor será la retención.

Sin embargo, actualmente no existe un consenso sobre el tamaño de la interfase aceptable desde el punto de vista clínico, pues la adaptación final va a depender también de otros factores como son: Los pilares y la línea de terminación, la técnica de confección, la técnica de impresión y el material usado, el agente cementante, así como la técnica de cementado.

La mayoría de los autores coinciden en que un ajuste marginal entre 100-120µm parece ser el rango para ser considerado clínicamente aceptable de cara a la longevidad de las restauraciones.

Mc Lean y von Fraunhofer⁴⁶ en 1971 encontraron que discrepancias por debajo de los 80 µm eran difíciles de detectar clínicamente. Estos mismos autores en su amplio estudio sobre mil restauraciones, durante cinco años, concluyen que 120 µm, representa la apertura marginal máxima clínicamente aceptable, valor que es unánimemente aceptado por la mayoría de los autores.^{47,48}

1.4.1 Factores que influyen en la adaptación de las restauraciones

En la evaluación de los diferentes estudios sobre la discrepancia marginal hay que tener en cuenta diversos factores que influyen en la adaptación de las restauraciones, como son:

- Tamaño muestral.
- Línea de terminación.
- Momento de medición: antes o después del cementado de las restauraciones.
- Agente cementante y técnica de cementado.
- Almacenamiento y tratamiento después del cementado.
- Técnica empleada en la medición (microscopía, microfiltración, perfilometría, etc.).
- Tipo de estudio.
- Localización de las mediciones.

1.4.1.1 Línea de terminación:

Se define como la configuración del margen de las preparaciones para las restauraciones de prótesis fija.⁴⁹ Este concepto ha sido motivo de diferentes estudios y controversias, ya que el éxito de una restauración dependerá de la adaptación de sus márgenes a la línea de terminación. Ello asegurará la integridad marginal, mecánica, biológica y estética.

Los objetivos a cumplir durante la preparación de dicha línea de terminación van encaminados a obtener una adecuada adaptación marginal que aseguran la durabilidad de la restauración. Entre ellos cabe destacar: remoción de la caries a ese nivel, fácil preparación, fácil de identificar en la impresión y en el troquel de trabajo, proporcionar el suficiente volumen para la restauración, suficiente resistencia para soportar la deformación durante la función, ser regular y liso, no dejar prismas de esmalte sin soporte, y ser lo más conservador posible con la estructura dentaria.

1.4.1.2 Convergencia oclusal del muñón.

Se define como el ángulo de convergencia entre dos superficies axiales opuestas. La preparación de un muñón para una corona de recubrimiento total necesita de una mínima conicidad entre sus paredes para permitir un correcto asentamiento así como facilitar la expulsión del agente cementante. Distintos autores concluyen en sus estudios que una

mayor convergencia, disminuye la discrepancia marginal al facilitar el escape del agente cementante. Sin embargo, también se ha demostrado que a mayor convergencia, menor es la retención de la restauración.⁵⁰ En base a estos factores, se estima que la conicidad ideal entre las paredes de una restauración es de entre 3 y 12°.

1.4.1.3 Técnica de confección.

El objetivo de las nuevas tecnologías CAD/CAM es la obtención de restauraciones de gran exactitud. Superan las técnicas convencionales ahorrando tiempo y evitando las distorsiones inherentes a los métodos manuales.⁵¹

1.4.1.4 Cocción de porcelana.

Determinados estudios concluyen que cuando la porcelana es sometida a varias fases de cocción no afectan de forma significativa al ajuste marginal de las restauraciones.⁵²

Sin embargo, otros autores afirman que las distintas fases de cocción de la porcelana en las restauraciones ceramo-metálicas pueden afectar de forma significativa el sellado marginal.^{53,54} Este hecho también puede observarse en las restauraciones cerámicas.

1.4.1.5 Cementado.

Esta fase es esencial para el éxito a largo plazo de las restauraciones de prótesis fija, pues está directamente relacionado con la retención y el sellado marginal de las mismas.^{55,56}

El agente cementante tiene dos funciones fundamentales: por un lado, aumentar la superficie de fricción entre la preparación y la restauración, viéndose incrementada así la retención; y por otro lado, mantener la integridad de los pilares preparados, evitando su exposición a los fluidos bucales.⁵⁴

Con respecto al lugar de aplicación del cemento, se obtienen mejores resultados cuando el agente cementante se aplica sobre la preparación y no sobre la restauración ya que se ha observado que, al descender apicalmente la restauración, el cemento es impulsado hacia los márgenes y hacia el exterior, y no si se aplica sobre la restauración donde se

produciría un aumento de la presión hidráulica a nivel de la cara oclusal, y ello impediría el correcto asentamiento de la restauración.⁵⁷

1.4.2 Propiedades de los agentes cementantes

Todos los cementos han de cumplir una serie de propiedades ideales.^{58, 59}

- Propiedades biológicas: biocompatibles, no tóxicos ni alergénicos, deben inhibir el acúmulo de placa así como la formación de caries.
- Propiedades mecánicas: baja solubilidad, resistencia a la compresión a la tracción, módulo de elasticidad adecuado^{60,61}
- Propiedades estéticas: su color debe asemejarse al diente natural.
- Propiedades de trabajo: tiempo de trabajo prolongado y de fraguado rápido, baja viscosidad, de fácil manipulación.
- Bajo coste.

Actualmente, no existe ningún cemento que cumpla con todos los requisitos. Por ello, se deben conocer las características de los agentes disponibles para saber elegir el más apropiado para cada caso. Dependiendo del tipo de restauración, si es ceramo-metálica o cerámica, habrá que seleccionar un tipo u otro de cemento.^{49,57}

1.4.3 Técnicas de medición del ajuste marginal

Los puntos de referencia para las mediciones y la terminología descriptiva para definir "ajuste" varían considerablemente entre los investigadores. A menudo el mismo término es utilizado para referirse a diferentes medidas o diferentes términos son utilizados para referirse a la misma medida. Esto significa una constante fuente de confusión cuando se comparan los diferentes estudios^{62,63}

No fue hasta 1989 cuando Holmes et al unificaron las referencias empleadas para medir la interfase marginal⁴³

De todos los parámetros propuestos por estos autores, la discrepancia absoluta es el índice más representativo porque es una combinación del desajuste vertical y horizontal. A pesar de ello, resulta complicado resumir en un sólo dato toda la información presente en el "gap". Por este motivo, es imprescindible realizar varias mediciones a lo largo del margen si se quieren obtener unos resultados relevantes. Según Groten et al, se

necesitan como mínimo cincuenta registros para analizar correctamente la adaptación de una corona^{64, 65}

El modo más simple, que se viene utilizando clásicamente para comprobar en clínica el ajuste de una restauración totalmente cerámica, es la observación visual directa y el sondaje de la interfase diente-restauración, aceptando como válidas, aquéllas prótesis en las que la sonda no penetra en el surco entre la restauración y el diente⁶⁶. Sin embargo, estos métodos no poseen la suficiente sensibilidad como para ser utilizados en investigación, ya que, habitualmente no se conoce el valor del diámetro de la sonda, y aunque se mida, éste puede variar mucho debido al uso y resulta complicado detectar espacios mayores a 80 μm ⁶⁷.

Por ello, son preferibles otros sistemas que consisten en medir el ajuste que presenta una restauración, una vez colocada en la boca del paciente, realizando un duplicado de la misma⁶⁶

Se han descrito varias técnicas para analizar in vitro el sellado marginal de una prótesis fija:

1.4.3.1 Métodos directos: la medición externa del ajuste a nivel de la línea de terminación directamente sobre las probetas pueden realizarse con lupas; microscopía óptica;⁶⁸ perfilometría; microscopía de fluorescencia;⁶⁹ microscopía electrónica de barrido (MEB) y analizador de imagen.⁷⁰

Los estudios de microfiltración consisten en someter a la unión diente-restauración a la acción de un colorante. Las soluciones que se emplean para la tinción de las muestras son generalmente el azul de metileno y la fucsina básica, aunque también se pueden usar otras como el nitrato de plata, la eosina o isótopos radiactivos. A continuación, los especímenes se seccionan y mediante un microscopio óptico o estereoscópico se evalúan en base a unos criterios. Los principales inconvenientes de este método son la subjetividad de sus registros al utilizar escalas semicuantitativas que asignan valores numéricos a distintos grados de microfiltración y la pérdida de información que supone el análisis de secciones transversales ya que el desajuste puede variar en función de la localización⁷¹

El examen marginal mediante perfilometría se basa en registrar informáticamente la morfología axial de la preparación junto con el perfil de emergencia de la restauración y, seguidamente, contrastar ambas imágenes valorando su adaptación. La mayor ventaja de este método es que se puede obtener una secuencia completa del desajuste de una forma rápida y no destructiva⁴¹.

Otro método es la medición de la interfase marginal mediante un equipo de análisis de imagen. Se trata de una técnica simple y conservadora. Con este método se puede examinar claramente la interfase restauración-probeta sin necesidad de cortar el espécimen. Se pueden realizar mediciones del ajuste de una forma sistemática y objetiva
41, 72

Otro método es la medición de la interfase marginal mediante microscopía electrónica de barrido (MEB). Se trata de una técnica conservadora, con un excelente poder de magnificación que permite analizar con gran precisión la discrepancia y la calidad marginal. Empleando MEB se puede explorar repetidamente todo el perímetro de la prótesis y, al mismo tiempo, se puede caracterizar el material mediante espectrometría dispersiva. Pero, el MEB también tiene limitaciones ya que requiere una preparación previa de las muestras (fijación, metalización, etc.) y la exactitud de sus medidas depende del ángulo de observación⁷²

- 1.4.3.2 Métodos indirectos: son sistemas que evalúan a lo largo de toda la superficie de contacto el ajuste interno de la restauración. La mayoría de los estudios analizan el espesor de la película de un material de impresión interpuesto entre la restauración y la probeta previo al cementado, generalmente suele ser silicona fluida o resina, y posteriormente es examinado por barrido óptico o con láser. La ventaja de este método es que no es invasivo y permite su uso tanto en clínica como en el laboratorio. La principal limitación es que las medidas al realizarse en réplicas son más inexactas, sobre todo, las correspondientes a los márgenes interproximales y/o subgingivales que siempre son más difíciles de reproducir.

2. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Uno de los principales y más importantes objetivos en la prótesis fija sobre implantes es garantizar la máxima longevidad de las mismas. Tanto el correcto ajuste restauración-pilar como la técnica de confección está íntimamente relacionado con el pronóstico y la supervivencia de dichas restauraciones.

Tanto las restauraciones ceramometálicas, como la confección de restauraciones mediante la técnica del colado a la cera pérdida siguen siendo las más habituales hasta el momento. Sin embargo, en relación a las restauraciones ceramometálicas, presentan algunos inconvenientes como es la estética ya que, debido a la infraestructura metálica que poseen, no se produce una adecuada reflexión de la luz.

Debido a la elevada demanda estética por parte de los pacientes, nos encontramos que los recientes estudios realizados con los nuevos sistemas cerámicos basados en la tecnología CAD/CAM parece que muestran resultados superiores a las técnicas convencionales y evitan las distorsiones inherentes a los métodos manuales.

El óxido de circonio actualmente es el material cerámico más resistente y estable en el mercado aunque presenta cierta dificultad de manejo al tener que someterse a un proceso de sinterización, y además presenta el problema de la delaminación o chipping de la cerámica de recubrimiento.^{73, 74}

En adición, existe controversia sobre el papel de la adición de la cerámica de recubrimiento sobre la discrepancia marginal de las restauraciones de óxido de circonio.^{75, 76, 77}

Debido a ello se ha introducido en el mercado el óxido de circonio monolítico, el cual permite la fabricación de la restauración a partir de un bloque eliminando procesos posteriores de aplicación de la cerámica de recubrimiento.

Ante la necesidad de obtener restauraciones cerámicas con un óptimo ajuste marginal, se planteo la siguiente hipótesis nula (H_0):

No existirán diferencias en el ajuste marginal de restauraciones de zirconia con cerámica de recubrimiento y zirconia monolítica sobre pilar de zirconia en un sistema de implante con conexión hexagonal interna

3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

El interés por la estética dental ha estado presente a lo largo de la historia, sin embargo, es a finales del siglo XIX y comienzos del siglo XX cuando se dispone de materiales estéticos como las cerámicas.

Las primeras cerámicas que aparecieron en el mercado no estaban exentas de complicaciones por lo que en la década de 1960 aparecieron las restauraciones ceramometálicas, que aún hoy en día continúan siendo las más utilizadas por el buen pronóstico a largo plazo que ofrecen. Sin embargo, este tipo de restauraciones presentan ciertos problemas estéticos ya que su infraestructura metálica no permite una adecuada reflexión de la luz.

En la actualidad, debido a la amplia oferta de sistemas cerámicos disponibles es posible confeccionar restauraciones con una estética muy similar a la del diente natural, y con unos sellados marginales dentro de los límites aceptados clínicamente.

Un reto importante de las restauraciones cerámicas es su resistencia a la fractura, sobre todo en los sectores posteriores, Por ello desde el año 2000 las investigaciones se centran en los sistemas cerámicos a base de óxido de circonio, que es el material cerámico más resistente y estable del mercado hasta el momento. Durante este tiempo, además se han ido perfeccionando las tecnologías CAD/CAM, para conseguir unos ajustes óptimos de las restauraciones.

El problema que plantean las restauraciones de zirconia en lo referente al chipping de la cerámica de recubrimiento hace que en los últimos años se haya ido perfeccionado la técnica de confección de las restauraciones de zirconia. La técnica inicial y la mas extendida parte de bloques de zirconia presinterizados que posteriormente se sinterizan en un horno y se someten a la técnica de capas para la aplicación de la cerámica de recubrimiento. Muy recientemente se ha introducido la posibilidad de confeccionar restauraciones cerámicas de zirconia monolítica.

Debido a la recientísima introducción de este material no existen aún estudios in vitro o clínicos que evalúen su comportamiento. Por ello en el presente trabajo de investigación se pretende analizar el comportamiento de la zirconia monolítica en cuanto al ajuste marginal en coronas de recubrimiento total sobre pilares de zirconia.

Los objetivos planteados en el presente trabajo de investigación fueron los siguientes:

1. Analizar si el sellado marginal de coronas unitarias de óxido de circonio fabricadas con dos técnicas de confección diferentes (núcleo-cerámica de recubrimiento y monolítico), sobre pilares de óxido de circonio, se encuentra dentro de los límites aceptados clínicamente.
2. Evaluar la discrepancia marginal en restauraciones unitarias de óxido de circonio y técnica de capas para la cerámica de recubrimiento
3. Evaluar la discrepancia marginal en restauraciones unitarias de óxido de circonio monolítico
4. Valorar si existen discrepancias en el ajuste entre las caras vestibular y lingual de cada uno de los grupos.

4. MATERIAL Y MÉTODO

4.1 MUESTRA Y SELECCIÓN DE GRUPOS

El presente trabajo de investigación se realizó in vitro, para lo cual se seleccionaron dos tipos de restauraciones de zirconia sobre un pilar de zirconia de la casa Zimmer®:

- Coronas con núcleo de zirconia-cerámica de recubrimiento cementados sobre pilar de zirconio
- Coronas de zirconia monolítica cementadas sobre pilar de zirconio.

Se realizaron dos grupos de 10 implantes de titanio cada uno con un pilar de zirconia atornillado según las indicaciones del fabricante.



Fig 3, 4: pilares circonio atornillado

En un primer grupo se cementaron 10 coronas con núcleo de zirconia-cerámica de recubrimiento y en un segundo grupo se cementaron las restauraciones de zirconia monolítica.

4.2 CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS

En el Taller Mecánico de la Facultad de Ciencias Físicas de la UCM, se fabricaron 20 probetas en metacrilato mecanizado macizo, 10 por grupo; a partir de un diseño planta, alzado y vistas, realizado con el programa informático Autocad versión 14R., esta probeta se utilizará como base de retención del implante seleccionado.

La base presenta las siguientes características: (anexal trabajo de investigación)

- Anchura: 1,5 mm.
- Profundidad: 1,5 mm.
- Altura: 1mm

- perforación en el punto medio para alojar el implante: diámetro: 3,4 mm.



Fig 5: probeta

4.3 CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS

La distribución de las probetas se realizó de manera aleatoria, creándose dos grupos de diez probetas cada uno. Para la codificación de cada probeta se empleó una letra y un número. La letra indicaba el grupo al que pertenecía, es decir, el tipo de circonio; y el número el orden dentro de cada conjunto. De modo que los grupos formados fueron:

- **Grupo MO:** Coronas Lava Plus Zirconia (3M ESPE) (zirconia monolítica)
- **Grupo ZR:** Coronas Lava AllCeramic System (3M ESPE) (zirconia-cerámica de recubrimiento)



Fig 6: Probeta zirconia-cerámica recubrimiento



Fig 7: Probeta zirconia monolítica

4.3.1. Sistema de implante y pilar

Se utilizó para este estudio un sistema de implante (*Tapered Screw-Vent*, Zimmer Dental) y un pilar de zirconia (*Zimmer® Contour Ceramic Abutment*; Zimmer Dental)

- Implante: un implante de hexágono interno con las siguientes características generales con conexión a fricción (“friction-fit”)

Los pilares para los implantes con hexágono interno tienen un hexágono macho con un grado de conicidad desde la base del cuerpo del pilar hasta el fondo el hexágono.



Fig.8: Implante hexágono interno

Puesto que el pilar se asienta en el implante mediante la aplicación de la fuerza de roscado (torque), el hexágono del pilar se sujeta por fricción a las paredes del hexágono interno del implante. El resultado es una conexión a fricción (“friction-fit”) que elimina prácticamente la rotación entre componentes.

- El hexágono interno de 1,5 mm de profundidad distribuye las fuerzas más profundamente dentro de implante, minimizando así las concentraciones de tensiones.
- El bisel superior interno facilita el asentamiento correcto del pilar.
- La conexión elimina prácticamente los micromovimientos de rotación, inclinación y efectos de vibración oclusal del pilar, que son las causas principales del aflojamiento de los tornillos.
- El corto perfil de la conexión interna mejora la estética y permite obtener un perfil de emergencia mejor.
- Una vez establecida la conexión a fricción (“friction-fit”), los pilares sólo se pueden soltar del implante con una herramienta de extracción depilares especial.

- Hay disponibles tres plataformas protésicas para implantes *Tapered Screw-Vent*. 3,5 mm, 4,5 mm y 5,7 mm; se utilizará para este estudio la plataforma de 3,5 mm.

- Pilar: Pilares *Zimmer® Contour Ceramic Abutment (ZRA)*:

Pilar pretallado, de zirconia con un anillo de titanio en la zona de contacto. 100% Zirconia y estabilizado con Itrio (El Itrio es un elemento químico que se utiliza para reforzar y dar dureza a metales y sustancias como el óxido de circonio). Altura del cono del pilar 6.25mm desde la porción vestibular (más baja). Disponible en 2 alturas en la porción vestibular desde la base del implante: 1 y 2mm. Perfil de emergencia 1.0mm más ancho que la plataforma del implante correspondiente.



Fig 11. Pilar pretallado óxido de circonio

4.4. CONFECCIÓN DE LAS RESTAURACIONES

4.4.1. Confección de las coronas lavatm all ceramic system

La confección de las coronas de LavaTM All Ceramic System, se realizó en el laboratorio de prótesis dental Prótesis S.A. (Madrid), empleando:

- Ordenador personal compatible.
- LavaTM Scan.
- LavaTM CAD. Software del sistema LavaTM.
- LavaTM Form. Fresadora empleada para la realización de la estructura.
- LavaTM Therm. Horno de sinterización.
- Porcelana de recubrimiento: LavaTM Ceram.

El sistema Lava™ All Ceramic System consta de una porcelana de zirconia El El sistema tetragonal policristalina parcialmente estabilizada con óxido de itrio (Y-TZP) para la confección del núcleo, (Lava™ System Frame; 3M ESPE) y una porcelana de baja fusión para el recubrimiento estético (Lava™ Ceram; 3M ESPE).

La confección de las coronas comenzó con el escaneado de los pilares con el Lava™ Scan , escáner óptico conectado a un PC que contiene el software para el diseño de la estructura, el Lava™ System 3.01 (CAD) para Windows®.

Una vez obtenida la imagen tridimensional se procedió al diseño de la restauración con la aplicación “diseño de la estructura” del software Lava™ CAD. El programa estableció la localización del margen de la restauración con la herramienta “definir límite de la preparación”.

El siguiente paso fue la selección del espesor de las cofias, siendo los valores empleados para el presente estudio de 0.5 mm. A continuación, se generó el espacio de alivio para el cemento (50 µm)

Posteriormente se seleccionó el bloque de fresado de óxido de circonio presinterizado, insertándolo en la unidad de fresado, Lava™ Form. Para compensar la contracción de sinterización que sufre el óxido de circonio, la estructura se fresó con una magnificación del 20 %.

Tras el repasado, la estructura se introdujo en el horno de sinterizado Lava™ Therm a 1500 °C, Una vez finalizado el proceso, la estructura alcanzó las dimensiones exactas y la densidad y resistencia finales.

Por último, se llevó a cabo la colocación de la cerámica de revestimiento Lava™ Ceram (3M ESPE) mediante la técnica convencional de capas.

Inicialmente se aplicó el modificador de estructura o liner, y se procedió a su cocción a una temperatura de 820 °C en el horno Programat P500 (Ivoclar Vivadent). Después, se realizó la reconstrucción de la dentina, aplicándose una primera capa de dentina que se sometió a una cocción de 810 °C. Posteriormente, se aplicó la segunda capa de dentina y el incisal y se realizó la segunda cocción de dentina a 800 °C. Por último, se utilizó la masa de glaseado realizando la cocción a 790 °C.

La sistemática descrita se repitió hasta elaborar las diez coronas Lava™ All Ceramic System requeridas para la realización de esta investigación; siendo llevado a cabo por el mismo operador en todos los casos.

4.4.2. Confección de las coronas lava™ plus zirconia

La confección de las coronas de Lava™ Plus Zirconia, se realizó en el laboratorio de prótesis dental Prótesis S.A. (Madrid), empleando:

- Ordenador personal compatible.
- Lava™ Scan.
- Lava™ CAD. Software del sistema Lava™.
- Lava™ Form. Fresadora empleada para la realización de la estructura.
- Lava™ Therm. Horno de sinterización.
-

El sistema Lava™ Plus Zirconia consta de una porcelana de zirconia tetragonal policristalina parcialmente estabilizada con óxido de itrio (Y-TZP) cuya característica principal es su translucidez, que mejora significativamente el aspecto natural de las restauraciones.

El proceso de confección es idéntico al descrito anteriormente para el sistema Lava AllCeramic. La diferencia es que no es preciso la adición de la porcelana de recubrimiento, sino que la restauración ya es diseñada y fresada según la morfología y contornos que va a tener finalmente.

Una vez que es sometida la restauración a la cocción de sinterización, es preciso el repasado y pulido final mediante un kit de gomas de pulido.

La sistemática descrita se repitió hasta elaborar las diez coronas Lava™ Plus Zirconia requeridas para la realización de esta investigación; siendo llevada a cabo por el mismo operador en todos los casos.

4.5 PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS

4.5.1 Colocación de los implantes

El primer paso a realizar fue la colocación del implante en la probeta, para asegurar que su localización fuera la correcta, ya en la mecanización de la misma se marcó el punto central.

Una vez que se tenía esa referencia, las probetas se enviaron al laboratorio de tecnología protésica de la facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid, donde con una máquina paralelizadora se realizó el lecho, para lo cual se hizo un rectángulo imantado de la probeta para su fijación en la máquina y se utilizó una serie de fresado igual que para crear un lecho quirúrgico óseo. Con este sistema se evitaban las angulaciones en la colocación del implante y se equiparaba la posición para todos los implantes y pilares.



Fig 12. Máquina paralelizadora

4.5.2 Colocación de los pilares de zirconia

Todos los pilares fueron atornillados por el mismo operador de forma manual.

La fuerza del atornillado fue de 30 N ejercida por una llave dinamométrica calibrada especializada del propio sistema (Zimmer Dental), de modo similar al atornillado en clínica de cualquier pilar. El atornillado se realizó respetando las instrucciones del fabricante.



Fig 12. Llave dinamométrica sistema Zimmer

4.5.3 Cementado de restauraciones

Una vez confeccionadas todas las restauraciones, se procedió al cementado de las mismas sobre sus correspondientes pilares. Todas las coronas fueron cementadas por el mismo operador en condiciones ambientales similares (temperatura de 18-24 °C y humedad relativa del 5 -10%).

El agente cementante empleado fue un cemento de resina en su presentación para mezcla manual (RelyX[®] Unicem Clicker; 3M-ESPE), que se mezcló siguiendo las instrucciones del fabricante para conseguir la consistencia ideal. Las cantidades de pasta- pasta, fueron siempre las mismas, así como el tiempo de espatulado



Fig 12. Cemento de resina RelyX Unicem Clicker

El agente cementante se aplicó con un pincel de pelo de marta sobre las paredes axiales de las preparaciones, en todos los casos se empleó una sola pincelación. Una vez aplicado el cemento sobre las paredes axiales, se ubicaba la corona en posición mediante presión que se mantuvo bajo una fuerza constante de 10 N durante diez minutos, para lo cual se utilizó una llave dinamométrica USAG 820/70 (SWK Utensilerie S.R.L., Milán, Italia)

Una vez completado el fraguado inicial, se retiró todo el sobrante de los márgenes con una sonda de exploración



Fig 13: corona monolítica



Fig 14: núcleos óxido de circonio con cerámica de revestimiento

4.6. ANÁLISIS DEL AJUSTE MARGINAL CORONA-PILAR

Para estudiar la adaptación marginal de las restauraciones se optó por la observación directa microscopía electrónica de barrido asistida por ordenador

4.6.1 Metalización

Para su observación mediante microscopía electrónica, toda muestra ha de cumplir las siguientes premisas:

- Alta conductividad eléctrica (metalización superficial).
- Superficie lisa y limpia.
- Fijación a un soporte portamuestras (según tamaño y características de la muestra).
- Estabilidad bajo el haz de electrones (posicionamiento en una mordaza).

El primer paso para la preparación de las muestras fue su recubrimiento para evitar la distorsión que el haz de electrones del microscopio produce al cargar la superficie de una muestra no conductora.

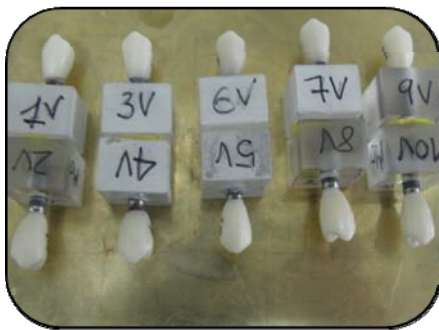


Fig 15.



Fig 16

Fig 15 y 16. Muestras en metalizadora

El metal conductor empleado en el presente trabajo fue el oro. El recubrimiento se llevó a cabo mediante un proceso de electrodeposición en cámara de vacío con atmósfera de argón, utilizándose una metalizadora (K550X; Emitech)

El proceso de metalización dura aproximadamente cinco minutos, y se repite por los dos lados (V y L) de cada probeta.



Fig 17



Fig 18

Fig 17 y 18. Metalizadora

4.6.2 Obtención de las imágenes

El estudio de las muestras se realizó en el ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la Universidad Complutense de Madrid, utilizando el microscopio electrónico de barrido JSM-6400 Scanning Microscope (JEOL) (Fig. 19). La capacidad de magnificación del equipo oscila entre 15 y 300.000 aumentos, con una resolución de 3,5 nm y un voltaje variable entre 0,5 KV y 40KV.



Fig 19. Microscopio electrónico de barrido JSM-6400 Scanning Microscope

Las imágenes se obtienen por técnica de espectrometría por dispersión de energía de rayos X. El detector de dispersión de energía empleado para recoger la información fue Link Pentafet de Oxford Instruments. El microscopio está conectado a un monitor y un ordenador personal Hewlett-Packard que posee el software de captación y digitalización de imágenes INCA[®] Suite versión 4.04 (Oxford Instruments) que permite captar imágenes a través de un segundo detector de electrones secundario.

Dentro de los parámetros disponibles para medir geoméricamente la discrepancia marginal, en el presente trabajo se optó por el desajuste marginal vertical que se define como la discrepancia que hay entre el margen de la restauración (corona) y el ángulo cavosuperficial de la preparación (pilar)

Una vez posicionada la probeta en una mordaza portamuestras con el lado V (vestibular) para su examen e introducida en el MEB, se angulaba el espécimen entre 30° y 35° para que la interfase quedase perpendicularmente posicionada al eje óptico del microscopio y así poder realizar la medición del desajuste marginal. Una vez orientada la muestra en la corona 1, se enfocaba la imagen para obtener una fotografía de la interfase a 500 aumentos. Este proceso se repetía en el lado L (lingual)

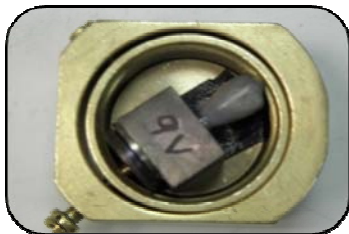


Fig 20

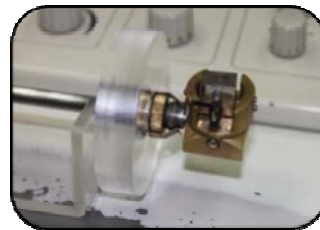


Fig 21

Fig 20 y 21: Mordaza Porta- muestras



Fig 22: MEB



Fig 23: Monitor

Para obtener un valor promedio de las mediciones de ajuste de cada imagen se trazaban con Paint® 19 líneas paralelas a la primera medición ya realizada en cada imagen hasta obtener un total de 20 líneas. Estas líneas se medían con un escalímetro y se convertían los datos de la medición a micras empleando una fórmula que ejecutaba la regla de tres correspondiente a cada una de las imágenes usando el dato real en micras del MEB y su valor en milímetros de la aproximación con el escalímetro.

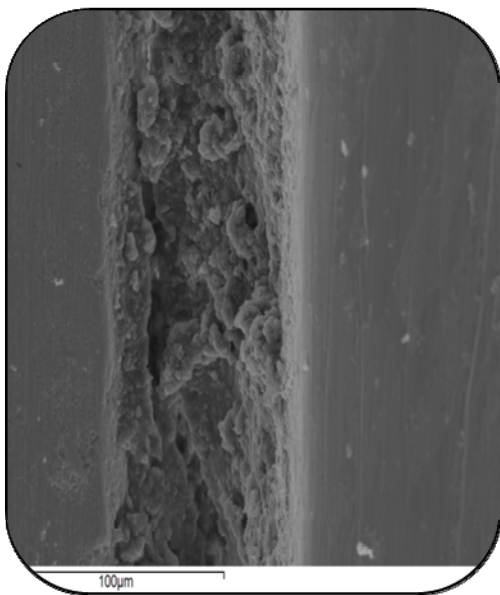


Fig 24. Imagen MEB

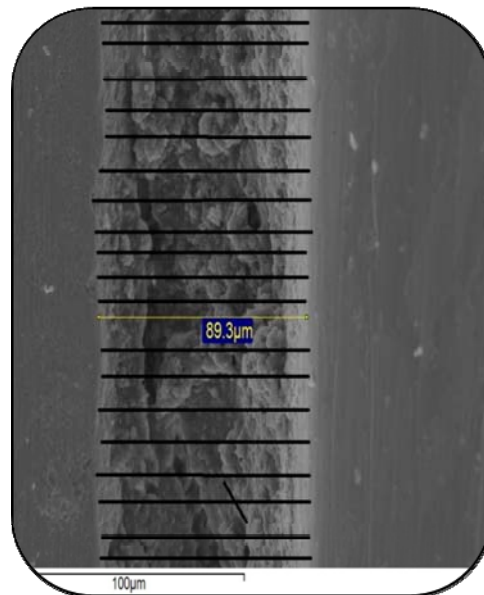


Fig 25. Imagen con líneas paralelas

La secuencia de tratamiento de la imagen con Paint®, la impresión de las fotografías digitales, la medición con el escalímetro y la conversión y archivo de datos en hoja de cálculo de Microsoft®Excel fue realizada por el mismo operador en todos los casos.

4.7 TRATAMIENTO DE LOS DATOS

Para proceder al estudio estadístico de los resultados del presente estudio “in vitro” se asignaron a cada cara de la corona el valor promedio de las veinte mediciones de ajuste realizadas en cada una de las dos caras (V y L).

Para facilitar el estudio, los datos obtenidos fueron resumidos y archivados en una hoja de cálculo de Microsoft® Excel que contenía las mediciones de las veinte probetas analizadas.

El análisis estadístico se realizó con el programa informático SPSS Statistics 19 (IBM), en el Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid.

Se realizaron los siguientes análisis:

- Estadística descriptiva de todas las variables
- Estadística inferencial

5. RESULTADOS

En toda investigación científica, el análisis estadístico de los datos es imprescindible para responder al problema planteado.

Las variables planteadas en el siguiente estudio fueron las siguientes: (Tabla 3)

VARIABLE	TIPO	DESCRIPCIÓN	CATEGORIAS
SISTEMA CERÁMICO	INDEPENDIENTE	CUALITATIVA NOMINAL	ZR MO
DISCREPANCIA MARGINAL	DEPENDIENTE	CUANTITATIVA CONTINUA	

Tabla 3. Variables ZR: circonio, MO: monolítico

En primer lugar, se realizó el análisis descriptivo de los datos empleando índices descriptivos para variables cuantitativas.

A continuación, se llevó a cabo el estudio estadístico inferencial utilizando el test de la t de Student no pareado para la comparación entre caras vestibular y lingual y para la comparación intragrupo y el Test de U de Mann Whitney para la comparación entre sistemas cerámicos.

5.1 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

5.1.1 Discrepancia según el sistema cerámico

Las discrepancias marginales globales, sin tener en cuenta el lugar de la medición, para cada uno de los grupos analizados se reflejan en la tabla 4.

GRUPO	MEDIA	DE
ZR	19,87	14,35
MO	67,55	23,31

Tabla 4: Medias (μm) y desviaciones estándar (DE) del ajuste corona-pilar de los dos tipos de coronas analizadas.

Las discrepancias marginales dentro de cada uno de los grupos se encontraron dentro de los valores clínicamente aceptables, aunque el grupo de zirconia monolítica obtuvo valores de mayor discrepancia.

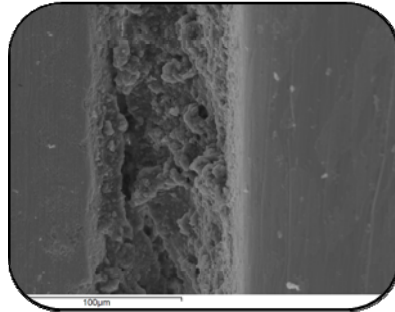


Fig 28. Zirconia monolítica: muestra de una fotografía formato tiff donde se observa la discrepancia existente

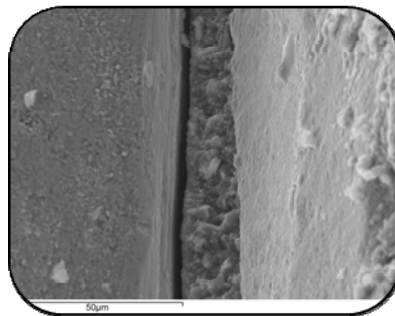


Fig 29. ZR: muestra de una fotografía formato tiff donde se muestra la discrepancia existente.

5.1.2 Discrepancia marginal entre caras vestibular y lingual

Las discrepancias globales entre la cara vestibular (V) y la cara lingual (L), sin tener en cuenta el sistema cerámico se observan en la tabla 5

CARAS	MEDIA	DE
VESTIBULAR	44,45	30,44
LINGUAL	46,29	33,59

Tabla 5: Medias (μm) y desviaciones estándar (DE) del ajuste corona-pilar comparando las caras vestibular y lingual.

Los valores se encontraban dentro de los clínicamente aceptables, aunque la media en la cara lingual fue ligeramente mayor que la de la cara vestibular.

Al evaluar las discrepancias marginales en las caras V y L dentro de cada grupo se observó que las discrepancias eran ligeramente superiores en la cara V para el grupo ZR, mientras que para el grupo MO las discrepancias fueron superiores en la cara L (Tabla 6)

GRUPO	CARA	MEDIA	DE
ZR	V	23,56	10,67
ZR	L	22,83	16,89
MO	V	65,34	27,78
MO	L	69,76	29,54

Tabla 6: medias (μ m) y desviaciones estándar (DE) de discrepancia marginal teniendo en cuenta sistema cerámico y caras vestibular y lingual.

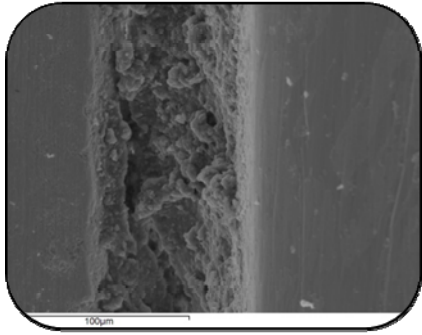


Fig 30. Imagen grupo MO: V

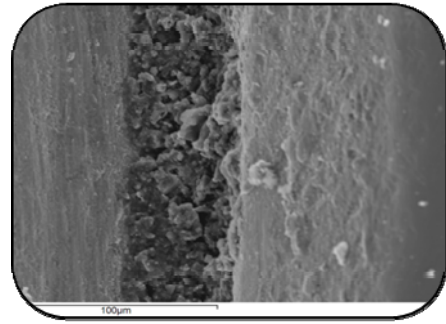


Fig 31. Imagen grupo MO: L

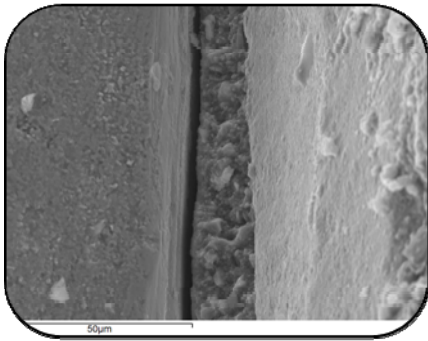


Fig 32. Imagen grupo ZR: V

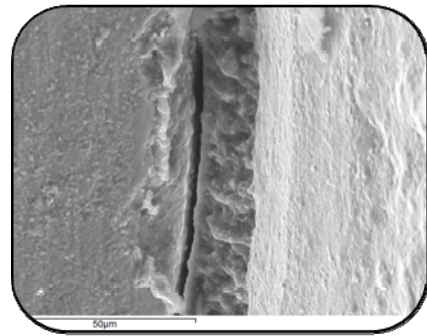


Fig 33. Imagen grupo ZR: L

5.2 ESTADÍSTICA INFERENCIAL

5.2.1 Discrepancia marginal pos sistema cerámico

Las discrepancias marginales promedio de los dos grupos quedan reflejadas en la Fig 34

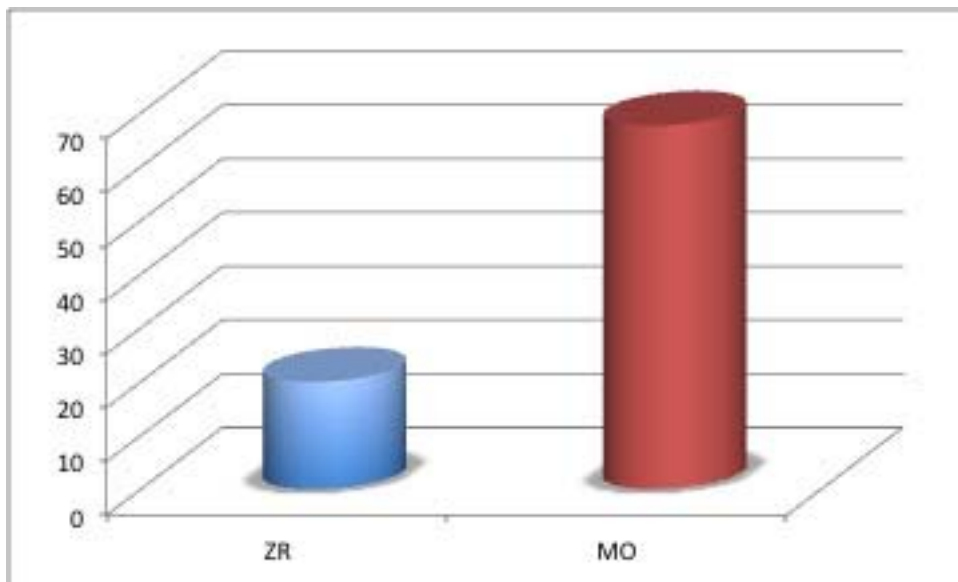


Fig 34. Discrepancia marginal por sistema cerámico

Se encontraron diferencias significativas al comparar los grupos ZR y MO ($P= 0,0001$), siendo el grupo ZR el que presentó las menores discrepancias marginales

5.2.2 Discrepancia marginal entre caras vestibular y lingual

Las discrepancias marginales de las caras V y L de cada uno de los grupos se puede observar en la Fig 35

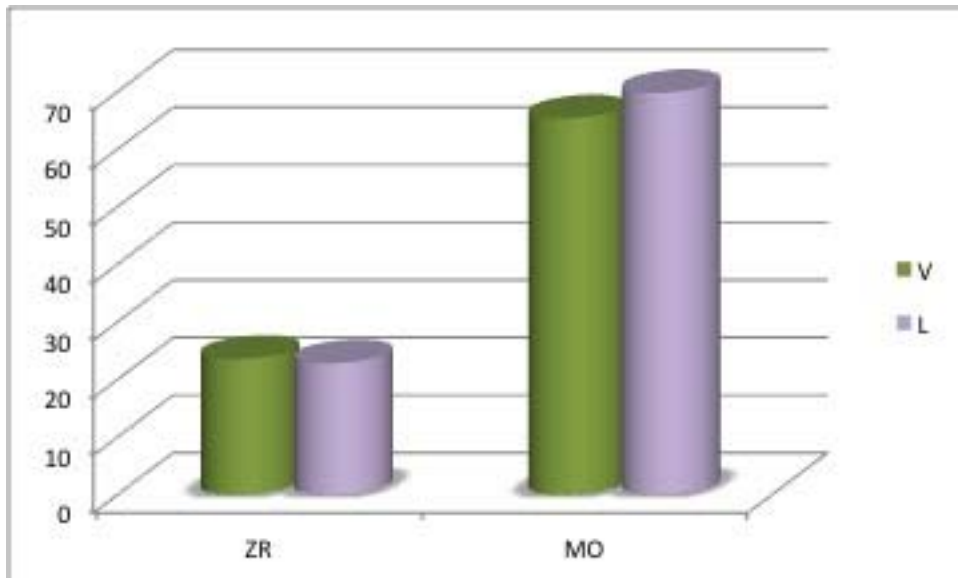


Fig 35. Discrepancia marginal entre las caras vestibular y lingual

No se observaron diferencias significativas en el ajuste marginal entre las caras V y L sin tener en cuenta el grupo analizado ($P=.744$)

Al analizar las discrepancias entre las caras V y L dentro de cada grupo, el test de la t de Student para muestras no pareadas puso de manifiesto que no existían diferencias significativas ni para el grupo ZR ($P=.865$), ni para el grupo MO ($P=.685$)

6. DISCUSIÓN

En las últimas décadas existe un creciente interés en la utilización de restauraciones completamente cerámicas, siendo la cerámica un material biocompatible y el más estético de que se dispone en Odontología. La demanda de los pacientes no se limita sólo a cuestiones de salud dental, sino que además tiene como objetivo una mejora de la estética⁷⁸. Para este fin, se han desarrollado en los últimos años sistemas cerámicos a base de óxido de circonio procesados mediante tecnología CAD/CAM. Las excelentes propiedades físicas del óxido de circonio han convertido a estos sistemas en los candidatos idóneos para sustituir en el futuro a las coronas y puentes ceramometálicos en su empleo cotidiano. No obstante, para que estas expectativas se cumplan es necesario demostrar previamente que estas prótesis satisfacen unos requisitos mínimos de biocompatibilidad, de resistencia a la fractura, de adaptación marginal, de estética y de supervivencia clínica.

Debemos recordar que junto a la estética, el ajuste marginal es uno de los criterios más importantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones fijas⁷⁹. Estudiando la literatura publicada en los últimos años se ha podido observar que en la actualidad existen pocos trabajos que evalúen el ajuste marginal de las restauraciones cerámicas de zirconia y las cualidades mecánicas de estos nuevos sistemas cerámicos producidos mediante tecnología CAD/CAM, y son aún más escasos cuando se evalúan distintos tipos de procesado del óxido de circonio.

Al revisar la literatura se observa que no existe un criterio unánime sobre el ajuste marginal óptimo de las restauraciones. Existe un amplio intervalo de valores empíricos comprendido 5 y 200 μm ., hecho que pone de manifiesto la ausencia de un límite objetivo basado en la evidencia científica^{23, 46,66,80,81,82}. La mayoría de las investigaciones siguen usando el criterio establecido por McLean y von Fraunhofer en 1971, los cuales consideraron clínicamente aceptable una discrepancia marginal inferior a 120 μm .
46,58,83,84,85

En la evaluación de los diferentes estudios^{43,44} sobre la discrepancia marginal hay que tener en cuenta diversos factores que influyen en la adaptación de las restauraciones, como son:

- Tipo de estudio.
- Tamaño muestral.
- Línea de terminación
- Momento de medición: antes o después del cementado de las restauraciones.
- Agente cementante y técnica de cementado.

- Almacenamiento y tratamiento después del cementado.
- Técnica empleada en la medición (microscopía, microfiltración, perfilometría, etc.).
- Localización de las mediciones.

También se ha podido observar que no están estandarizados los métodos empleados en el análisis marginal de las restauraciones. Las diferencias en los protocolos hacen que los resultados que se obtienen y las conclusiones que se derivan de ellos, muchas veces no sean extrapolables ni comparables entre sí.^{46,79,80,81,84}

El ajuste de una restauración puede analizarse tanto *in vitro* como *in vivo*. Las investigaciones *in vitro* siempre aportan más información sobre un nuevo material o técnica porque, al estar más controladas, excluyen sesgos de confusión y, por lo tanto, permiten establecer inferencias causales más directas. Sin embargo, estos trabajos siempre deben ser confirmados a posteriori con exámenes clínicos⁸⁵

Para analizar *in vitro* el sellado marginal de una prótesis fija se han descrito varias técnicas: microfiltración, microscopía, perfilometría,⁸⁶ crear una réplica de la interfase,⁸⁷ etc.

El presente estudio se ha planteado *in vitro* con el fin de obtener unos resultados objetivos, estandarizados y reproducibles.

Se emplearon 20 implantes con conexión interna a los que se atornillaron 20 pilares de zirconio a 30 N), a continuación se cementaron 10 restauraciones de óxido de circonio con su correspondiente cerámica de recubrimiento y 10 restauraciones de óxido de circonio monolítico.

Las restauraciones monolíticas de óxido de circonio ofrecen numerosas ventajas como la evitación del chipping, escaso desgaste de las herramientas, ahorro de tiempo, resultados estéticos sin recubrimiento y el proceso de sinterización optimizado.¹¹¹

Quizás uno de los parámetros que más influyen en el cementado de una restauración, es el espacio de alivio creado para el agente cementante. Con la introducción de los sistemas CAD/CAM, la aplicación del espaciador ha sido sustituido por un espaciado virtual mediante un software.

En estos programas informáticos el valor viene determinado automáticamente, o bien se puede introducir de forma manual. En el presente estudio, se eligió un alivio de 50 μm en todos los casos. Al disminuir la presión hidráulica generada durante este proceso, este espacio debería permitir un flujo más adecuado del material, y por consiguiente, un mejor asentamiento de la prótesis.

Así, son muchos los factores que influyen en el sellado marginal de las restauraciones una vez que éstas han sido cementadas. Por ello, será preciso conocerlos y tratar de minimizar los efectos adversos que se pueden introducir durante esta fase clínica.

A la hora de comparar los resultados del presente estudio con los de otros autores, se ha visto que en general se obtienen valores de desajuste clínicamente aceptables para los grupos comparados, siendo mejores los obtenidos en las restauraciones a base de núcleos de óxido de circonio y con cerámica de recubrimiento con respecto a las restauraciones de óxido de circonio monolítico.

Según los resultados obtenidos, se rechaza la primera hipótesis nula, ya que existieron diferencias en el ajuste de coronas de cerámicas a base de núcleos de óxido de circonio y cerámica de recubrimiento del obtenido con coronas de óxido de circonio monolítico.

Sin embargo como ya se ha mencionado, no existen métodos estandarizados para medir el ajuste marginal de las restauraciones. Por ello, los resultados obtenidos varían ampliamente de unos autores a otros, oscilando entre 25 y 145 μm .⁸⁸

Actualmente, existen pocos estudios que evalúen el ajuste marginal de las restauraciones cerámicas de óxido de circonio

Con respecto a los estudios realizados sobre puentes cerámicos de óxido de circonio, cabe citar el realizado por Tinschert y cols⁸⁹ en el que se evaluó la adaptación marginal de los puentes *In Ceram*® *Zirconia* y *DC Zirkon*® mecanizados con DCS, siendo el desajuste marginal medio de las estructuras de alúmina-zirconia de 60,5 μm y el de los núcleos circoniosos de 66 μm .

Gonzalo y cols⁹⁰ obtienen en su estudio, en que comparan diversos sistemas de óxido de circonio, valores que oscilan entre 5 y 78 μm .

Ortega⁹¹ analiza la discrepancia en coronas confeccionadas con varios sistemas de zirconia y obtiene valores de discrepancia marginal entre 39 y 62 μm . Todos ellos coinciden con los resultados del presente en que los valores de discrepancia marginal se hallaron dentro de los límites aceptados clínicamente.

Se observa pues, una gran variedad y disparidad entre los diferentes autores y estudios. Sería por tanto interesante el poder cuantificar la discrepancia marginal de una forma más estandarizada, y poder obtener así unos resultados objetivables, reproducibles y extrapolables.

En este estudio se realizaron las mediciones de la discrepancia marginal, siguiendo los criterios de Holmes y cols.⁴³.

Es necesario realizar varias mediciones a lo largo del margen para obtener unos resultados relevantes, pues es difícil recoger toda la información de la zona del desajuste en un solo dato, como prueban los estudios de Groten y cols.⁶⁵ acerca del número de mediciones mínimas para obtener resultados relevantes. Por en ello en el presente estudio, se realizaron 20 mediciones en la cara vestibular y 20 mediciones en la cara lingual mediante MEB. Las mediciones fueron realizadas siempre por el mismo operador.

Son muy pocos los estudios en que se analicen las discrepancias marginales según las caras de las restauraciones, así en el presente estudio, al evaluar la discrepancia marginal entre las caras vestibular y lingual, se observó que los resultados fueron similares, no existiendo diferencias significativas entre ambas caras. Estos resultados coinciden con los obtenidos por otros autores en estudios in vitro previos^{72,90,91}

Sin embargo, otro estudio con el sistema *NobelProcera Alumina* y *NobelProcera Zirconia*, si obtuvo diferencias significativas entre ambas caras, siendo la cara vestibular la que presentaba mayores discrepancias.⁹²

Además, se comparó en este trabajo de investigación, las discrepancias marginales entre núcleos de circonio recubiertos por cerámica y restauraciones de circonio monolítico, encontrándose valores más bajos de discrepancia en los primeros. No ha sido posible comparar los resultados obtenidos en el presente estudio. respecto a las restauraciones de zirconia monolítica, ya que no existen estudios publicados debido a su reciente introducción.

Los resultados del estudio coinciden con estudios anteriores donde se compararon diferentes materiales de estructura y diferentes técnicas de fabricación, donde el sistema *Lava* tuvo los mejores resultados, concluyéndose que el ajuste marginal no sólo depende del sistema de fabricación, sino también del tipo de material, sinterizado parcial o total, etc.^{93,94}

Las restauraciones del presente trabajo se las coronas se cementaron con un cemento autoadhesivo de resina. En un estudio que comparaban el ajuste marginal de diferentes sistemas cerámicos encontraron valores más bajos de desajuste en las restauraciones cementadas con cemento de resina que con cemento de vidrio ionómero,⁹⁵ sin embargo Martínez-Rus y cols encuentran mayores discrepancias con el cemento de resina respecto al cemento de vidrio ionómero.

En el presente estudio se empleó el microscopio electrónico de barrido (MEB) como instrumento para la medición del desajuste marginal de las restauraciones, por considerar que es una técnica conservadora y con un buen poder de magnificación que permite analizar con precisión la discrepancia y explorar repetidamente el perímetro de la restauración. Pero el MEB tiene limitaciones como es el requerir una preparación previa al examen de las muestras, así como que la exactitud de las medidas depende el ángulo de observación.

Hamaguchi & cols.⁹⁶ determinaron que puede asumirse un 10% de errores en la utilización del MEB, siendo ello achacable al ángulo de la superficie de las lentes, el rango del foco empleado o la distancia de trabajo y de la magnificación, así como a la impresión en blanco y negro de las mediciones.

Por ello en el presente trabajo, todas las mediciones se realizaron con una angulación de las muestras entre 30-35° de tal forma que la interfase quedase posicionada perpendicularmente al eje óptico del microscopio.

Existen además otros instrumentos de medición, tal y como se mencionó con anterioridad. Sin embargo, se necesitan más estudios sobre los métodos de medición en los sistemas CAD/CAM, lo cual es comprensible dada su relativamente reciente introducción en el ámbito de la Odontología.

Groten y cols.⁶⁵ evaluaron la discrepancia marginal vertical (según los criterios de Holmes y cols.) de coronas In-Ceram[®] Alumina, confeccionadas con el sistema Celay[®], mediante microscopía óptica y microscopía electrónica de

barrido, con unos valores de discrepancia marginal media de 18.3 μm y 23.0 μm respectivamente. No encontrando diferencias estadísticamente significativas entre ambos métodos. Los autores no obstante consideran que el MEB proporciona una observación más realista que el análisis con microscopía óptica.

Sin embargo, en un estudio realizado por Gonzalo y cols.⁷² se analizó la influencia del método de medición (analizador de imagen frente al microscopio electrónico de barrido) en el sellado marginal de puentes posteriores de tres unidades confeccionados con tres sistemas cerámicos de óxido de circonio (*Lava® All Ceramic System*, *In-Ceram® 2000 YZ* y *Procera® Bridge Zirconia*), encontrando diferencias estadísticamente significativas entre ambos métodos de medición del ajuste.

El empleo del microscopio óptico parece constituir también una forma idónea para la observación del sellado marginal de este tipo de restauraciones.^{65,91,97} No obstante, han sido utilizados alternativamente microscopios digitales^{48,53,60} y estereomicroscopios.⁶⁸

A pesar de los diferentes estudios, aún hay aspectos no clarificados, por lo que se precisan más estudios en los que se comparen la fidelidad de los diferentes instrumentos de medición para las restauraciones totalmente cerámicas.

La presente investigación, así como los diferentes estudios mencionados hacen referencia a estudios in vitro, sin embargo, es de vital importancia revisar los estudios de supervivencia clínica a largo plazo para así poder establecer si lo que se obtiene en el laboratorio es extrapolable a lo que ocurre en la cavidad oral, sin embargo hasta la fecha no existen estudios clínicos con un seguimiento superior a los cinco-siete años en restauraciones de óxido de circonio.^{73,74}

7. CONCLUSIONES

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

1. Los valores de discrepancia marginal de las coronas unitarias confeccionadas con los dos sistemas cerámicos de óxido de circonio analizados se encuentran dentro de los valores clínicamente aceptables
2. Existieron diferencias en el sellado marginal entre ambos sistemas cerámicos, siendo el sistema Lava Plus el que obtuvo los valores más elevados.
3. No se observaron diferencias entre las caras vestibular y lingual para ninguno de los dos sistemas cerámicos estudiados.
4. Ambos sistemas cerámicos podrían ser utilizados clínicamente desde el punto de vista del ajuste marginal pilar-corona.

8. BIBLIOGRAFÍA

- 1.- Muratori G. Implantología ayer, hoy y mañana. Rev Esp Odontoestomatol Impl 1996; 4: 67-78.
- 2.- Misch CE. Implantología contemporánea. Madrid: Mosby/Doyma, 1995.
- 3.- Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. J Prosthet Dent 1986; 55: 243-7.
- 4.- Schillingburg HT, Hobo S, Lowell D, Jacobi R, Brackett S. Fundamentos esenciales en Prótesis fija. Barcelona: Ed Quintessence Books, 2002.
- 5.- Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico. Quintessence (ed esp) 1998;11(8):515-19
- 6.- Tinschert J, Natt G, Spiekermann H. Determinaciones actuales de las cerámicas dentales. Labor dental 2001;2(6):645-56.
- 7.- Kelly JR, Nishimura J, Campbell SD. Ceramics in dentistry. Historical roots and current perspective. J Prosthet Dent 1996;75:18-32
- 8.- Suárez MJ, López Lozano JF, Salido MP, Serrano B. Coronas de recubrimiento totalmente cerámicas. Criterios de selección. Revista Europea de Odontoestomatología 1999;11:249-58.
- 9.- Craig R. Materiales de odontología restauradora. Madrid: Harcourt Brace; 1998.
- 10.- Fons- Font A, Solá-Ruiz MF, Martínez González A, Casas- Terrón J. Clasificación actual de las cerámicas dentales. RCOE 2001; 6(6):645-56.
- 11.- Vega JM. Porcelanas y cerámicas actuales, RCOE 1999;4(1):41-54
- 10.- Martínez F, Pradies G, Suárez M J, Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE 2007;12:253-263.
- 12.- Álvarez- Fernández MA, Peña-López JM, González- González IR, Olay- García MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE 2003; 8:525-46

- 13.- López Soto E, Díaz Romeral P, Orejas J. Aplicaciones clínicas de las nuevas tecnologías en restauraciones totalmente cerámicas (I). Gaceta dental 2008; 191:193:183-92.
- 14.- Vega Del Barrio JM. Uniones ceramo-metálicas y ceramo-cerámicas: perspectivas futuras. Gaceta Dental 2004:149
- 15.- Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. Int J Comput Dent 2004;7(1):67-76
- 16.- Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA- The system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. Int J Comput Dent 2001;4(3):195-206
- 17.- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999;20(1):1-25.
- 18.- Kosmac T, Oblack C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mater 1999;15(6):426-33.
- 19.- Luthardt RG, Holzhueter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM- machining effects on Y-TZP zirconia. Dent Mater 2004;20(7):655-62.
- 20.- Suarez MJ, Pradíes G, Serrano B, Lozano JF. In ceram Zirconio: alternativa estética en puentes posteriores. Rev Int Prótesis Estomatol 2000;2(5): 407-12.
- 21.- Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat- pressed all-ceramic dental materials. Dent Mater 2000;16(6):389-95.
- 22.- Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copins. Int J Prosthodont 2004; 17: 577-80.
- 23.- Liu Peng-Ru y cols. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compendium 2005; 26: 507-16.
- 24.- Cadafalch J, Cadafalch E. Tecnología CAD/CAM en odontología. En: Mallat E. Prótesis fija estética. Un enfoque clínico e interdisciplinario. Madrid: Elsevier (ed); 2007. p. 353-77.
- 25.- Strub J y cols. Computer-arded design and fabrication of dental restorations. Current systems and future possibilities. JADA 2006; 137: 1289-96.
- 26.- Romeo M y cols. Tecnología CAD/CAM en implantoprótesis. Puesta al día y perspectivas de futuro. Gaceta Dental. 2010:1-17.

- 27.- Witkowski S. CAD/CAM in dental technology. Quintessence Dent Technol 2005; 28:169-84.
- 28.- Mehl A, Gloger W, Hickel R. Posibilidades y perspectivas del Nuevo sistema de exploración PRECISAN ®, para la tecnología CAD/CAM. Quint técnica (ed.esp) 1999; 10: 454-9.
- 29.- Van der Zel JM. Comparación entre los sistemas CAD/CAM actuales. Quint técnica (ed.esp) 1999; 10: 392-403.
- 30.- Schunke S. CAD/CAM: ¿un paso adelante o atrás? La tecnología CAD/CAM cambia la evaluación de la calidad de la protodoncia: un artículo actual y personal. Quint técnica (ed.esp) 2008; 19: 92-102.
- 31.- Cheah C-M, Chua C-K, Tan K-H, Teo C-K. Integración de la digitalización de superficie mediante láser con las técnicas CAD/CAM en el desarrollo de prótesis faciales. Primera parte: Diseño y confección de réplicas protésicas. Rev Int Prot Estomatol 2004; 6: 107-13.
- 32.- Sykes LM, Parrot AM, Owen CP, Snaddon DR. Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics. Int J Prosthodont 2004; 17: 454-9.
- 33.- Mallat Desplats E, Mallat Callís E. Porcelana. En: Mallat E, Mallat E. Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior. Ed Quintessence, Barcelona, 2001.p.155-186.
- 34.- Walter M, Böning K, Reppel P. Clinical performance of machined titanium restorations. J Dent 1994; 22: 346-8.
- 35.- Milleding P, Haag P, Neroth B, Renz I. Two year of clinical experience with Procera titanium crowns. Int J Prosthodont 1998; 11: 224-32.
- 36.- CRA Foundation. Digital impressions challenge conventional impressions. CRA Newsletter 2007; 31: 3-4.
- 37.- Christensen GJ. Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? JADA 2008; 139: 761-3.
- 38.- Karlsson S. The fit of Procera crowns. An in vitro and clinical study. Acta Odontol Scand 1993; 51:129-34.

- 39.- Lövgren R, Andersson B, Carlsson GE, Ödman P. Prospective clinical 5-year study of ceramic-veneered titanium restorations with the Procera system. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 514-21.
- 40.- Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera® AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 450-6.
- 41.- Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copins. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 577-80
- 42.- Malone W, Koth D. Tylman's teoría y práctica en prostodoncia fija 8ª edición. Caracas.Ed. Actualidades Médico-Odontológicas Latinoamericanas CA, 1991.
- 43.- Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of margin fit. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 405-408.
- 44.- Sorensen JA. A rational comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 264-69.
- 45.- Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 18-24.
- 46.- Mc Lean J, Fraunhofer JA von. The estimation of cement film by an in vivo technique. *Br Dent J.*1971; 131: 107-111.
- 47 .- Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 587-92.
- 48.- Hung SH, Hung KS, Eick JD,Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 26-31.
- 49.- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Prótesis fija. Procedimientos clínicos y de laboratorio. Barcelona. Ed. Salvat S.A., 1991.
- 50.- Van Steenberghe D, Glauser R, Blombäck U, et al. A computed tomographic scanner-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7 (suppl 1): S111-S120.
- 51.- Aparicio C, Fortes V, Rodríguez M. Evolución de los sistemas guiados por la imagen en la cirugía de implantes. *Gac Dent Ind y Prof* 2008; 194:154-67.

- 52.- Kan J.Y.K, Rungcharassaeng K, Oyama K, Chung S-H, Lozada J.L. Computer-guided immediate provisionalization of anterior multiple adjacent implants: surgical and prosthodontic rationale. *Pract Proced Aesthet Dent* 2006; 18: 618-23.
- 53.- Strating H, Pameijer CH, Gidenhuys RR. Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations. Part I. *J Prosthet Dent* 1981; 46: 59-65.
- 54.- Van Rensburg F, Strating H. Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations: Part II. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 210-4.
- 55.- Parsa RZ, Goldstein GR, Barrack GM, LeGeros RZ. An in vitro comparison of tensile bond strengths of noble and base metal alloys to enamel. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 175-83.
- 56.- Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 2: 585-94.
- 57.- Salido MP, Suárez MJ, Pradíes GJ, López JF. Influencia del lugar de aplicación del cemento en la retención y ajuste marginal de las restauraciones de prótesis fija. *Rev Europea de Odonto-Estomat* 1997; 9: 279-86.
- 58.- Suárez MJ, Salido MP, López JF, Martínez JM. Factores implicados en el sellado marginal de las restauraciones de prótesis fija. *Av Odontoestomatol* 1994;10:53-9.
- 59.- Martínez F, Martínez M, Pradíes GJ, Suárez MJ. Estudio in vitro de la distribución de agentes cementantes en coronas de recubrimiento total. *Rev Int Prot Estomatol* 2001;3:183-188
- 60.- Piernjai M. Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *Int J Prosthodont* 2001;14:412-16.
- 61.- Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent* 2003;89:127-34.
- 62.- Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2005;93(4):346-55.
- 63.- Sorensen JA. A standardized method of determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990;64(1):18-24.
- 64.- Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2003;90(5):459-64

- 65.- Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 2000;83(1):40-9.
- 66.- Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont* 2003;16(6):587-92.
- 67.- Hayashi M, Wilson NH, Ebisu S, Watts DC. Influence of explorer tip diameter in identifying restoration margin discrepancies. *J Dent* 2005;33(8):669-678.
- 68.- Sjögren G. Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting. *Acta Odontol Scand* 1995; 53: 24-8.
- 69.- Martin N, Jedynakiewicz NM. Interface dimensions of CEREC MOD inlays. *Dent Mat* 2000; 16: 68-74.
- 70.- Suárez MJ, González de Villaumbrosia P, Pradíes G, L Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera All Ceram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 229-32.
- 71.- Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent* 1997; 22(4):173-85.
- 72.- Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2009; 22(4):374-7.
- 73.- Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Gollner M, Hamel J. Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures: A Prospective Clinical 3-year Follow-up. *Int J Prosthodont* 2009 Nov-Dec; 22 (6): 597-603.
- 74.- Pelaez J, Cogolludo P, Serrano B, L Lozano JF, Suarez MJ. A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont* 2012;25:451-458 to be discussed
- 75.- 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.

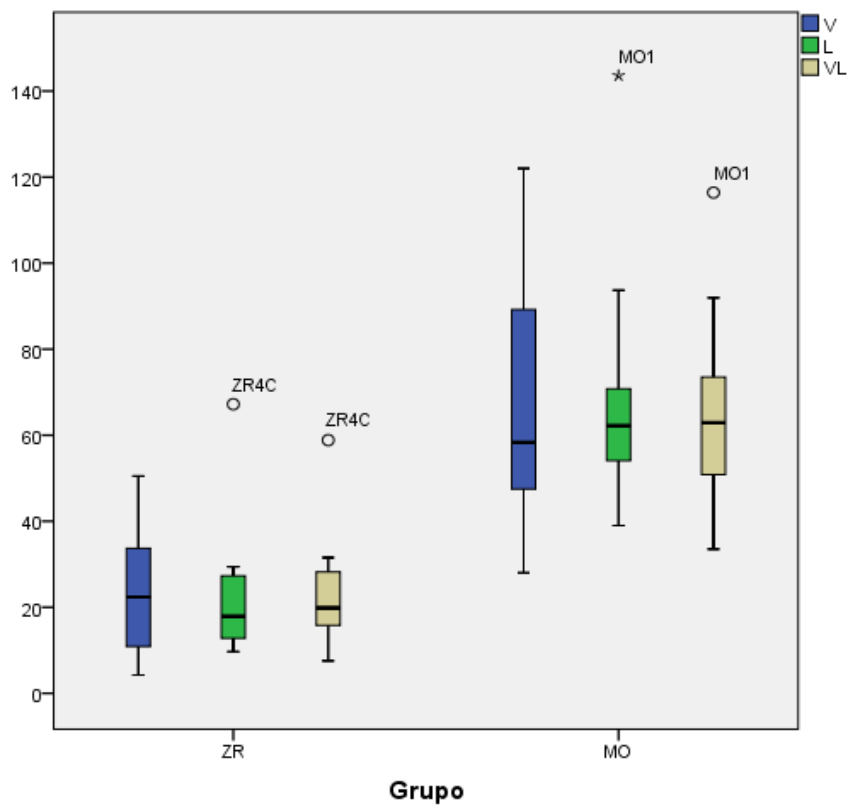
- 76.- Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont* 2010; 2: 33-8.
- 77.- Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil* 2010; 37: 283-91.
- 78.- Coli P, Karlsson S. Fit of new pressure-sinterized zirconium dioxide copings. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 59-64
- 79.- Becker CM, Kaldahl WB. Current theories of crown contour, margin placement, and pontic design. *J Prosthet Dent* 1981; 45: 268-77.
- 80.- Goodacre CJ, Compagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 363-76.
- 81.- Lombardía T, Álvarez A, Casado JR y cols. Valoración de la discrepancia marginal en coronas de recubrimiento total. *Arch Odontoestomatol* 1990; 6:397-402.
- 82.- Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 1999;26(7):582-93.
- 83.- 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; 104(4):216-27.
- 84.- Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Sakurai S, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns. *J Prosthodont Res* 2011;55(1):40-3.
- 85.- 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(2):108-14.
- 86.- Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):575-84.
- 87.- Rungruanganunt P, Kelly JR, Adams DJ. Two imaging techniques for 3D quantification of pre-cementation space for CAD/CAM crowns. *J Dent* 2010;38(12):995-1000.
- 88.- Salido MP, Suárez MJ, Pradies G, Caruana G. Análisis comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas. *Rev Int Prot Estomat* 2000; 2: 225-32.

- 89.- Anderson M, Razzoog M, Odén A, Hegenbart E, Land B. Procera: una nueva fórmula para las coronas cerámicas totales. Quintessence(Ed. Española) 1999; 12: 567-79.
- 90.- Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, L Lozano JF. A comparison of the marginal discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. J Prosthet Dent 2012;102:378-384.
- 91.- Ortega R. Análisis del ajuste marginal y el ajuste interno en sistemas CAD/CAM de óxido de circonio. [Tesis Doctoral]. Madrid: Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid; 2012.
- 92.- Boening kW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of procera all-ceramic crowns. J Prosthet Dent 2000; 84: 419-24.
- 93.- Karatasli O, Kursoglu P, Capa N, Kazazoglu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. Dent Mater J 2011; 30(1): 97-102.
- 94.- Torabi Ardekani K, Hassan Ahangari A, Farahi L. Marginal and Internal Fit of CAD/CAM and Slip-Cast Made Zirconia Copings. JODDD 2012; 6(2): 42-48.
- 95.- Martinez-Rus F, Suarez MJ, Rivera B, Pradies G. Influence of CAD/CAM systems and cement selection on marginal discrepancy of zirconia-based ceramic crowns. Am J Dent 2012;25:67-72.
- 96.- Hamaguchi H, Cacciatore A, Tueller V. Marginal distortion of the porcelain-bonded-to-metal complete crown: an SEM study. J Prosthet Dent 1982; 47: 146-53.
- 97.- Gonzalo E. Estudio experimental del sellado marginal en puentes posteriores de óxido de circonio. [Tesis Doctoral].Madrid:Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid;2007.

9. ANEXOS

9.2 ESTADÍSTICA

Grupo



Resúmenes de casos

	V	L	VL
N	20	20	20
Media	44,453	46,295	45,3740
Mediana	42,300	46,550	41,7000
Desv. típ.	30,4444	33,5903	29,54078
Error típ. de la media	6,8076	7,5110	6,60552
Mínimo	4,3	9,7	7,55
Máximo	122,0	143,6	116,40

VL: Variable promedio V_L: Variable resta

Mirar Shapiro-Wilk y para diferencias entre V y L es suficiente mirar V_L

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V	,164	20	,164	,925	20	,121
L	,143	20	,200*	,873	20	,013
VL	,156	20	,200*	,926	20	,130

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V_L	,094	20	,200*	,983	20	,971

a. Corrección de la significación de Lilliefors

*. Este es un límite inferior de la significación verdadera.

Resúmenes de casos

Grupo		V	L	VL
ZR	N	10	10	10
	Media	23,566	22,830	23,1980
	Mediana	22,400	17,900	19,8750
	Desv. típ.	14,6784	16,8956	14,35220
	Error típ. de la media	4,6417	5,3429	4,53856
	Mínimo	4,3	9,7	7,55
	Máximo	50,5	67,2	58,85
MO	N	10	10	10
	Media	65,340	69,760	67,5500
	Mediana	58,350	62,200	62,9000
	Desv. típ.	27,7808	29,5457	23,31218
	Error típ. de la media	8,7851	9,3432	7,37196
	Mínimo	28,0	39,0	33,50
	Máximo	122,0	143,6	116,40
Total	N	20	20	20
	Media	44,453	46,295	45,3740
	Mediana	42,300	46,550	41,7000
	Desv. típ.	30,4444	33,5903	29,54078
	Error típ. de la media	6,8076	7,5110	6,60552
	Mínimo	4,3	9,7	7,55
	Máximo	122,0	143,6	116,40

Pruebas de normalidad

Grupo	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.	
V	ZR	,155	10	,200*	,950	10	,670
	MO	,287	10	,019	,905	10	,249
L	ZR	,287	10	,019	,713	10	,001
	MO	,286	10	,020	,771	10	,006
VL	ZR	,264	10	,047	,821	10	,026
	MO	,199	10	,200*	,942	10	,575

Pruebas de normalidad

grupo	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.	
V_L	TSA	,162	10	,200*	,923	10	,386
	TSH	,134	10	,200*	,962	10	,804

a. Corrección de la significación de Lilliefors

*. Este es un límite inferior de la significación verdadera.

Pruebas no paramétricas

Resumen de prueba de hipótesis

Hipótesis nula	Test	Sig.	Decisión
1 La distribución de VL es la misma entre las categorías de Grupo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	,000 ¹	Rechazar la hipótesis nula.

Se muestran las significancias asintóticas. El nivel de significancia es ,05

¹Se muestra la significancia exacta para esta prueba.

Prueba T

Estadísticos de grupo

Grupo	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
VL ZR	10	23,1980	14,35220	4,53856
MO	10	67,5500	23,31218	7,37196

Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
VL Se han asumido varianzas iguales	1,561	,227	-5,123	18	,000	-44,35200	8,65704	-62,53977	-26,16423
No se han asumido varianzas iguales			-5,123	14,965	,000	-44,35200	8,65704	-62,80775	-25,89625

Estadísticos de muestras relacionadas

		Media	N	Desviación típ.	Error típ. de la media
Par 1	V	44,453	20	30,4444	6,8076
	L	46,295	20	33,5903	7,5110

Correlaciones de muestras relacionadas

		N	Correlación	Sig.
Par 1	V y L	20	,702	,001

Prueba de muestras relacionadas

		Diferencias relacionadas				t	gl	Sig. (bilateral)	
		Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
					Inferior				Superior
Par 1	V - L	-1,8420	24,8939	5,5665	-13,4927	9,8087	-,331	19	,744

Grupo = ZR

Estadísticos de muestras relacionadas^a

		Media	N	Desviación típ.	Error típ. de la media
Par 1	V	23,566	10	14,6784	4,6417
	L	22,830	10	16,8956	5,3429

Correlaciones de muestras relacionadas^a

	N	Correlación	Sig.
Par 1 V y L	10	,651	,041

Prueba de muestras relacionadas^a

	Diferencias relacionadas					t	gl	Sig. (bilateral)
	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
				Inferior	Superior			
Par 1 V - L	,7360	13,3377	4,2177	-8,8052	10,2772	,175	9	,865

Grupo = MO

Estadísticos de muestras relacionadas^a

	Media	N	Desviación típ.	Error típ. de la media
Par 1 V	65,340	10	27,7808	8,7851
L	69,760	10	29,5457	9,3432

Correlaciones de muestras relacionadas^a

	N	Correlación	Sig.
Par 1 V y L	10	,322	,364

Prueba de muestras relacionadas^a

	Diferencias relacionadas					t	gl	Sig. (bilateral)
	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
				Inferior	Superior			
Par 1	V - L - 4,420 0	33,4008	10,5622	-28,3135	19,4735	-,418	9	,685

