

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)**



**ANÁLISIS DEL SELLADO MARGINAL Y RESISTENCIA A  
LA FRACTURA DE NÚCLEOS CERÁMICOS DE ÓXIDO DE  
CIRCONIO EN PUENTES POSTERIORES**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR  
PRESENTADA POR**

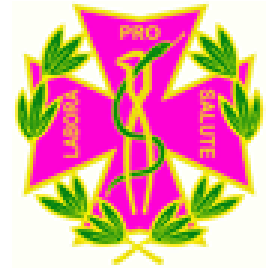
**Rosa Acevedo Ocaña**

Bajo la dirección de los doctores  
María Jesús Suárez García  
José Francisco López Lozano

**Madrid, 2011**



Universidad Complutense de Madrid  
Facultad de Odontología  
Departamento de Estomatología I



# ANÁLISIS DEL SELLADO MARGINAL Y RESISTENCIA A LA FRACTURA DE NÚCLEOS CERÁMICOS DE ÓXIDO DE CIRCONIO EN PUENTES POSTERIORES

TESIS DOCTORAL

Rosa María Acevedo Ocaña

2011



# ANÁLISIS DEL SELLADO MARGINAL Y RESISTENCIA A LA FRACTURA DE NÚCLEOS CERÁMICOS DE ÓXIDO DE CIRCONIO EN PUENTES POSTERIORES

Memoria de investigación que presenta:

Rosa María Acevedo Ocaña

Para optar al Grado de Doctor por la  
Universidad Complutense de Madrid

Directores:

Profa. Dra. Dña. María Jesús Suárez García  
Profesora Titular

Prof. Dr. Don. José Francisco López Lozano  
Catedrático

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

Madrid, 2011







**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

Plaza de Ramón y Cajal, s/n.

Ciudad Universitaria

28040 Madrid

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

DEPARTAMENTO  
DE PROTESIS BUCOFACIAL

Doña María Jesús Suárez García, Profesora Titular de Prótesis Dental del Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

Y Don José Francisco López Lozano, Catedrático de Prótesis Dental del Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

**CERTIFICAN:**

Que el trabajo de investigación titulado: “Análisis del sellado marginal y resistencia a la fractura de núcleos cerámicos de óxido de circonio en puentes posteriores” del que es autora Dña. Rosa María Acevedo Ocaña, ha sido realizado en este Departamento bajo nuestra dirección y supervisión, reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Madrid a 5 de mayo de 2011.

Fdo. M<sup>a</sup> Jesús Suárez García

Fdo. José Fco. López Lozano



# Agradecimientos

A la Dra. Suárez García y el Dr. López Lozano, directores del presente trabajo, por su estímulo, consejos y dedicación.

A la Dra. Salido Rodríguez-Manzaneque por su inestimable colaboración durante toda la investigación.

Al Dr. Pradíes Ramiro, siempre dispuesto a escucharme y ayudarme de forma desinteresada. Gracias por tu apoyo y tu amistad.

A los Dres. Serrano Madrigal y Martínez-Rus, por aportar su amplia experiencia.

A las Dras. Gonzalo Íñigo, Sánchez Jorge y García Fernández con quienes he compartido muchos momentos durante la investigación.

A D. Guillermo Caruana (Jefe del Departamento de Metalurgia Física del C.E.N.I.M.) por su inestimable colaboración para realizar el diseño de la investigación, el análisis de imagen y el ensayo de resistencia a la flexión, sin sus lecciones teóricas habría sido mucho más difícil. Gracias por tener tanta paciencia y aconsejarme.

A los laboratorios Prótesis S.A., Aragoneses, y Cerámica Dental Poveda S.L. por su colaboración en la elaboración de las muestras.

A D. Ricardo García Mata del Centro de Proceso de Datos servicio de apoyo a la investigación del área de informática y comunicación de la U.C.M y a D. Ricardo Olmos de la U.A.M por su colaboración en el tratamiento de los datos estadísticos.

A todo el personal de la Facultad con quienes he pasado muchos buenos momentos, en especial a Dña. Belén López Díez.

A mis compañeros que de una u otra forma han participado en la elaboración de este trabajo.

A mis amigos por todo el tiempo que este trabajo les ha robado y por su apoyo en los momentos difíciles.

A mi familia por el cariño, apoyo y paciencia que han demostrado a lo largo de mi vida.



*A mi madre y mi hermana por su apoyo e infinita paciencia.*

*A mi padre, a quien le habría hecho una gran ilusión.*

*I am not young enough to know everything*

*Oscar Wilde*



# ÍNDICE

---



1. INTRODUCCIÓN.....	5
1.1 Cerámicas	
1.1.1. Concepto de cerámica dental.....	6
1.1.2. Antecedentes históricos.....	8
1.1.3. Clasificación de las cerámicas.....	12
1.2 Sellado marginal	
1.2.1 Concepto.....	29
1.2.2 Técnicas de medición del ajuste marginal.....	32
1.2.3 Factores que influyen en la adaptación de las restauraciones de prótesis fija	
1.2.3.1 Línea de terminación.....	34
1.2.3.2 Ángulo de convergencia oclusal.....	35
1.2.3.3 Influencia de la cocción de la porcelana en el ajuste .....	36
1.2.3.4 Influencia de la técnica de confección.....	36
1.2.3.5 Cementado.....	36
1.3 Resistencia a la flexión	
1.3.1 Concepto.....	41
1.3.2 Resistencia a la flexión de los diferentes materiales cerámicos.....	47
2. HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	53
3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	55
4. MATERIAL Y MÉTODOS.....	59
4.1 Confección de las probetas.....	60
4.1.1 Muñones.....	61
4.1.2 Bases.....	63
4.2 Clasificación y numeración de las probetas.....	66
4.3 Confección de las estructuras.....	67
4.3.1 Estructuras metálicas.....	65
4.3.2 Estructuras de Cercon®.....	69
4.3.3 Estructuras de Lava™.....	76
4.3.4 Estructuras de InCeram YZ.....	84
4.3.5 Estructuras IPS e.max ZirCAD.....	92

4.4	Cementado de los núcleos.....	98
4.5	Análisis del ajuste marginal de las muestras mediante analizador de imagen.....	102
4.5.1	Analizador de imagen.....	102
4.5.2	Preparación de las probetas.....	103
4.5.3	Obtención de imágenes.....	104
4.5.4	Análisis de imagen.....	106
4.5.5	Tratamiento de los datos .....	109
4.6	Ensayo de flexión.....	110
4.6.1	Confeción de la pletina.....	110
4.6.2	Confeción de los empujadores .....	111
4.6.3	Resistencia a la flexión.....	112
4.6.4	Instrumento para las pruebas mecánicas.....	113
4.6.5	Carga.....	116
4.7	Análisis estadístico.....	119
5.	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>121</b>
5.1	<b>SELLADO MARGINAL</b>	
5.1.1	Estadística descriptiva.....	122
5.1.1.1	Discrepancia marginal total.....	122
5.1.1.2	Discrepancia marginal según sistema cerámico.....	123
5.1.1.3	Discrepancia marginal entre pilares (1 y 2).....	125
5.1.1.4	Discrepancia marginal entre vestibular y lingual.....	127
5.1.2	Estadística inferencial.....	129
5.1.2.1	Discrepancia marginal total.....	129
5.1.2.2	Discrepancia marginal según sistema cerámico.....	130
5.1.2.3	Discrepancia marginal entre pilares (1 y 2).....	138
5.1.2.4	Discrepancia marginal entre vestibular y lingual.....	147
5.2	<b>RESISTENCIA A LA FLEXIÓN</b>	
5.2.1	Estadística descriptiva.....	155
5.2.2	Estadística inferencial.....	159

6	DISCUSIÓN.....	163
6.1	Sellado marginal .....	164
6.1.1	Discrepancia marginal total.....	165
6.1.2	Discrepancia marginal por sistema cerámico.....	167
6.1.3	Discrepancia marginal entre pilares (1 y 2).....	170
6.1.4	Discrepancia marginal entre vestibular y lingual.....	171
6.2	Resistencia a la flexión.....	178
7	CONCLUSIONES.....	195
8	BIBLIOGRAFÍA .....	197
9	ANEXO.....	227
9.1	Planos para la confección de las probetas.....	228
9.2	Plano para la confección de la prensa de cementado .....	229
9.3	Plano para la confección de la pletina.....	231
9.4	Pruebas estadísticas sellado marginal.....	232
9.4.1	Listado de datos.....	232
9.4.2	Estadística descriptiva.....	233
9.4.3	Estadística inferencial.....	239
9.5	Pruebas estadísticas resistencia a la fractura.....	261
9.5.1	Listado de datos.....	261
9.5.2	Estadística descriptiva.....	262
9.5.3	Estadística inferencial.....	262

# INTRODUCCIÓN

---

## 1.1 CERÁMICAS

### 1.1.1 CONCEPTO DE CERÁMICA DENTAL

El término “cerámica” se puede definir como “Material de naturaleza inorgánica, de origen mineral, que se modela a temperatura ambiente y cuya forma se fija mediante calor”<sup>1-4</sup>.

La diferencia entre los términos “cerámica” y “porcelana” estriba en que porcelana define, más bien, las cerámicas de alta calidad, menos porosas y más duras y rígidas con excelente aspecto y cualidades superficiales. No obstante ambos términos se utilizan indistintamente en la práctica, dentro del amplio grupo de materiales cerámicos<sup>1</sup>. Etimológicamente cerámica proviene del griego “*Keramos*” = material quemado. Cerámica es el “Arte de fabricar vasijas y otros objetos de barro, loza y porcelana., de todas clases y calidades” Sin embargo, porcelana (del italiano *porcellana*) define el producto final obtenido, refiriéndose a esa especie de loza fina, transparente, clara y lustrosa, inventada en China e imitada en Europa<sup>5</sup>.

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<sup>2,6</sup>.

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<sup>2,7,8</sup>.

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<sup>9</sup>. No obstante, su naturaleza frágil, limita el uso de estos materiales. Para poder utilizarse en la fabricación de restauraciones dentales son necesarias varias propiedades como baja temperatura de fusión, alta viscosidad y resistencia a la desvitrificación<sup>10</sup>.

No cabe duda de que la principal ventaja derivada del empleo de las restauraciones totalmente cerámicas es la estética, siendo capaces de satisfacer en el momento actual, los requisitos más exigentes<sup>8</sup>.

Clásicamente se describen una serie de inconvenientes en las restauraciones completamente cerámicas, pero hoy en día prácticamente casi todos esos inconvenientes son relativos desde el momento en que aparecen en el mercado las cerámicas de nueva generación<sup>8</sup>.

No es fácil imitar con exactitud el color y la textura de los dientes debido a que las propiedades ópticas de la cerámica son diferentes a las del esmalte y la dentina. Además se debe tener en consideración que las restauraciones se construyen fuera de la boca y se cementan posteriormente en su posición. Actualmente la preparación dentaria es menos crítica que en las jackets convencionales y se asemeja a la de las restauraciones ceramometálicas<sup>8</sup>. En algunos casos, particularmente en los dientes anteriores puede ser necesario eliminar una mayor cantidad de estructura dental sana<sup>9</sup>.

Debemos tener en cuenta que las cerámicas dentales constituyen un grupo de materiales en continua evolución por lo que su estudio obliga a constantes revisiones y actualizaciones. Son de conocimiento antiguo, pero gracias a su reciente expansión, han permitido un importante desarrollo de muchas aplicaciones, impensables tan solo hace unos pocos años. Con ellas es posible confeccionar prácticamente cualquier tipo de restauración dental: coronas de recubrimiento total, puentes, dientes artificiales, incrustaciones, carillas, brackets ortodóncicos, etc. Hasta se fabrican componentes instrumentales y de equipamiento<sup>1</sup>.

### 1.1.2 ANTECEDENTES HISTÓRICOS

Probablemente las cerámicas fueron los primeros materiales producidos artificialmente por el hombre. Yacimientos del 23.000 a.C. demuestran que el hombre ya empleaba material quemado accidentalmente en el fuego en la zona de la Bohemia actual. La elaboración de vajilla y objetos sencillos a base de loza se conoce desde el 6.000 a.C. Desde aproximadamente el año 100 a.C. se conoce la elaboración de gres. En China (1000 d.C.) se conocía la porcelana como un material resistente<sup>2</sup>.

En el campo de la Odontología, Pierre Fauchard (1678-1761), quien es considerado el padre de la Odontología, pensó en la posibilidad de hacer dientes de porcelana, pero fue Alexis Duchateau quien en 1774 realizó el primer juego de dientes de porcelana para dentaduras completas. Dubois de Chemant (mejoró el método anterior (1791). El empleo de la cerámica cayó en el olvido y no es hasta 1844 cuando se fabrican dientes de porcelana tanto para prótesis completas de arcadas como para dientes individuales “desvitalizados”<sup>2</sup>.

La primera corona completamente cerámica fue introducida por Land en 1903 y se denominó corona jacket de porcelana. Durante muchas décadas, se consideró la restauración de recubrimiento completo más estética que podía ofrecer la odontología. Se realizaba a partir de porcelanas de feldespáticas con una lámina de platino como soporte durante la cocción<sup>5</sup>. Su uso estuvo muy limitado por la necesidad de preparaciones dentales muy agresivas, el deficiente ajuste marginal obtenido (lo que se traducía por la colonización bacteriana en caries y enfermedades periodontales) y la escasa resistencia a la fractura con las consiguientes fracturas de las restauraciones<sup>7,8</sup>.

En 1965 McLean y Hughes introdujeron en el mercado la porcelana aluminosa. Esta porcelana tenía un núcleo interno de porcelana aluminosa con un 40 a un 50% de cristales de óxido de aluminio para bloquear la propagación de fisuras, cubierto con porcelana convencional, dando lugar a una restauración que aproximadamente un 40% más resistente a la fractura que la feldespática convencional<sup>8, 10, 11</sup>. Estas porcelanas presentaban el problema de una mayor opacidad y de ser más blanquecinas, por lo cual para conseguir una estética aceptable se necesitaba un tallado muy agresivo. Además el ajuste marginal obtenido no era adecuado<sup>11, 12</sup>.

En la década de los 60, aparecieron las restauraciones ceramometálicas. Estas restauraciones exigían un talado menos agresivo y mejoraban el ajuste marginal. Aunque los resultados estéticos conseguidos con estas restauraciones son buenos, no llegan a alcanzar la transparencia y luminosidad del diente natural. Otros inconvenientes son el coste de los metales nobles, el miedo subjetivo de los pacientes hacia los materiales metálicos, y los problemas técnicos que pueden surgir debidos al deficiente coeficiente de dilatación térmico existente entre el metal y la porcelana, a la unión metal-cerámica y a la adaptación marginal.

Hoy día este tipo de restauraciones siguen siendo las más utilizadas debido a su gran definitiva en los casos que exijan un elevado requerimiento estético<sup>2, 7-9, 11-16</sup>.

Debido a ello las investigaciones en las cerámicas dentales continuaron y es en la década de los 80 cuando hubo un gran resurgimiento de las restauraciones completamente cerámicas, intentando solventar los problemas que presentaban las convencionales. Entre los objetivos de las investigaciones figuran: obtener una baja o nula contracción, lo que se traduciría en sellados marginales adecuados, conseguir una translucidez similar a la del diente natural, lograr restauraciones conservadoras con la estructura dentaria, alcanzar una elevada resistencia a la fractura.

En 1983 Sozio y Riley introdujeron el sistema Cerestore® (Coors Biomedical), lo que supuso el punto de inflexión para el aumento de las indicaciones de las coronas totalmente cerámicas, ya que se podían fabricar coronas cerámicas también para los dientes posteriores.<sup>17, 18</sup> El proceso de laboratorio era muy complicado y el fabricante se vio obligado a retirar el sistema del mercado debido a problemas de fractura de las coronas<sup>8, 10, 19</sup>.

En 1984 Adair y Grossmann publican sus primeras experiencias con el sistema Dicor® (Dentsply) consistente en un procedimiento de colado a la cera perdida de una cerámica basada en un vidrio de circonio. Dicor® se hizo popular para restauraciones parciales y de recubrimiento completo en todas las zonas de la boca, pero aun siendo más resistente que las porcelanas feldespáticas convencionales, no era lo suficientemente fuerte para puentes<sup>10, 19, 20</sup>. Malament y Socransky en 1999 realizaron un seguimiento de 1.444 coronas vitrocerámicas Dicor durante 14 años, observando un 12% de fallos<sup>21, 22</sup>. Una alta tasa de fracaso en las regiones posteriores de la boca así como el desarrollo de otros materiales, llevó a la reducción en la producción de este producto.



Hobo e Iwata presentaron en 1985 el sistema Cerapearl® (Kyocera), otra cerámica vítrea colable, pero con una microestructura que contenía cristales de hidroxiapatita pero tuvo un breve período de comercialización <sup>8, 10, 23-26</sup>.

El sistema HiCeram® (Vita) contenía aproximadamente la misma cantidad de alúmina que el sistema Cerestore, pero para fabricarla se utilizaba un proceso de laboratorio menos complicado que permitía obtener un producto final más predecible. Aún así, el núcleo HiCeram® no poseía todavía una resistencia satisfactoria para los dientes posteriores <sup>19</sup>.

Todas ellas hoy día han desaparecido debido a los fracasos que han supuesto <sup>1, 7, 8, 12, 19</sup>.

En 1985 Sadoun introdujo el sistema In-Ceram®, a base de un núcleo de barbotina sobre el que se infiltra una suspensión de vidrio y sobre el que luego se adicionan capas de porcelana feldespática convencional. El módulo de fractura de este material reforzado era mucho mayor que los convencionales núcleos de alúmina <sup>8, 20, 27, 28</sup>. Obteniéndose tasas de supervivencia del 96% en 223 coronas In-Ceram® seguidas durante 3 años <sup>29</sup>.

Estas cerámicas fueron sustituidas en la década de los 90 por nuevos sistemas. La cerámica Mirage II Fiber® (Myron Int), incorpora una matriz de una cerámica fibrosa de elevada resistencia, que luego se recubre con una porcelana feldespática convencional <sup>8</sup>.

En esta década de los 90 se presenta también el sistema IPS-Empress I (Ivoclar), que consiste en una cerámica feldespática reforzada con leucita inyectada sobre un patrón de cera incluido en revestimiento. Se recomienda el empleo de IPS-Empress I para inlays, onlays, carillas y coronas anteriores <sup>7, 30</sup>. En 1998, Ivoclar desarrolló IPS-Empress II, con una resistencia a la flexión entre 340-450MPa. <sup>30, 31</sup>. Con esta cerámica se obtienen los mejores resultados estéticos debido a su mayor translucidez; sin embargo, tiene limitaciones, como su uso en puentes que incluyan molares o cuando existan muñones metálicos o muy decolorados <sup>32</sup>.

Otra cerámica a considerar es Procera® AllCeram (Nobel Biocare AB), desarrollada por Andersson y Odén en 1993 <sup>33</sup>. Se trata de un sistema CAD/CAM para coronas totalmente cerámicas tanto en el sector anterior como posterior. Está formada por un núcleo de alúmina densamente sinterizada, que contiene más del 99.9% de alúmina, cubierto por porcelana aluminosa convencional. El núcleo aporta la resistencia, y la porcelana que lo recubre es la que le confiere estética <sup>11, 19, 33-39</sup>. Odén et al en 1998 publicaron una tasa de éxito del 96.9 % tras 5 años de seguimiento <sup>34</sup>. Walter et al en 2006 publicaron una tasa de supervivencia del 96,7%

en coronas anteriores y 91,3% en sectores posteriores. Resultados que indican un buen pronóstico clínico <sup>40</sup>.

Estas cerámicas permiten realizar restauraciones en el sector anterior y en el posterior, obteniendo buenos resultados biológicos a largo plazo, así como mecánicos y estéticos <sup>31-33</sup>. Sin embargo las cerámicas IPS-Empress I e In-Ceram® Alúmina pueden ser insuficientes como materiales para puentes posteriores <sup>32, 41</sup>. IPS-Empress II y Procera® AllCeram ofrecen la posibilidad de realizar puentes en sectores posteriores de las arcadas pero sólo están indicadas para restauraciones hasta los premolares <sup>11, 32</sup>.

Para cubrir esta opción se desarrolló In-Ceram® Zirconia (Vita). Sistema que consta de un núcleo compuesto por mezcla de óxido de aluminio al 67% y óxido de circonio en forma tetragonal metaestable en el 33% restante, mezcla que una vez sinterizada, se infiltra con vidrio, y una cerámica de recubrimiento. La estética que se consigue con In-Ceram® Zirconia es superior a la de las restauraciones ceramometálicas, a pesar de la opacidad de su núcleo, la cual hace que su utilización no sea tan crítica con los muñones decolorados o metálicos y con la elección del cemento a utilizar, que no interferirá en el color final de la restauración. Esta cerámica conjuga buenas propiedades estéticas con una buena resistencia mecánica y un buen sellado marginal, lo que permite a priori indicarla para restauraciones de brechas cortas en los sectores posteriores <sup>32, 42-44</sup>.

En los últimos años se han desarrollado los sistemas cerámicos a base de óxido de circonio parcialmente estabilizado, que actualmente es el material cerámico más resistente y estable del mercado. Dentro de estos sistemas se encuentran: Cercon® Smart Ceramics (*Dentsply-DeguDent*), Lava™ All Ceramic System (*3M Espe*), In-Ceram YZ® (*Vita*) e IPS e.MAX ZirCAD (*Ivoclar*), entre otros. Las restauraciones mediante estos sistemas cerámicos a base de óxido de circonio son fabricadas con tecnología CAD/CAM (Computer Aid Design/Computer Aid Manufacturing), donde ya no es preciso someter a la cerámica a sucesivas cocciones, sino que las preparaciones son escaneadas y procesadas mediante ordenador y la fabricación se basa en la mecanización también asistida por ordenador. De esta forma se pretende conseguir un sellado marginal óptimo debido al mecanizado y una resistencia a la fractura adecuada para soportar las cargas oclusales en sectores posteriores.

### 1.1.3 CLASIFICACIÓN

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.

- A. Por su temperatura de sinterización
- B. Por las características estructurales
- C. Por su composición química
- D. Por la técnica de confección

#### A. 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 <sup>5, 45</sup>.

Las porcelanas se pueden clasificar atendiendo al rango de temperaturas necesario para su cocción. (Tabla 1). El intervalo de temperatura para pertenecer a uno u otro grupo varía ligeramente según la literatura consultada <sup>3, 5, 46</sup>.

TEMPERATURA DE COCCIÓN DE LAS PORCELANAS DENTALES	
<b>Alta</b>	<b>&gt;1300°C</b>
<b>Media</b>	<b>1050-1300°C</b>
<b>Baja</b>	<b>850-1050°C</b>
<b>Más baja o muy baja</b>	<b>&lt;850°C</b>
<b>Tª ambiente*</b>	
<b>*Ya listas para usar como brackets, pernos, etc.. o cerámicas CAD/CAM</b>	

Tabla 1. Clasificación según la 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 <sup>1,3,5</sup>.

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). Son varias razones para emplear temperaturas cada vez más bajas como 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”. Es evidente que durante el proceso industrial, previo a la comercialización, han de ser procesadas mediante calor, pero no pasan por las manos del técnico de laboratorio y es el clínico quien las adapta, coloca y, eventualmente retoca ligeramente sin otras transformaciones <sup>3</sup>.

### B. 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 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<sup>1, 3, 5, 46, 47</sup>.

Las porcelanas son frágiles, por ello que gran parte del esfuerzo investigador se haya centrado –y continúe centrándose– en dotarlas de mejor resistencia. Actualmente muchos de los materiales comentados pueden considerarse auténticamente vidrios, en cuya masa están repartidas partículas cerámicas reforzadoras, la mayoría de las veces cristalizadas. Lo que varía es el procedimiento por el que dichas partículas están allí presentes (leucita, mica, alúmina, espinelas, etc.)<sup>3</sup>.

- 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 resistentes. Suelen contraer el 15-20% del volumen cuando son sinterizadas completamente. Ej.: Lava™, Procera®...<sup>47</sup>

### C. POR SU COMPOSICIÓN QUÍMICA

Las distintas cerámicas están constituidas fundamentalmente por los mismos materiales, siendo la principal diferencia entre unas y otras la proporción de los componentes primarios y el proceso de cocción empleado. Dichos 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 <sup>2, 5, 6, 9, 10</sup>.

## 1. 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. Con estas mezclas se preparaban dientes anteriores y coronas jacket muy opacas y con grandes cambios dimensionales durante su procesado. Se aprendió a suprimir el caolín y a añadir fundentes para dar «parcial transparencia» y rebajar la temperatura de cocción <sup>3</sup>.

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 SiO<sub>2</sub> con un reducido porcentaje de aditivos óxidos (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, MgO, ZrO<sub>2</sub>) y de cristales de leucita insertados en la matriz. Se componen de un 44-66% de óxido de sílice (SiO<sub>2</sub>) y de un 11-17% Óxido de aluminio (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>). Las de alta resistencia incorporan elementos para aumentar su resistencia <sup>6</sup>.

Dentro de las cerámicas *feldespáticas convencionales* destacan <sup>5</sup>:

- Vintange (3M ESPE): 59 % de SiO<sub>2</sub>, 17 % de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.
- Duceram (DeguDent): 64 % de SiO<sub>2</sub>, 13% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.
- Vivodent PE (Ivoclar): 66% de SiO<sub>2</sub>, 12% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.
- IPS Classic<sup>®</sup> (Ivoclar): 60% de SiO<sub>2</sub>, 13% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.
- Ceramco (Dentsply): 55% de SiO<sub>2</sub>, 11% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.

Dentro de las cerámicas *feldespáticas de alta resistencia* destacan:

- **Optec-HSP (Jeneric):** 62% de SiO<sub>2</sub>, 16 % de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. Su resistencia se debe a la dispersión de microcristales de leucita sobre una matriz vítrea<sup>48, 49</sup>.
- **IPS Empress I<sup>®</sup> (Ivoclar):** 63% de SiO<sub>2</sub>, 18% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. La incorporación de leucita en la fase cristalina y el tratamiento térmico en la inyección por presión, le confieren mayor resistencia <sup>50</sup>.
- **IPS Empress II<sup>®</sup> (Ivoclar):** 57-80% de SiO<sub>2</sub>, 11-19% de LiO<sub>2</sub>, 0,5% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. El aumento de la resistencia conlleva una mayor opacidad, por lo que se empleará

como núcleo de la restauración, que posteriormente será recubierta de una cerámica feldespática convencional<sup>51,52</sup>.

- **Mirage II<sup>®</sup> Fiber (Myron Int):** Emplea fibra de óxido de circonio dispersa en la porcelana. También se utiliza como núcleo, y posteriormente se recubre con una cerámica feldespática convencional<sup>45</sup>.
- **Finesse All Ceramic<sup>®</sup> (Dentsply):** Feldespática reforzada con cristales de leucita<sup>5</sup>.
- **Fortress (Myron Int):** Feldespática reforzada también con cristales de leucita.

## 2. 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)<sup>53</sup>. Este componente presenta una temperatura de fusión mucho más elevada que la de la porcelana de baja o media fusión. De esta forma se obtiene una estructura de material compuesto, en la que el material que se funde antes actúa como matriz, mientras que el óxido de aluminio (que tiene un elevado punto de fusión) queda repartido por toda la masa del primero, en forma de pequeñas partículas dispersas.

Las cerámicas aluminosas han ido evolucionando con el tiempo y asimismo se ha ido incrementando la concentración de óxido de aluminio. Hoy en día componen de un 1- 40 % de óxido de sílice ( $\text{SiO}_2$ ) y de un 60-99% de Óxido de aluminio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ).

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<sup>1,3,5</sup>.

### *Cerámicas Aluminosas convencionales*

La proporción de alúmina se sitúa entre el 20 y el 40 %. Se utilizan como recubrimiento estético de restauraciones cuya cofia interna es de cerámica aluminosa de alta resistencia, y también en algunas técnicas ceramometálicas<sup>54</sup>.

Entre ellas destacamos:

- Vitadur N<sup>®</sup> (Vita)
- Vitadur Alfa<sup>®</sup> (Vita)
- Cerabien (Noritake)
- Allceram<sup>®</sup> (Ducera)
- VM7 (Vita)

En los últimos años se han desarrollado cerámicas aluminosas especiales para recubrir estructuras confeccionadas con óxido de zirconio<sup>55</sup>. La diferencia con las anteriores es que poseen un coeficiente de expansión térmica más elevado. Destacando:

- Cercon<sup>®</sup> Ceram S (DeguDent).
- VM9<sup>®</sup> (Vita).

#### *Aluminosas de alta resistencia*

Poseen una gran resistencia mecánica (entre 300 y 600 MPa.), debido a que en su composición tienen entre un 60 y un 99 % de alúmina, por lo que algunas cerámicas de este grupo permiten, además de construir núcleos de coronas de recubrimiento total, la confección también de puentes.

Las más representativas son:

- Hi-Ceram<sup>®</sup> (Vita): SiO<sub>2</sub> (20%) y Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (67%)<sup>3, 56, 57</sup>.
- Sistema In-Ceram<sup>®</sup> (Vita): se basa en un núcleo de alúmina presinterizada, en el que se infiltra con vidrio la alúmina inicialmente porosa.
- In-Ceram<sup>®</sup> Alúmina (Vita): Posee hasta un 85 % de óxido de aluminio de grano fino, que posteriormente es infiltrado con polvo de vidrio de baja viscosidad que difunde a través de la alúmina por acción capilar, confiriéndole una máxima densidad. Se utiliza como núcleo cerámico de restauraciones de coronas individuales, y también en puentes anteriores<sup>5, 58, 59</sup>.
- In-Ceram<sup>®</sup> Spinell (Vita): Incorpora magnesio (Mg Al<sub>2</sub>O<sub>4</sub>) a la fórmula de In-Ceram<sup>®</sup> Alúmina (28 % de Mg, 72 % de Al<sub>2</sub>O<sub>4</sub>), formando un compuesto llamado spinella (MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub>). Posteriormente se somete también a un infiltrado vítreo. Tiene una mayor transparencia y translucidez, pero menor resistencia (aproximadamente un 25% menos). Se emplean fundamentalmente para la confección de coronas individuales en dientes anteriores<sup>60</sup>.



- In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia (Vita): Es una mezcla de óxido de aluminio (67 %) y óxido de circonio (33%), que es infiltrada posteriormente con polvo de vidrio de baja viscosidad, que difunde a través de la red cristalina, constituyendo finalmente un 20-25 % de la composición global. Es la más resistente de todas las pertenecientes al sistema In-Ceram porque el óxido de circonio le confiere un aumento de la tenacidad, a expensas de una mayor opacidad. De modo que están indicadas fundamentalmente en puentes posteriores<sup>32, 44</sup>.
- Procera<sup>®</sup> AllCeram (Nobel Biocare): Formada por un núcleo de óxido de aluminio al 99,9% densamente sinterizado, obtenido mediante un proceso de prensado en frío y una sinterización a 1550 °C, lo que compacta el material, haciendo desaparecer los espacios entre los cristales de alúmina, y confiriendo al material una gran resistencia mecánica. Se utilizan fundamentalmente en coronas individuales anteriores y posteriores, y también en puentes posteriores de tres elemento<sup>5, 33, 34, 37, 61-63</sup>.

### 3. Cerámicas para unión ceramometálica

Hasta la aparición de las porcelanas para unión ceramometálica (hacia la década de los sesenta) no era posible elaborar puentes exclusivamente de porcelana debido a su rigidez (y consecuente fragilidad). Sin embargo merced a la aplicación de un principio técnico antiguo, “si un material muy rígido descansa sobre otro más elástico o flexible aquel participa de las propiedades de éste”, fue posible construir primero la estructura metálica de un puente sobre la que se depositan después capas cerámicas capaces de soportar las cargas masticatorias. La investigación en este caso hubo de aportar diferentes innovaciones<sup>3</sup>.

### 4. Vitrocerámicas

Este término engloba a todo un grupo de nuevas porcelanas. En su técnica de elaboración existe una fase inicial en la cual se obtiene un vidrio y una segunda fase en la que este vidrio, mediante un proceso térmico, pasa de ser una masa amorfa a organizarse en el sistema clásico de cristales de tetraedros de silicio<sup>5, 23-25</sup>.

Las porcelanas más representativas de este grupo son:

- Cerámica vítrea DICOR<sup>®</sup>
- Cerámica CERAPEARL<sup>®</sup>

## 5. 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 corrosión <sup>64</sup>. 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  $ZrO_2$  pero vulgarmente se le conoce como Zirconia <sup>16</sup>. 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 cadera 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 <sup>65, 66</sup>.

El 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 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. Así pues, finalmente lo que se consigue es una cicatrización de dicho área evitando la propagación de dicha grieta <sup>64, 67-69</sup>. Este mecanismo ha sido en el que se fundamentado el excelente comportamiento a nivel de resistencia de la zirconia en comparación con otros materiales. 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 <sup>65, 66, 70-73</sup>.

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. La zirconia empleada en Odontología responde casi siempre a la formulación de óxido de zirconia ( $ZrO_2$ ) estabilizada parcialmente con óxido de ytrio ( $Y_2O_3$ ). Si la zirconia estuviese totalmente estabilizada no habría posibilidad de transformación de la misma, y por lo tanto, se perdería la principal propiedad en la que se fundamenta su uso <sup>64</sup>.

El óxido de circonio, es un material de color blanco y casi tan opaco como las aleaciones metálicas de las estructuras ceramometálicas; esta cualidad lo hace indicado para ocultar sustratos dentarios de color oscuro. Además, las estructuras se pueden teñir para que el color base sea lo más parecido al sustrato dentario subyacente <sup>65, 66, 70-78</sup>.

La cerámica de óxido de circonio ofrece excelentes propiedades mecánicas gracias a la composición del material, con una resistencia a la fractura por encima de los 1000 MPa. (más de 5 veces la que tiene una cerámica feldespática convencional), una extraordinaria biocompatibilidad y estética (mayor translucidez en comparación con otros metales) y su facilidad de fabricación al consolidarse las técnicas de CAD/CAM, han hecho que este material se haya convertido en uno de las principales herramientas de elección en el ámbito odontológico.

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.

#### D. 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 tres grupos:

- Técnica de condensación.
- Técnica de sustitución a la cera perdida
- Técnica de procesado por ordenador.

##### *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.

*Condensación sobre hoja de platino.* Esta técnica se remonta a 1886, cuando Land logra por primera vez fabricar incrustaciones y coronas de porcelana fundidas sobre una hoja de platino por el método de quemado en un horno de gas. Una vez cocida, se retiraba la hoja de platino, y se obtenía una restauración completamente cerámica. En la actualidad están prácticamente en desuso porque han sido reemplazadas por cerámicas de alta resistencia.

*Condensación sobre cofias.* Esta técnica data de 1956, año en que se consigue la unión de la porcelana a una aleación de oro, paladio y platino<sup>5, 58</sup>. En la actualidad está muy desarrollada y extendida, pudiéndose unir cerámica a muchos tipos de aleaciones y también a subestructuras totalmente cerámicas. Para esta técnica se pueden emplear cerámicas convencionales, tanto feldespáticas como aluminosas.

*Condensación sobre modelos de revestimiento.* El sistema se basa en la obtención de un segundo modelo de trabajo, duplicado del modelo maestro de escayola mediante un material refractario que no sufre cambios dimensionales al someterlo a las temperaturas de cocción de la porcelana. En este caso la porcelana se condensa directamente sobre estos troqueles de material refractario, y solamente cuando se ha obtenido la forma deseada, se procede a la eliminación del material mediante arenado, colocándose la restauración sobre el modelo maestro para los retoques finales<sup>5, 58</sup>.

Dentro de este grupo se encuentran:

- Optec<sup>®</sup>-HPS (Jeneric).
- Mirage II<sup>®</sup> Fiber (Myron Int).
- Hi-Ceram<sup>®</sup> (Vita).
- In-Ceram<sup>®</sup> Alúmina, Spinell y Zirconia (Vita).
- Fortress<sup>®</sup> (Myron Int).

En general no se precisa equipamiento muy específico, aunque suelen ser necesarios muchos pasos hasta obtener la restauración final <sup>1, 3, 6-8, 32, 43, 44, 79</sup>.

### *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 <sup>3, 5</sup>.

### *Técnica de colado*

Desde principios del siglo XX existen diferentes procedimientos descritos para colar porcelanas. Todos ellos tropezaban con idénticos problemas: las porcelanas cuando fundían constituían masas pastosas y existía, 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. En líneas generales, todos ellos se parecen a los procedimientos de transformación de metales mediante colado. Tras la toma de una impresión de la preparación se obtiene un positivado sobre el que se modela en cera la restauración. A continuación se recubre con un revestimiento refractario adecuado. El conjunto se calienta por aplicación de calor suave, la cera se pierde, queda una cavidad o molde, para después introducir la masa de material vitrocerámico, a alta temperatura, en estado fundido, con unas buenas características de fluidez.

Es necesario equipamiento especial <sup>1, 3, 5, 7, 8, 10, 80, 81</sup>.

- Dicor<sup>®</sup> (Dentsply)
- Cerapearl<sup>®</sup> (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<sup>82-84</sup>. Estos sistemas de inyección están permitiendo obtener ajustes marginales que igualan y en algunos casos pueden superar a los obtenidos con estructuras coladas de metal<sup>1, 5, 8, 10</sup>.

Los sistemas más representativos de esta técnica son:

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

### *3 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. Los sistemas CAD/CAM (Computer Aid Design/Computed Aid Manufacturing: Diseño Asistido por Ordenador/Fabricación Asistida por Ordenador) fueron introducidos en el campo de la odontología en 1971 de forma experimental y teórica y fue en la década de los ochenta cuando la Universidad de Zúrich los aplicaron a la clínica desarrollando el sistema Cerec®<sup>85, 86</sup>. Comenzaron a utilizarse para elaborar incrustaciones, y a partir de 1992 se emplearon también para coronas unitarias<sup>11</sup>.

En todo proceso CAD/CAM se distinguen esencialmente 3 fases: digitalización, diseño por ordenador y mecanizado. La particularidad de estos sistemas está en que se parte de bloques de materiales ya preparados.

Las ventajas de estos sistemas son:

- Evitan las distorsiones inherentes al proceso de elaboración tradicional como la contracción de la cera, la expansión del revestimiento, y la contracción del material colado, alteraciones que afectan al ajuste de la restauración<sup>87-90</sup>.
- Consiguen restauraciones de alta precisión ya que son procedimientos muy controlados y automatizados

- Ahorran tiempo porque suprimen fases en la confección de las prótesis, como es el caso del encerado, el revestimiento y el colado <sup>91-93</sup>.

La tecnología CAD/CAM puede aplicarse a distintos materiales como vitrocerámicas, resinas compuestas, metales, etc. Además pueden manejarse estos principios en diversos campos de la prótesis: prótesis fija sobre dientes naturales (inlays, onlays, carillas, coronas, puentes), implantoprótesis (pilares, coronas, puentes, estructuras de prótesis híbridas, barras de sobredentaduras), prótesis parcial removible y prótesis maxilofacial.

A excepción del sistema Cerec<sup>®</sup>, los conocidos sistemas CAD/CAM no se rigen en primer término por la impresión óptica en la boca, sino por el producto final, teniendo en este caso la máxima prioridad la exigencia de una estética y un ajuste adecuados durante el desarrollo <sup>94</sup>.

### A. Sistema CEREC<sup>®</sup> (Sirona)

CEREC fue concebido como amplio sistema de restauración para la consulta odontológica. En sus inicios, se empleó para elaborar incrustaciones cerámicas. En 1985 fueron tratados los primeros pacientes en la Universidad de Zúrich. Actualmente hay 2 versiones, el Cerec 3<sup>®</sup> introducido en el año 2000, de uso en la consulta; y el Cerec inLab<sup>®</sup> aplicado al laboratorio protésico, presentado en 2002.

El Cerec 3<sup>®</sup>, una vez preparado el diente, efectúa la lectura óptica tridimensional, mediante una pequeña cámara intraoral. La información es recogida y procesada en un ordenador, el cual transmite la información a un instrumento rotatorio, que fresará en unos pocos minutos la restauración según el diseño realizado por ordenador. Al principio, la restauración estaba sujeta a ciertas limitaciones de diseño, ya que el instrumento rotatorio de la máquina solo permitía trabajar en ausencia de «ángulos muertos». Posteriormente una nueva generación de la máquina ha proporcionado mejoras técnicas importantes, referidas especialmente al sistema de elementos rotatorios, lo que permite elaborar restauraciones más complejas e incluso coronas.

El método CEREC combina la tecnología adhesiva con la elaboración más rápida posible y totalmente en cerámica. Esto genera una gama incomparable de restauraciones orientadas a cada caso particular, biocompatibles, sin metales, de color auténtico, de cerámica de alta calidad y larga duración. Además al realizar la restauración en una sola sesión, no se requiere realizar restauraciones provisionales, ni esperar los tiempos de laboratorio. El más representativo es el sistema Cerec<sup>®</sup> 3D <sup>5, 75, 94-110</sup>.

Este sistema admite los siguientes bloques cerámicos:

- Vitablocs® Mark II (porcelana feldespática de grano fino)
- Vitablocs® Triluxe (cerámica caracterizada por su gradación de sombras : cuerpo, esmalte y cuello)<sup>111, 112</sup>.
- ProCAD® Blocks (cerámica reforzada con leucita) (Ivoclar)

El sistema Cerec inLab® presenta una unidad de fresado similar a la del Cerec3® pero incorpora además un láser para escanear el modelo. A continuación un programa informático diseña la restauración, que se obtendrá a partir de bloques cerámicos. Actualmente Sirona ha incorporado un nuevo escáner, el Cerec InEos®, más rápido y que permite la lectura de modelos de dientes individuales, de cortes a sierra, de maxilares enteros y antagonistas.

Los bloques usados por este sistema son de la línea de productos de In-Ceram®: VITA InCeram Alúmina®, VITA InCeram Spinell®, VITA InCeram Zirconia®, VITA InCeram YZ®. Se trata de bloques presinterizados, lo que hace que sean más fácilmente fresados, ya que esta cerámica no alcanza la fuerza máxima hasta el infiltrado vítreo. También puede emplear los bloques IPS e.max CAD® (bloque de vitrocerámica a base de disilicato de litio) e IPS e.max ZirCAD® (cerámica circoniosa estabilizada con itrio) de la casa Ivoclar®, al igual que los anteriores también son bloques presinterizados, facilitando su fresado.

Dado que el proceso de sinterizado conlleva una contracción de aproximadamente el 20%, el sistema Cerec inLab®, fresa una estructura sobredimensionada, que posteriormente, tras la sinterización a alta temperatura, contraerá hasta su tamaño final, alcanzando sus propiedades definitivas<sup>113</sup>.

### B. Sistema NOBELPROCERA®. (Nobel Biocare®)

Se introdujo en 1994. Utiliza un innovador concepto para crear sus núcleos de alúmina y circonia. Procera® no es un sistema exclusivamente cerámico ya que con él también se pueden preparar metales (por ejemplo coronas o implantes de titanio).

El sistema consta de un sensor que, en el laboratorio, efectúa una impresión digital del muñón del modelo. Se trata de un barrido mecánico sensible; una aguja, en cuyo extremo se encuentra una pequeña esfera de zafiro de un diámetro de 1,5mm, que recorre la superficie y transmite las coordenadas al ordenador. La posición de la varilla exploradora se registra 360 veces en cada rotación. Una preparación requiere alrededor de unas 50.000 mediciones para que la digitalización sea fiable<sup>91</sup>. La información es almacenada y procesada mediante ordenador y se envía al laboratorio en Suecia (Procera Sandvik AB de Estocolmo). La elaboración de la cofia cerámica es controlada automáticamente por el fichero de datos del PC



mediante un robot computerizado. Se crea un modelo refractario con la magnificación necesaria para compensar la contracción producida por el prensado en seco y sinterización del material cerámico (entre un 15% en los incisivos y un 20% en los molares) <sup>34, 76, 114, 115</sup>. Se elabora el núcleo de la restauración que es remitida al laboratorio, donde se recubrirá de cerámica NobelRondo alúmina/zirconia<sup>®</sup> <sup>113</sup>.

Dentro de este sistema encontramos la cerámica NobelProcera Alumina<sup>®</sup>, NobelProcera Zirconia<sup>®</sup> y el titanio comercialmente puro tipo 2, NobelProcera Titanium<sup>®</sup> <sup>5, 62, 63, 75, 116-122</sup>.

### C. Sistema LAVA<sup>™</sup> All-ceramic System (3M ESPE)

Emplea un escáner de método de óptica triangular para digitalizar la información del muñón e incluso del reborde edéntulo. El software automáticamente encuentra el margen y sugiere un pónico. Al igual que en el caso de Cerec inLab<sup>®</sup>, Procera<sup>®</sup> y Cercon<sup>®</sup>, se mecaniza a partir de un bloque de cerámica circoniosa presinterizada, una estructura que se diseña para ser un 20% más grande para compensar la contracción de sinterización. Una vez que se completa el diseño se selecciona de forma adecuada el bloque semisinterizado de zirconia que va a ser fresado. De esta forma se reduce el tiempo de fresado, el desgaste de la fresa, la carga en la unidad de fresado y se obtiene una alta precisión. Se asigna un código de barras para registrar el diseño específico del bloque. La velocidad media de fresado para un núcleo es de 35 minutos, y para un puente de 3 piezas 90 minutos. Este sistema permite además colorear el núcleo del material en siete tonos distintos, a diferencia de otros, en los que la cofia de óxido de circonio es blanca y opaca. Una vez que se obtiene la estructura se sinterizará obteniendo su dimensión, densidad y resistencia definitiva. Una vez realizada la estructura, ésta se recubre con la porcelana Lava Ceram<sup>®</sup> <sup>65, 66, 76, 114, 123</sup>.

### D. Sistema CERCON Smart Ceramics<sup>®</sup> (Dentsply-DeguDent)

La principal diferencia con los demás sistemas consistía en que requería el encerado previo de la estructura protésica, ya que no diseñaba la cofia y por tanto, no se leía el muñón, sino que se escaneaba directamente el encerado. Por ello se trataba de un sistema CAM y no CAD/CAM propiamente dicho <sup>124-130</sup>.

Recientemente se ha incorporado un nuevo software (Cercon Art) que permite el diseño de la estructura protésica a partir de la lectura directa del troquel (CAD) y por tanto no requiere el modelado previo de la cofia.

A continuación, en la unidad Cercon Brain se mecaniza una cofia magnificada (20%) a partir de un bloque de cerámica circoniosa parcialmente sinterizado o Cercon Base, que posteriormente se lleva hasta su temperatura de sinterización (1.350°) en la unidad Cercon Heat. La estructura de circonio posteriormente es recubierta con la cerámica Cercon Ceram S<sup>8</sup>  
76, 114 .

### E. Sistema Hint-Els<sup>®</sup> Zirconium TPZ

Este material se presenta en bloques de  $ZrO_2$  totalmente sinterizado y presurizado isostáticamente, listos para ser tallados y convertidos en la estructura final que define el técnico de laboratorio tras el escaneado del modelo. El sistema integra un escáner óptico que posibilita unas mediciones muy precisas de piezas y arcadas completas. Ningún proceso posterior altera en forma alguna ni las dimensiones, ni la estabilidad estructural, ni las propiedades físicas o químicas del mismo<sup>131</sup>.

### F. Sistema DCS Precident<sup>®</sup> (DCS)

Emplea la cerámica DC Zircon<sup>®</sup>, VITA In-Ceram Alumina<sup>®</sup> y VITA InCeram Zirconia<sup>®</sup> Blanks para DCS<sup>®</sup>. Asimismo, puede utilizar titanio comercialmente puro (DC Titan<sup>®</sup>) y composite (DC Tell<sup>®</sup>). Actualmente el equipo se compone de tres elementos: un escáner láser (Preciscan), el software para el diseño de la estructura (Dentform) y la unidad de fresado (Precimill). Anteriormente presentaba una estación de exploración por barrido mecánico similar al sistema Procera<sup>®</sup><sup>91</sup>. Mecaniza la estructura deseada a partir de un bloque de cerámica sinterizada<sup>113, 114</sup>.

### G. Sistema CELAY<sup>®</sup> (Microna).

Está diseñado para elaborar cofias cerámicas de coronas unitarias o puentes cortos. Con el sistema Celay una incrustación de material plástico fabricada directamente en la boca del paciente o indirectamente en el laboratorio, es registrada mediante un barrido digital para fabricar la restauración fresando una copia exacta a partir de un bloque de cerámica prefabricado. Es necesario modelar primeramente, sobre los muñones, obtenidos a partir de una impresión convencional, una cofia mediante un polímero fotopolimerizable (CELAY-TECH). Esta cofia se lleva al aparato que copia mecánicamente el contorno y va tallando simultáneamente de un bloque cerámico en frío, mediante un instrumento rotatorio adecuado  
3, 132-134 .

H. Otros sistemas varios que no precisan transformaciones previas de laboratorio y se utilizan directamente en clínica

Sistemas Sonicsys. Procedimiento que simplifica el tratamiento de preparaciones cavitarias de clase II mediante inlays cerámicos ya listos para usar.

Sistema Cerana. Sistema simplificado de inlays cerámicos constituido por conos que se colocan directamente, en clínica, sin pasar por el laboratorio.

Aditamentos ortodóncicos para cementado directo (brackets, botones, etc.) <sup>33</sup>.

En la tabla 2. Se resumen las principales características de los sistemas CAD/CAM que han sido expuestos.

NOMBRE DEL SISTEMA	COMPAÑÍA	DIGITALIZACIÓN	OBJETO ESCANEADO	MATERIALES QUE MECANIZA	ESTADO DEL MATERIAL CERÁMICO EMPLEADO
<b>Cerec 3®</b>	Sirona®	Cámara intraoral	Muñón en boca	Cerámica/composite	Sinterizado
<b>Cerec InLab®</b>	Sirona®	Láser	Muñón en modelo	Cerámica	Presinterizado
<b>Procera®</b>	Nobel Biocare®	Mecánica	Muñón en modelo	Cerámica/titanio	Presinterizado
<b>DSC Precident®</b>	DCS®	Mecánica/Láser	Muñón en modelo	Cerámica/composite/titanio	Sinterizado
<b>Lava®</b>	3M Espe®	Óptica	Muñón en modelo	Cerámica	Presinterizado
<b>Cercon®</b>	Dentsply®- DeguDent	Láser	Encerado/muñón en modelo	Cerámica	Presinterizado

Tabla 2. Tabla comparativa de las principales características de los sistemas CAD/CAM

## 1.2 SELLADO MARGINAL

### 1.2.1 CONCEPTO

Junto con la resistencia y la estética el sellado o ajuste marginal es uno de los criterios más importantes para el éxito a largo plazo de las coronas completamente cerámicas<sup>135</sup>.

El ajuste marginal se puede definir como “la exactitud con la que encaja un restauración de prótesis fija sobre la línea de terminación, previamente tallada en la porción cervical de la corona dentaria, mediante un instrumento diamantado de alta velocidad”<sup>136,137</sup>.

La falta de sellado marginal posee manifestaciones clínicas que pueden aparecer aisladas o combinadas y que se clasifican en:

- Biológicas, derivadas de la acumulación de placa bacteriana que se produce alrededor de las restauraciones. Afectan a la salud de los tejidos orales gingivales y dentarios<sup>138</sup>, pudiendo aparecer gingivitis, sangrado, bolsas periodontales o pérdida del hueso alveolar<sup>139,140</sup>.
- Estéticas, consecuencia de los biológicos y que afectan al aspecto del paciente. Los tejidos periodontales, que se ven modificados en forma, textura, color, consistencia y localización.
- Mecánicas, afectan a la integridad, retención y durabilidad de las restauraciones. Se basan en que cuanto mayor sea el contacto entre la superficie interna de la restauración y el diente, mayor será la retención. Por tanto, cuando existen discrepancias marginales las descementaciones son más frecuentes, aumenta el riesgo de fractura y disminuye su longevidad<sup>141-143</sup>.

El ajuste de una restauración se puede definir mejor, como sugieren Holmes y cols<sup>144</sup> en términos de desajuste, medido en varios puntos entre la superficie de la restauración y el diente (Fig. 1):

- Desajuste interno: La medida perpendicular desde la superficie interna de la restauración a la pared axial de la preparación.
- Desajuste marginal: La distancia perpendicular entre la restauración y la preparación a nivel del margen.

- Discrepancia marginal vertical: El desajuste marginal vertical medido paralelo a la vía de inserción de la restauración.
- Discrepancia marginal horizontal: El desajuste marginal horizontal medido paralelo a la vía de inserción de la restauración.
- Margen sobrecontorneado: La distancia perpendicular desde el desajuste marginal al margen de la restauración, es decir la distancia que rebase la restauración a la línea de terminación.
- Margen infracontorneado: Es la distancia perpendicular desde el ajuste marginal al ángulo cavosuperficial del diente. En este caso el diente sobrepasa a la restauración.
- Discrepancia marginal absoluta: La combinación angular del desajuste marginal y el sobrecontorneado o infracontorneado.

El ajuste perfecto ocurrirá cuando el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial del diente coincidan.

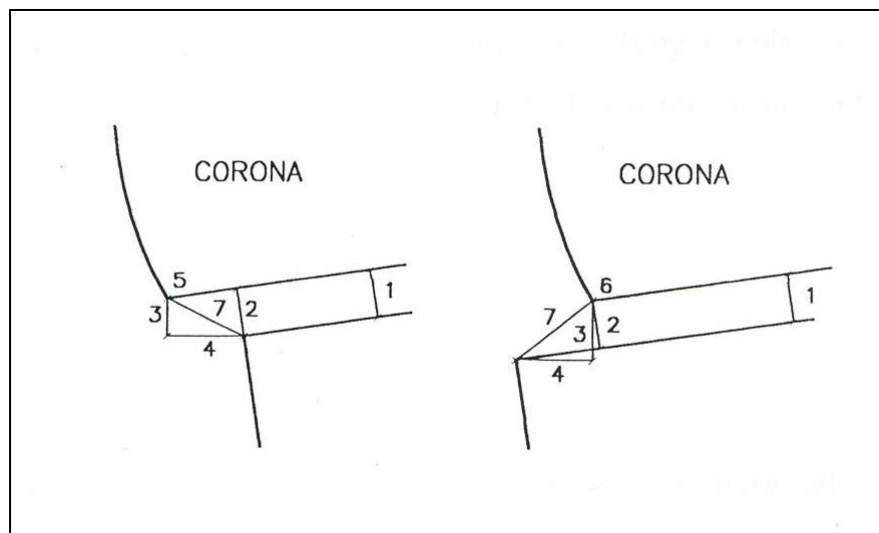


Fig. 1. Desajuste marginal. (Modificado de Holmes y cols<sup>147</sup>).  
1= Desajuste interno; 2= Desajuste marginal o externo; 3= Desajuste vertical;  
4= Desajuste horizontal; 5= Margen sobrecontorneado;  
6= Margen infracontorneado; 7= Discrepancia marginal absoluta.

Por discrepancia marginal entendemos la apertura vertical entre el margen de la preparación y la superficie más apical del margen de la restauración<sup>145, 146</sup>.

La discrepancia marginal expone el agente cementante al medio oral, lo cual produce una mayor tasa de disolución del cemento producido por los fluidos orales y fuerzas físico-

químicas, produciéndose finalmente una filtración bacteriana. Como consecuencia la longevidad del diente queda comprometida por caries y enfermedad periodontal <sup>147</sup>. Además algunos estudios han demostrado que la filtración puede causar inflamación pulpar <sup>148</sup>. Estudios *in vivo* han evidenciado que una gran discrepancia marginal en una restauración fija está correlacionada con un mayor índice de placa y un peor estado periodontal <sup>149-153</sup>.

El ajuste de las coronas totalmente cerámicas es esencial no solo para una buena respuesta de los tejidos gingivales, sino también para disminuir la necesidad de realizar ajustes oclusales después del cementado <sup>154</sup>.

Debemos conocer que un factor muy importante que va a aumentar de forma significativa la discrepancia marginal es el cementado <sup>135, 154, 155</sup>.

Al revisar la bibliografía se observa que hay un amplio intervalo de valores empíricos comprendido 5 Y 200  $\mu\text{m}$ ., hecho que pone de manifiesto la ausencia de un límite objetivo basado en la evidencia científica <sup>135, 140, 156-163</sup>.

La especificación número 8 de la Asociación Dental Americana (A.D.A.) establece que el espesor de la capa de cemento para una corona no debe ser mayor a 25 $\mu\text{m}$  cuando se usa un cemento tipo I (grano fino), ni de 40  $\mu\text{m}$  si se emplea un cemento tipo II (grano medio) <sup>36, 164, 165</sup>. Si bien discrepancias marginales de este rango son muy difíciles de conseguir, por lo que la mayoría de los autores consideran como clínicamente aceptables discrepancias superiores 10, 159, 164, 166. McLean y von Fraunhofer en 1971 <sup>167</sup>, tras analizar mil coronas durante cinco años, consideraron clínicamente aceptable una discrepancia marginal inferior a 120  $\mu\text{m}$ . La mayoría de las investigaciones siguen usando este criterio <sup>75, 168-170</sup>.

La máxima discrepancia afecta a las zonas medias de las caras proximales. Entre los posibles factores determinantes de este hecho cabría incriminar una mayor dificultad para el tallado, la toma de impresiones, el encerado y clínica para advertir la discrepancia <sup>159</sup>.

De forma general, y como resultado de estudios tanto *in vitro* como *in vivo*, parecen obtenerse mejores resultados, en el campo de las incrustaciones, siempre con las aleaciones de oro (problemas estéticos aparte) en comparación con las porcelanas. De estas, a su vez, parecen ofrecer mejores resultados las procesadas mediante técnicas convencionales sobre modelos refractarios y las inyectadas que las más primitivas CAD-CAM. El problema ha mejorado con los nuevos sistemas CAD-CAM <sup>171</sup>.

Por lo que respecta al ajuste cervical, en el caso de las coronas de recubrimiento total, los resultados parecen ser, en conjunto, comparables entre las técnicas ceramometálicas y las totalmente cerámicas, obtenidas por uno u otro procedimiento<sup>156</sup>.

Actualmente la mayoría de los sistemas CAD/CAM son capaces de producir restauraciones con una adaptación marginal aceptable de menos de 100  $\mu\text{m}$ <sup>75, 172</sup>.

## 1.2.2 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<sup>147, 173</sup>.

No fue hasta 1989 cuando Holmes et al unificaron las referencias empleadas para medir la interfase marginal<sup>144</sup>. 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<sup>170, 174</sup>.

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 diente<sup>175</sup>. 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<sup>176</sup>, y aunque se mida, éste puede variar mucho debido al uso y resulta complicado detectar espacios mayores a 80  $\mu\text{m}$ <sup>167</sup>.

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 misma<sup>175, 177</sup>.

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

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 localización <sup>178</sup>.

Otro método empleado en la evaluación marginal de las restauraciones es crear una réplica de la interfase mediante silicona fluida o resina y examinarla posteriormente con ayuda de un microscopio. Este procedimiento se caracteriza por no ser invasivo y por permitir su uso tanto en clínica como en laboratorio. La principal limitación de esta técnica es que las medidas al realizarse en réplicas son más inexactas, sobre todo, las correspondientes a los márgenes interproximales y/o subgingivales profundos que siempre son más difíciles de reproducir <sup>141, 171</sup>.

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 <sup>179</sup>. La mayor ventaja de este método es que se puede obtener una secuencia completa del desajuste de una forma rápida y no destructiva <sup>171</sup>.

Otro método es la medición de la interfase marginal mediante un equipo de análisis de imagen (Fig. 2). 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 <sup>171, 180, 181</sup>.





Fig. 2. Equipo de análisis de imagen. Centro Nacional de Investigaciones Metalúrgicas (CENIM)

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 observación <sup>181-183</sup>.

### **1.2.3 FACTORES QUE INFLUYEN EN LA ADAPTACIÓN DE LAS RESTAURACIONES DE PRÓTESIS FIJA.**

#### **1.2.3.1 Línea de terminación**

La preparación de los pilares influye en el ajuste marginal mediante la línea de terminación. Se denomina línea de terminación a la configuración del margen de las preparaciones para las restauraciones de prótesis fija <sup>184</sup>. Ésta garantiza la integridad marginal, mecánica, biológica y estética <sup>185, 186</sup>.

La configuración del margen ha sido objeto de diversos estudios y de controversias, ya que el éxito de una restauración dependerá de la perfecta adaptación de sus márgenes a la

línea de terminación del tallado, de tal manera que los fracasos asociados a un déficit de sellado marginal están en muchas ocasiones relacionados con preparaciones incorrectas y/o una mala elección de las líneas de terminación <sup>136, 187, 188</sup>.

Durante la preparación de la línea de terminación han de perseguirse una serie de objetivos encaminados a la obtención de una correcta adaptación marginal que aseguran la durabilidad de la restauración. Los objetivos son los siguientes: remoción de la caries a ese nivel, fácil preparación, fácil identificación en la impresión y en el troquel de trabajo, proporcionar el suficiente volumen al material de restauración, proporcionar 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 <sup>10</sup>.

Las indicaciones de los diferentes diseños han ido variando a medida que evolucionaban los materiales restauradores. Durante muchos años se empleó el hombro recto para las coronas totalmente cerámicas porque mejoraba la resistencia a la fractura de estas restauraciones <sup>154</sup>. Sin embargo, por lo general, la línea de terminación de elección es el chamfer. Se trata de un acabado gingival redondeado en ángulo obtuso cuyo tallado es más conservador que el del hombro. Por su configuración facilita el ajuste marginal y los procedimientos de laboratorio. Diferentes autores han demostrado que usando una preparación en chamfer se producen ajustes marginales significativamente mejores que los que se pueden obtener con preparaciones en hombro <sup>149, 168, 189</sup>. Una variante es el chamfer profundo, que aporta una mayor resistencia a la restauración que el chamfer convencional <sup>190</sup>. Además cuando se emplea la tecnología CAD/CAM es necesario que los márgenes sean redondeados para que los escáneres puedan registrar la zona axiokingival sin defectos.

La localización debe ser supragingival <sup>159, 191, 192</sup> para posibilitar la correcta evaluación de la línea de terminación tanto en la boca como en la impresión y el modelo, a la vez que preservamos la salud periodontal <sup>185, 193</sup>. Está demostrado que una terminación supragingival produce una menor pérdida de inserción, y un menor índice de placa y gingival que las preparaciones subgingivales <sup>150-153, 160</sup>.

### 1.2.3.2 Convergencia oclusal del muñón

Otro factor que influye en ajuste marginal además de la configuración de la línea de terminación de la preparación, es el ángulo de convergencia oclusal total del muñón, definido como el ángulo de convergencia entre dos superficies axiales opuestas. Diferentes autores han demostrado que una mayor convergencia disminuye la discrepancia marginal ya que mejora el asentamiento de la restauración al facilitar el escape del agente cementante <sup>192</sup>. No obstante el

ángulo de convergencia ha de ser reducido ya que el incremento de la convergencia conlleva una disminución en la retención de la corona <sup>113</sup>.

### **1.2.3.3 Influencia de la cocción de la porcelana en el ajuste**

Existen estudios que afirman que las fases de cocción de la porcelana en las restauraciones ceramometálicas pueden afectar de forma significativa el sellado marginal <sup>186, 194, 195</sup> fenómeno que también puede afectar a las restauraciones cerámicas, ya que algunos autores mantienen que la adicción de porcelana y las cocciones de ésta afectan al ajuste marginal de las coronas totalmente cerámicas <sup>147, 196-199</sup>.

Otros estudios, al contrario, han concluido que varias fases de la cocción de la porcelana no afectan de forma significativa la adaptación marginal de las coronas totalmente cerámicas <sup>149, 154, 189, 200, 201</sup>.

### **1.2.3.4 Influencia de la técnica de confección**

El objetivo de las nuevas tecnologías CAD/CAM es la obtención de prótesis de gran exactitud. Superan a las técnicas convencionales ahorrando tiempo y evitando las distorsiones inherentes a los métodos manuales <sup>7, 202</sup>. Sin embargo existen pocas investigaciones que analicen la influencia de estos procedimientos en la adaptación marginal especialmente en lo que se refiere a prótesis parcial fija.

### **1.2.3.5 Cementado**

El proceso de cementado es la última fase en la instalación definitiva de una estructura protésica, siendo una fase decisiva para el éxito final de las restauraciones de prótesis fija, ya que está directamente relacionada con el sellado marginal y la retención de las mismas <sup>145, 203</sup>.

Los cementos son sustancias utilizadas para unir dos o más cuerpos entre sí, desde el punto de vista mecánico. Se deben diferenciar de los adhesivos, ya que éstos representan la unión que se produce desde el punto de vista físico-químico, la cual puede ser de tipo iónico o covalente.

El agente cementante tiene dos funciones claras y complementarias: por un lado aumentar la superficie de fricción entre el diente preparado y la restauración, aumentando así la retención de la misma; y por otro, mantener la integridad de los pilares preparados manteniéndolos definitivamente aislados de los fluidos bucales <sup>204-206</sup>.

Para cumplir con este objetivo, el cemento debe de rellenar perfectamente el espacio comprendido entre la línea de terminación de la preparación y el borde de la restauración, siendo a su vez este espacio mínimo para que el espesor de la película de cemento sea reducido y resista mejor la acción de los fluidos orales.

Con respecto a la técnica de cementado, estará ligada por un lado a la selección y adecuada manipulación del cemento elegido, y por el otro, al correcto tratamiento de los dientes preparados para recibir los retenedores.

Uno de los problemas más frecuentes tras el cementado definitivo de las restauraciones, es precisamente el asiento incompleto de las mismas, siendo su repercusión un aumento de la discrepancia marginal, una disolución del agente cementante, una disminución de la retención, alteraciones en la oclusión y en definitiva, el fracaso de la restauración. Es posible controlar el mal asiento si se tienen en consideración todas las circunstancias que actúan directamente sobre el mismo <sup>145, 203, 207, 208</sup>.

Básicamente, los factores que van a producir un asiento incompleto de las restauraciones son: el aumento de la presión hidráulica generada en la cara oclusal de la preparación; la cantidad y espesor de la capa del agente cementante y lugar de aplicación del mismo, factores todos ellos interrelacionados, imposibilitando la inserción correcta de la prótesis.

Según algunos autores un adecuado espaciado del muñón es más importante que la línea de configuración marginal en la precisión del ajuste de la corona. Es fundamental proporcionar un espacio al agente cementante, aplicando un espaciador sobre el troquel de trabajo para de esta manera, disminuir la presión hidráulica que se genera durante el cementado <sup>140, 154, 160, 188, 203, 207, 209, 210</sup>.

Con referencia a la fuerza de asentamiento de la rehabilitación, se ha demostrado que una presión vertical de mayor intensidad favorece un mejor ajuste de la restauración <sup>188, 211</sup>.

En cuanto al lugar de aplicación del cemento, al parecer los mejores resultados respecto al ajuste se obtienen cuando éste se extiende sobre el diente preparado y no sobre la restauración. Se ha observado que cuando se coloca dentro de la prótesis, a medida que ésta progresa apicalmente el cemento es empujado hacia oclusal, y por tanto se determina un estancamiento que impide la perfecta inserción de la restauración. En cambio, cuando el cemento se dispensa sobre la preparación, al descender apicalmente la restauración, éste es impulsado hacia los márgenes y hacia el exterior <sup>203, 207, 210</sup>.

### Criterios de selección

La elección de un agente cementante es importante ya que su misión va a ser la de sellar el espacio virtual que queda entre la preparación y la restauración, aumentando la superficie de fricción entre ambas y contribuyendo así a la retención de aquella.

Cada tipo de cemento posee características diferenciadoras entre ellos, pero todos ellos deben cumplir una serie de propiedades ideales <sup>212-215</sup>:

- Propiedades biológicas: deben ser biocompatibles, no tóxicos ni alergénicos, deben inhibir el acumulo de placa y la formación de caries.
- Propiedades mecánicas: deben presentar una baja solubilidad, resistentes a la compresión y a la tracción, adecuado módulo de elasticidad y se debe adherir tanto a la restauración como a las estructuras dentarias.
- Propiedades estéticas: color similar al diente y deben ser translúcidos.
- Propiedades de trabajo: tiempo de trabajo prolongado y de fraguado corto, baja viscosidad, facilidad de manipulación que sea fácil de eliminar los excesos.
- Bajo coste y con éxito a largo plazo.

Por el momento, no existe ningún agente cementante que cumpla con todos estos requisitos, por lo que es preciso conocer las características de los que están disponibles y poder así seleccionar el más adecuado en cada caso.

Una de las propiedades más importantes que se debe tener en cuenta a la hora de elegir un tipo u otro de cemento, es el ajuste marginal entre la restauración y la preparación dentaria, dado que los desajustes en las restauraciones en prótesis fija pueden llevar al fracaso de las mismas.

Otro factor a tener en cuenta es la distribución del agente cementante en la restauración <sup>212</sup>. El agente cementante debe rellenar perfectamente el espacio comprendido entre la restauración y el pilar preparado. Para ello, es fundamental que el cemento fluya y se distribuya correctamente. Existen varios factores que influyen en la distribución del agente cementante (viscosidad, espesor película de cemento, espesor del espaciador y la manipulación). La viscosidad es una propiedad importante de los cementos, ya que de ella depende el correcto flujo del cemento y en definitiva el asentamiento de la restauración. Pero, como vimos anteriormente, puede estar influida por factores como la temperatura, manipulación.... en resumen a menor viscosidad mejor comportamiento.

El cemento ideal debe ser radiopaco para permitir al clínico distinguir la línea del cemento y una caries recurrente y poder detectar los excesos. Esta radiopacidad debe ser mayor que la de la dentina para distinguirla de caries secundarias o gaps. No existe actualmente ninguna especificación que regule la radiopacidad exigible a los cementos de uso dental. Según la bibliografía consultada todos los cementos tienen valores parecidos de radiopacidad a espesores iguales, excepto el cemento de fosfato de cinc (Fortex®) que tiene valores sensiblemente superiores, la cual es mucho menor que 3mm de dentina. La radiopacidad aumenta de forma proporcional al espesor (a mayor espesor mayor radiopacidad) <sup>203, 214, 216</sup>.

Respecto al pH todos los estudios están de acuerdo en que el cemento de vidrio ionómero convencional es el que posee inicialmente valores más bajos de pH <sup>214, 216</sup>, aproximadamente 1,5, pero a las 24 horas aumenta hasta 6,4. El fosfato de cinc también posee un pH ácido al inicio (2,2) pero a las 24 horas es de 6,8. Mientras que los cementos de resina poseen inicialmente un pH más alto que los demás pero posteriormente no se produce un aumento tan significativo como en los demás.

En cuanto a las propiedades mecánicas, todos los autores están de acuerdo en que las mejores propiedades mecánicas las poseen los cementos de resina, seguidos de lejos por los cementos de vidrio ionómero y casi a la par los cementos de fosfato de cinc <sup>211, 216-224</sup>.

Criterios de selección según los usos.

Dependiendo del tipo de restauración que se vaya a cementar, habrá que seleccionar un tipo u otro de cemento, ya que cada cemento tiene, de acuerdo a sus propiedades, sus indicaciones específicas <sup>10, 203, 214, 218, 225</sup>.

En el caso de las restauraciones ceramometálicas, pueden cementarse con diferentes cementos, como son el fosfato de cinc, vidrio ionómero convencional o reforzado y el cemento de resina. El cemento de vidrio ionómero modificado y los cementos de resina tienen el mejor comportamiento, seguido del vidrio ionómero convencional y fosfato de cinc. Sin embargo otros autores consideran que el incremento en las propiedades mecánicas de los primeros frente a los últimos, no se traduce necesariamente en un mejor resultado clínico, ya que estos materiales son muy sensibles a la técnica. Por ello consideran que no deben utilizarse rutinariamente y que el cemento de fosfato de cinc sigue siendo el material de

elección, excepto cuando sean coronas con poca retención en que se utilizarán cementos de resina<sup>188, 212, 214</sup>.

En los casos de restauraciones totalmente cerámicas las opciones de cementado son diversas<sup>188, 226-231</sup>:

- IPS Empress II: Resina (por su translucidez) quimiopolimerizables o duales y es conveniente que el cemento que se elija tenga la posibilidad de elegir el color.
- Aluminosas: Cualquier cemento excepto las resinas modificadas con vidrio (por su expansión higroscópica ya que existe riesgo de fractura de la porcelana).
- Cerámicas de alto contenido en circonia: Cualquier cemento.

En este tipo de restauraciones es necesario seguir las instrucciones del fabricante y utilizar sistemas de unión a dentina y pre-tratamiento de la porcelana.

## 1.3 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

### 1.3.1 CONCEPTO

El estudio de las fuerzas que actúan sobre los dientes y las restauraciones dentales es una de las principales aplicaciones de la física en el campo de la odontología, ya que la mayoría de los materiales dentales van a estar sometidos a grandes tensiones y cargas repetidas durante años<sup>1</sup>.

Como propiedades mecánicas se considera al conjunto de comportamientos que exhiben los materiales sometidos a la acción de diferentes cargas, esfuerzos o fuerzas mecánicas, a las deformaciones producidas y a las repercusiones biológico-clínicas que pueden comportar en el ámbito bucal<sup>1</sup>. El estudio de estas propiedades es de gran importancia puesto que los materiales restauradores van a estar sometidos a diferentes fuerzas durante su función<sup>1</sup>.

Como resistencia a la flexión entendemos aquella capacidad de un material para evitar ser deformado elásticamente, es decir, para evitar ser doblado. Es la propiedad mecánica más comúnmente considerada y depende del examen y del método de análisis empleado, así como de las condiciones de acabado de las superficies<sup>232</sup>.

Las resistencias de los materiales frágiles son medidas en flexión (doblado) ya que son test sencillos de realizar. Cada material tiene una fuerza interior específica o resistencia, que se opone a que el material se deforme o se rompa. Así un material será cualitativamente resistente o débil dependiendo de la magnitud de la fuerza necesaria para deformarlo o romperlo.

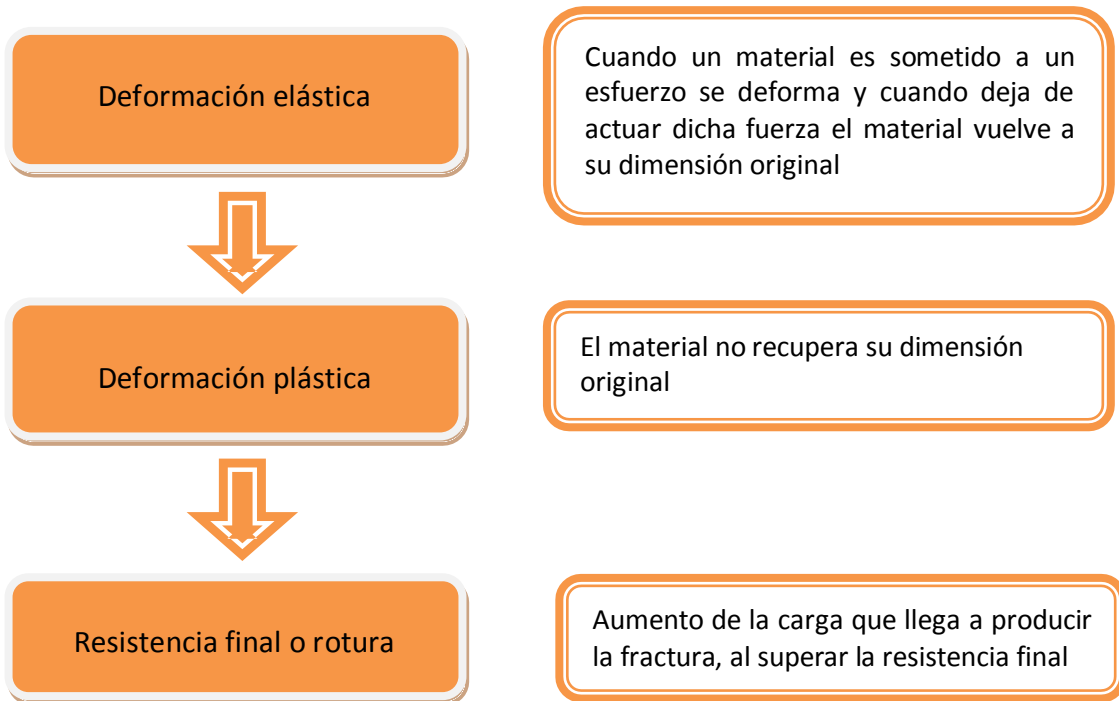
Se define “fuerza” como aquel influjo o capacidad que al actuar sobre un cuerpo modifica el estado de reposo o de movimiento imprimiéndole una aceleración. Una fuerza queda definida por tres características: punto de aplicación, magnitud y dirección de la aplicación. La unidad de medida es el Newton, que se define como la fuerza que actúa sobre un kilogramo-masa y le proporciona una aceleración de un metro por segundo cuadrado. (Fig. 3)

$$N = \frac{Kg \times m}{s^2}$$

Fig. 3 Definición de Newton



Como respuesta del material a la fuerza ejercida sobre él, se puede diferenciar una secuencia:



Las características de esta deformación dependerán tanto de la fuerza aplicada, como de la unidad de superficie sobre la que es aplicada.

Los materiales frágiles (como las cerámicas) suelen fracturarse durante la tensión por lo que los test de flexión proporcionan información sobre la fuerza tensional. Bajo las mismas condiciones clínicas se recomienda escoger siempre un material propiamente resistente en vez de uno más débil <sup>3, 5, 48, 232</sup>.

Ensayos por flexión:

La flexión es un fenómeno complejo. Durante la flexión, la fuerza de tensión alcanza el máximo en una superficie, mientras que la fuerza de compresión alcanza el máximo en la superficie opuesta del material. En la zona cóncava se producen fenómenos de compresión mientras que en la zona convexa se aprecian fenómenos de tracción. (Fig. 4)

Se puede observar el fenómeno de flexión en una prótesis parcial fija, ya que durante la acción masticatoria se produce una compresión en la zona oclusal del pónico y tracción en la zona gingival <sup>1</sup>.

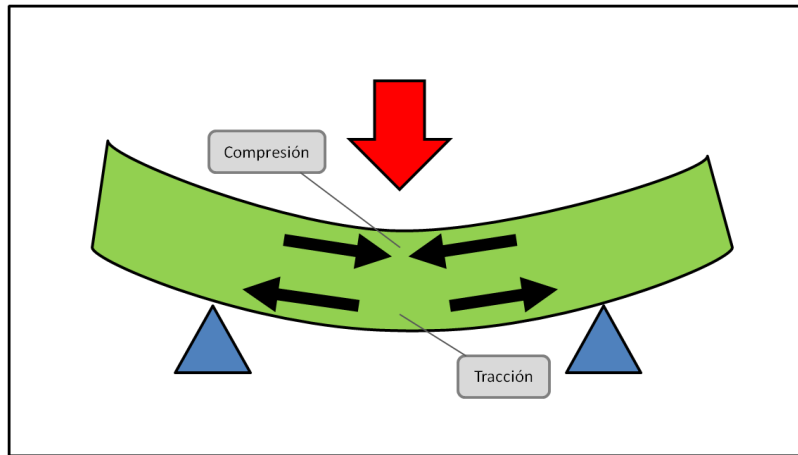


Fig. 4. Esquemas de ensayos por flexión. Se pueden observar fuerzas de compresión en la concavidad y una zona de tracción en la

Existen distintos tipo de ensayos:

**A) Ensayo por carga en tres puntos**

Se realiza sobre probetas apoyadas en 2 puntos, aplicando la carga a la superficie contraria bien en un punto equidistante de los dos anteriores. (Fig. 5)

Este tipo de ensayo es el más empleado en los estudios de resistencia a la flexión en materiales cerámicos <sup>233</sup>.

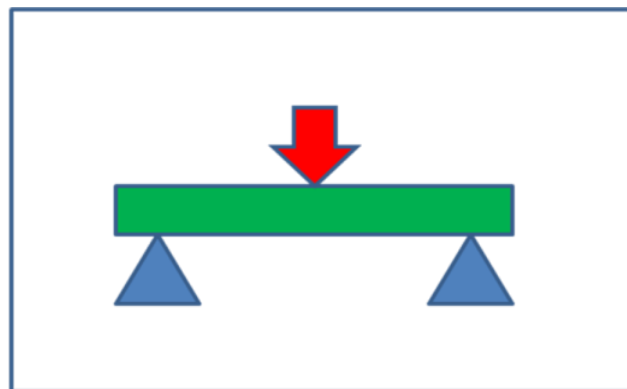


Fig. 5. Ensayo por carga en tres puntos

**B) Ensayo por carga en cuatro puntos.**

Se realiza sobre probetas apoyadas en 2 puntos, aplicando la carga en dos puntos que a su vez se encuentran equidistantes entre sí que de los puntos de apoyo. (Fig. 6)

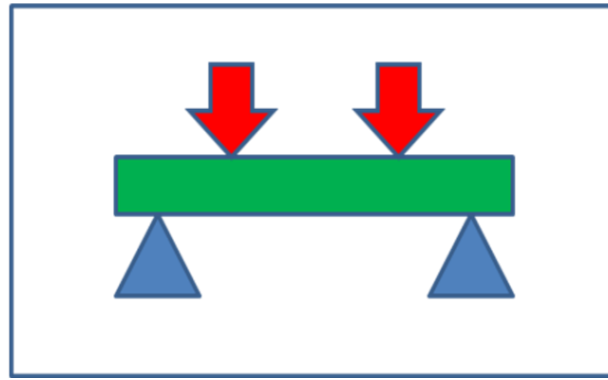


Fig. 6. Ensayo por carga en cuatro puntos

Gráfica tensión/deformación (Fig.7). Mediante la aparatología adecuada se pueden registrar la carga aplicada y la deformación producida. Los resultados se reflejan gráficamente por medio de curvas en un sistema de coordenadas, que son las curvas “tensión-deformación”. En el eje de ordenadas se representa la tensión o carga, y en el de abscisas se representa la deformación causada por la carga, por unidad de longitud.

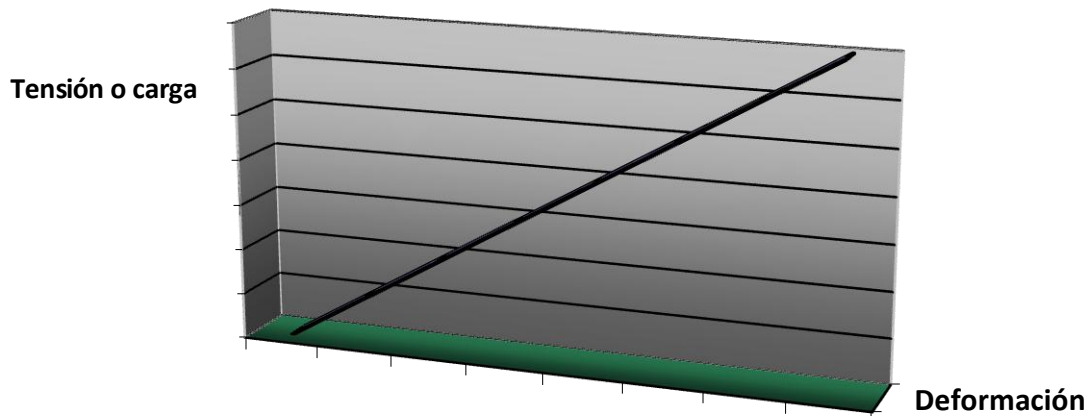


Fig. 7. Curva de “tensión-deformación”

En la curva tensión-deformación, la parte recta representa la elasticidad y se llama “parte recta o tramo elástico”. En esta parte tiene lugar una deformación elástica del material directamente proporcional a la fuerza aplicada. A medida que va aumentando la carga, en proporciones constantes, se obtiene una deformación también constante, hasta que se alcanza

un punto en que dicha proporcionalidad se pierde. La ley de Hooke dice que las tensiones inducidas son proporcionales a las deformaciones producidas hasta determinado momento en cada material. La inclinación de la línea va a dar la rigidez del material, de modo que cuanto más vertical es la línea, más rígido es el material. Así la rigidez es la resistencia del material a su deformación.

Si se procede a dividir sucesivamente cada valor de tensión por el valor de la deformación que produce, mientras se cumple la ley de Hooke, se obtiene un valor constante que es el módulo de elasticidad o módulo de Young (Fig. 8) <sup>234</sup>.

$$\text{Módulo de elasticidad} = \frac{\text{tensión}}{\text{deformación}}$$

Fig. 8 Definición de módulo de elasticidad

Se conoce como límite proporcional el final del tramo recto de la gráfica de tensión-deformación o la tensión máxima sin que se pierda la proporcionalidad entre tensión y deformación.

Durante todo el tramo recto se cumple también que si deja de actuar la fuerza la deformación desaparecerá inmediatamente.

Si, por el contrario, al continuar actuando la fuerza más allá del límite proporcional, al retirarla no se vuelve a la dimensión original, se habrá inducido una deformación permanente. Este fenómeno queda registrado en la gráfica en la porción curva o tramo plástico. En este tramo tiene lugar la deformación plástica, y en cualquier punto de la curva puede aparecer una grieta que inicie la fractura, que puede tener un mecanismo de propagación frágil o tenaz (tenacidad de rotura). (Fig. 9)

Cuanto menos es la deformación que produce una fuerza, más rígido será el material, así el módulo de elasticidad caracteriza la rigidez del material.

El comportamiento mecánico de un material cerámico dental puede ser juzgado de forma más completa si se conoce la curva de resistencia a la fractura <sup>235</sup>.

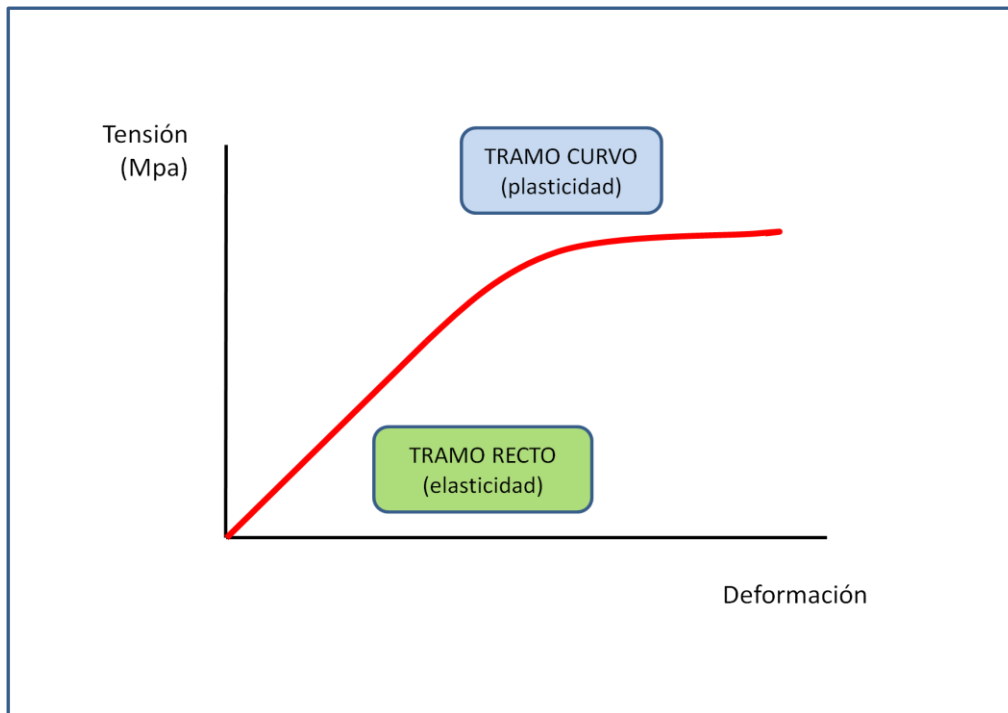


Fig. 9. Curva de “tensión-deformación”

Si se aplica una fuerza (carga) a un material para tratar de obtener en él una deformación, se generará una resistencia interna. La medida de esa resistencia interior, denominada tensión, deberá hacerse midiendo la fuerza externa aplicada la que, a su vez, estará en relación con la superficie del material que la reciba. La unidad de medida es el PASCAL (Pa) que representa la tensión que ejerce un newton por metro cuadrado de superficie. Como esta unidad es poco adecuada en odontología, se prefiere hablar de megapascales. Un megapascal (MPa) representa la tensión que ejerce un newton por milímetro cuadrado de superficie.

$$\text{MPa} = \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

Fig. 10. Definición de megapascal

Si continúa ejerciéndose una fuerza sobre el material, llegará un momento en que se producirá la fractura del mismo. La fractura de un material es la separación de un cuerpo en dos o más partes. Se pueden distinguir distintos tipos de fractura:

- Fractura frágil: existe poca propagación rápida de la grieta, sin ninguna o muy poca deformación plástica previa.
- Fractura dúctil o tenaz: la grieta se propaga despacio, tras una deformación plástica previa
- Fractura por fatiga del material: ante la acción de fuerzas intermitentes de intensidad variable, se producen una o varias grietas que llevarán a la fractura del material <sup>1,55</sup>.

### 1.3.2 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE LOS MATERIALES CERÁMICOS

Debido a la creciente demanda de estética, a finales de la década de 1980 comenzaron a comercializarse las porcelanas de nueva generación: de alta resistencia y baja contracción. Estas porcelanas trataban de solventar los problemas de fragilidad y desadaptación marginal inherentes al método tradicional. En la actualidad se comercializan gran cantidad de cerámicas que combinan la estética con la resistencia mecánica y que permiten elaborar con éxito prótesis unitarias anteriores e incluso posteriores sin soporte metálico <sup>19, 27, 34, 35, 48, 63, 232</sup>. No obstante, en este campo el reto es confeccionar prótesis fijas de más de un diente en sectores posteriores que tengan una suficiente resistencia para soportar las fuerzas funcionales que se producen durante la masticación.

Diferentes estudios han analizado las fuerzas de masticación que soportan los dientes. La fuerza media deglutoria se sabe que es aproximadamente de 40 Newton (N), mientras que las fuerzas masticatorias son mayores. A nivel posterior se registran las fuerzas masticatorias máximas, que varían entre 200-540 N <sup>123, 236-239</sup>. Mericske-Stern y cols en su estudio para evaluar las fuerzas ejercidas sobre maxilar con prótesis fijas sobre implantes publicaron que la máxima morder fuerzas oscilaba entre 450 y 685 N <sup>240</sup>. Entre el primer y segundo molar dichas fuerzas se encuentran entre 400 y 800N <sup>241, 242</sup>.

La fuerza oclusal a nivel de premolares es de 263N hombres, y 243N mujeres <sup>243, 244</sup>. En caninos e incisivos se han registrado por término medio unas fuerzas de 200 y 150 N respectivamente. Sin embargo en algunos momentos de la masticación, así como en algunas parafunciones, estos valores pueden aumentar considerablemente, hasta llegar a alcanzar valores de hasta 1000N <sup>48</sup>.

Distintos estudios afirman que, en general, todos los sistemas cerámicos tienen menor resistencia a la flexión que las restauraciones ceramometálicas<sup>7, 8, 245, 246</sup>. Sin embargo, los materiales cerámicos han mejorado sus propiedades mecánicas, hasta llegar a los mismos niveles. Potitket y cols en 2004 recomiendan el empleo de coronas totalmente cerámicas en las zonas que requieran una elevada estética, ya que en su estudio no obtuvo diferencias significativas en la fuerza de fractura de los dientes restaurados con coronas de diferentes sistemas totalmente cerámicos frente a los restaurados con coronas ceramometálicas<sup>247</sup>.

Las cerámicas poseen muy buenas propiedades mecánicas (resistencia a la flexión y tenacidad de rotura), siendo la cerámica de óxido de zirconio la que presenta los valores más elevados<sup>77, 123, 248</sup>. Aunque se ha descrito como inconveniente un mayor porcentaje de astillado de la cerámica, mientras que los núcleos permanecen intactos. Schmitt y cols, publicaron una tasa de supervivencia del 100% tras un periodo de seguimiento de 34 meses<sup>249</sup>. Resultado que concuerda con otros autores que proclaman el zirconio como material restaurador en sectores posteriores<sup>250-252</sup>.

La resistencia a la fractura es un factor importante para el éxito a largo plazo, y depende de muchos factores como son la geometría, la temperatura, la carga a soportar por la restauración, variaciones de las técnicas y de fabricación, así como imperfecciones inducidas por el procesamiento de la cerámica, incluyendo el agente cementante y el material que tiene que soportar las fuerzas normales de la oclusión<sup>219, 243, 253</sup>. Todos estos valores no se pueden cuantificar mediante test de resistencia a la flexión<sup>254</sup>. Por lo que resulta muy difícil hacer una comparativa de resistencia a la flexión entre las cerámicas, debido a que está influenciada por muchas variables y los estudios in Vitro no son comparables<sup>255, 256</sup>.

Existen multitud de pruebas de laboratorio apropiados para medir la resistencia a la flexión de las cerámicas dentales, pero sus resultados no se pueden extrapolar a todos los tipos de cerámica existentes, ni a su situación real en la cavidad oral<sup>257</sup>.

Los materiales con más alta resistencia a la fractura son más ideales para uso clínico y entre ellos el que presenta una mayor resistencia a la flexión es la cerámica de óxido de circonio, con valores superiores a los 900 MPa<sup>77, 258</sup>.

La resistencia a la flexión y a la fisura, se determina casi siempre de modo experimental como índice del correspondiente material. Para ello suelen utilizarse cuerpos de examen normalizados que se someten a test en estado seco<sup>232, 258</sup>.

Esto no se corresponde con la realidad del entorno oral. Por ello solo las pruebas realizadas con restauraciones dentales reales, fabricadas con distintos materiales, pueden

proporcionar índices significativos para las fases de procesamiento recomendadas por el fabricante<sup>232</sup>.

Otro factor que debe tenerse en consideración en el estudio de los materiales cerámicos es la fatiga, definida como aquel fenómeno en el cual las características de los materiales cambian a lo largo del tiempo bajo condiciones constantes<sup>237, 259</sup>. La carga cíclica, especialmente bajo condiciones de humedad provoca la propagación de pequeñas grietas, las cuales se inician desde el interior. La fatiga estática es el estrés dependiente de la reacción entre el agua y las grietas superficiales, las cuales hacen que la grieta crezca hasta una dimensión crítica, la cual permite la propagación espontánea de la grieta<sup>237, 260</sup>. Studart y cols afirman en un estudio in vitro en 2007 que la zirconia parcialmente estabilizada (3Y-TPZ) puede soportar la carga cíclica y las severas condiciones de humedad que normalmente se aplican en la región molar de la boca y por lo tanto se trata de un material adecuado para la fabricación de puentes cerámicos en sectores posteriores<sup>261</sup>.

#### Fractura de una prótesis parcial fija

Cuando una prótesis parcial fija (PPF) ceramometálica de tres unidades fracasa sólo sufre grietas en la capa de cerámica mientras que la subestructura metálica permanece intacta<sup>262, 263</sup>.

En cambio, cuando una PPF totalmente cerámica se fractura lo hace completamente, es decir, hay una fractura global (del armazón y de la porcelana de revestimiento)<sup>15</sup>.

El origen de la fractura se encuentra comúnmente en la interfase entre el núcleo de cerámica y porcelana de recubrimiento<sup>55, 239</sup>.

La fractura tiende a producirse a nivel del conector<sup>264-268</sup>. Esto es debido a que al aplicar una fuerza sobre el pónico de un puente las fuerzas tienden a concentrarse con mayor intensidad a nivel de las áreas de los conectores<sup>269, 270</sup>. También demuestran que una reducción del tamaño de los conectores incrementa la tensión a ese nivel. Por lo que para la supervivencia de puentes en sectores posteriores es importante el diseño del conector<sup>242, 261, 265, 271</sup>.

Además, dicha fractura siempre se produce de un modo característico: parte del lado gingival del conector y discurre en forma de curva hasta el intermediario central o pónico. Así lo demuestran los diversos estudios realizados sobre la fractura de núcleos de puentes y puentes de diferentes sistemas cerámicos<sup>242, 265, 267, 272, 273</sup>. Sin embargo, Taskonak y cols en 2006 publicaron que el 75% de las fracturas de conectores se originaron a nivel de la superficie oclusal, y sólo un 12,5% se inició desde la superficie gingival<sup>266</sup>.



Las nuevas cerámicas de zirconia procesadas por tecnología CAD/CAM presentan ventajas en comparación con las cerámicas previas, como son un aumento de la resistencia, dureza, menor módulo de elasticidad, y la propiedad de transformación de fase. Sin embargo, desafortunadamente las actuales tecnologías de procesamiento no pueden hacer los núcleos de zirconia tan translúcidos como los dientes naturales, ni pueden ofrecer una caracterización interna individualizada. Por lo tanto, los núcleos de zirconio deben ser cubiertos con la cerámica de revestimiento para lograr una estética aceptable. Una serie de estudios cuyos objetivos eran determinar el módulo de fractura de las restauraciones totalmente cerámicas compuestas por un núcleo resistente revestido con cerámica feldespática convencional, concluyeron que estas restauraciones están avocadas al fracaso cuando la cerámica feldespática es sometida a fuerzas de tensión <sup>20, 264, 274</sup>. White y cols en 2005 afirman que la interfaz entre el núcleo y la porcelana de revestimiento es una fuente de fracaso, pero que la cerámica de recubrimiento tiene una abrumadora capacidad de control de carga <sup>233</sup>.

El procesamiento por presión o por sinterización de los materiales de recubrimiento parece no afectar significativamente la fatiga y el comportamiento a fractura de la base de Y-TZP <sup>256</sup>.

El grosor del núcleo puede influenciar la resistencia a la fractura así como el modo de fractura <sup>275, 276</sup>. Además el grosor de la cerámica puede ser un factor importante para prevenir la fractura tras el cementado <sup>277, 278</sup>.

La posibilidad de adhesión a la estructura dentaria que presentan los sistemas cerámicos mediante cementos de resina, se considera como un mecanismo adicional de resistencia ante la fractura de las restauraciones <sup>8, 253</sup>.

Los valores de resistencia a la flexión de los diferentes sistemas cerámicos varían entre sí, como puede apreciarse en la tabla 3.

<b>RESISTENCIA A LA FLEXIÓN (MPa)</b>	
Optec	105-167
Duraceram	110
Dicor	71-150
Cerec I	93
Cerec II	152
IPS-Empress	126-182
Optec Press	165
Mirage II Fiber	253
In-Ceram	419-484
Spinell	378
Fortress	175

Tabla 3. Resistencia a la flexión de diferentes sistemas cerámicos

Dado que algunos estudios afirman que es necesario al menos 400MPa en restauraciones anteriores y más de 600MPa en regiones posteriores surgieron los nuevos materiales cerámicos con valores a la resistencia a la flexión mayores (Tabla 4) <sup>65, 66, 74-76, 121, 122, 130, 239, 273, 279, 280</sup>.

<b>RESISTENCIA A LA FLEXIÓN</b>	
<b>SISTEMA</b>	<b>RESISTENCIA (Mpa)</b>
IPS Empress II (Ivoclar)	300-460
In-Ceram Alúmina (VITA)	400-600
In- Ceram Zirconio (VITA)	600-800
Procera All Ceram (Nobel Biocare)	687
Procera All Zircon (Nobel Biocare)	900-1200
In Ceram YZ (VITA)	900
Cercon (Degussa)	900
LAVA (3M ESPE)	900-1200
DC- Zircon (DCS Dental AG)	1100

Tabla 4. Valores de resistencia a la flexión.

Son muchos los estudios realizados sobre la resistencia a la fractura de las nuevas porcelanas, aunque al no existir una estandarización es difícil compararlos entre sí y esto hace que los valores que se muestren a continuación no sean más que una aproximación de lo que podemos esperar de cada uno de ellos <sup>30, 43</sup>.



# HIPÓTESIS DE TRABAJO

---

Para conseguir la máxima longevidad de las restauraciones de prótesis fija resulta imprescindible obtener un correcto ajuste de las restauraciones, íntimamente ligado al diseño de la línea de terminación gingival de la preparación dentaria y a la técnica de confección, así como una adecuada resistencia a la fractura. Factores que resultan ser de máxima importancia en el pronóstico de las mismas.

La confección de restauraciones mediante la técnica del colado a la cera perdida es la técnica más habitual, pero supone diversos factores compensatorios para minimizar los cambios dimensionales ocurridos durante el proceso de colado. Por otro lado, los sistemas de confección de restauraciones completamente cerámicas mediante la técnica convencional de capas, también presentan problemas como consecuencia de las sucesivas cocciones a que debe ser sometida la cerámica.

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. Además, el óxido de circonio actualmente es el material más resistente y estable del mercado. De esta forma se pretende conseguir un sellado marginal óptimo debido al mecanizado y una resistencia a la fractura adecuada para soportar las cargas oclusales en sectores posteriores. Sin embargo, todavía no existen suficientes estudios que confirmen estos aspectos, especialmente cuando se trata de puentes en el sector posterior.

Ante la necesidad de obtener restauraciones cerámicas con un óptimo ajuste marginal y alta resistencia mecánica como unos de los objetivos más importantes a conseguir en las restauraciones de prótesis fija se plantearon las siguientes hipótesis nulas (H<sub>0</sub>):

1. El sellado marginal de los núcleos confeccionados con sistemas de óxido de circonio y tecnología CAD/CAM no diferirá del obtenido en núcleos metálicos.
2. No existirán diferencias entre los ajustes de los cuatro sistemas cerámicos confeccionados con tecnología CAD/CAM.
3. No existirán diferencias en la resistencia a la fractura entre los núcleos confeccionados con las distintas cerámicas y los núcleos metálicos.
4. No existirán diferencias en la resistencia a la fractura entre los núcleos cerámicos.

# JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

---

El interés por la estética dental ha sido manifiesto a lo largo de la historia, pero no es hasta finales del siglo XIX y comienzos del siglo XX cuando se dispone de materiales restauradores estéticos como son las cerámicas.

Las cerámicas además de ser un material biocompatible, como han demostrado numerosos estudios, se trata del material más estético del que se dispone en odontología.

Las primeras cerámicas no estaban exentas de complicaciones por lo que en la década de 1960 se introdujeron las restauraciones ceramometálicas, que aún en nuestros días siguen siendo las restauraciones de prótesis fija más utilizadas, debido a su buen pronóstico a largo plazo, ampliamente contrastado.

Sin embargo, no cabe la menor duda de que este tipo de restauraciones presentan problemas estéticos, puesto que su infraestructura metálica no permite una adecuada reflexión de la luz, y por otro lado, existe controversia sobre la utilización de aleaciones dentales en la boca, siendo algunas de ellas causantes de problemas alérgicos en los pacientes.

Por ello y dado que las demandas de estética por parte de los pacientes son cada vez más elevadas, las investigaciones en el campo de las cerámicas han sido muchas desde la década de 1980 hasta la actualidad en busca de un material cerámico ideal, esto es que sea capaz de lograr una estética excelente, que requiera una preparación de pilares conservadora, que produzca un sellado marginal adecuado y que tenga una resistencia mecánica adecuada.

Aunque actualmente es posible realizar restauraciones con una estética muy similar a la del diente natural, con preparaciones dentarias conservadoras con la estructura dentaria, y con sellados marginales dentro de los límites aceptados clínicamente, el problema principal se centra precisamente en la adecuada resistencia a la fractura, dado que muchos de los sistemas cerámicos disponibles no son adecuados para soportar las cargas oclusales en los sectores posteriores cuando se trata de restaurar brechas, es decir cuando es preciso realizar una prótesis parcial fija<sup>61, 238</sup>.

Debido a estos hechos desde el año 2000 las investigaciones están centradas en los sistemas cerámicos a base de óxido de circonio parcialmente estabilizado, que actualmente es el material cerámico más resistente y estable del mercado. Dentro de estos sistemas se encuentran: Cercon® Smart Ceramics (*Dentsply-DeguDent*), Lava™ All Ceramic System (*3M Espe*), In-Ceram YZ® (*Vita*) e IPS e.max ZirCAD® (*Ivoclar*), entre otros. Las restauraciones mediante estos sistemas cerámicos a base de óxido de circonio son fabricadas con tecnología CAD/CAM, donde ya no es preciso someter a la cerámica a sucesivas cocciones, sino que las

preparaciones son escaneadas y procesadas mediante ordenador y la fabricación se basa en la mecanización también asistida por ordenador. De esta forma se pretende conseguir un sellado marginal óptimo debido al mecanizado y una resistencia a la fractura adecuada para soportar las cargas oclusales en sectores posteriores.

Pero debido a la reciente introducción de estos nuevos sistemas cerámicos, las investigaciones, tanto *in vivo* como *in vitro*, sobre los puentes en sectores posteriores son muy escasas y especialmente en lo que se refiere a su comportamiento de los núcleos cerámicos.

En el presente trabajo de investigación “*in vitro*” se pretende analizar el comportamiento, respecto al sellado marginal y la resistencia a la flexión de los núcleos cerámicos en estructuras de prótesis fija de tres unidades, realizadas con cuatro nuevos sistemas cerámicos de zirconia y confeccionados con tecnología CAD/CAM y compararlos con los núcleos metálicos.

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

1. Valorar si el sellado marginal de los núcleos en puentes de tres unidades de cuatro sistemas cerámicos a base de óxido de circonio (Lava™ All Ceramic System®, InCeramYZ®, IPS e.max ZirCAD® y Cercon® Smart Ceramics) están dentro de los límites aceptados clínicamente.
2. Evaluar los desajustes marginales obtenidos en los distintos sistemas cerámicos analizados y en los núcleos metálicos.
3. Evaluar la influencia del cementado en el sellado marginal de las restauraciones estudiadas.
4. Examinar las discrepancias marginales entre ambos pilares.
5. Examinar las discrepancias marginales entre las caras vestibular y lingual de cada pilar.
6. Analizar la resistencia a la flexión de los sistemas cerámicos y los núcleos metálicos.





# MATERIAL Y MÉTODO

---

Como resumen del procedimiento, en el presente trabajo de investigación se confeccionaron cincuenta probetas de acero inoxidable, sobre las que se mecanizaron las estructuras de cuarenta puentes cerámicos cuya composición es óxido de circonio, mediante tecnología CAD/CAM y diez estructuras metálicas, mediante técnica convencional. Las cincuenta probetas de estudio se dividieron de forma aleatoria para obtener cinco grupos de diez elementos cada uno, sobre los cuáles se confeccionaron las estructuras mediante diferentes sistemas cerámicos: Grupo LI: estructuras Lava™ All Ceramic System (3M-Espe); grupo CI: estructuras de Cercon® (Dentsply- DeguDent); grupo YZ: estructuras de Vita InCeram® YZ (Vita); grupo ZZ: estructuras de IPS e-max® ZirCAD (Ivoclar), y el grupo M: estructuras de metal.

En una primera parte del estudio se analizó el SELLADO MARGINAL. Primero se midió el desajuste vertical de las estructuras en diversas localizaciones empleando para ello un analizador de imagen. A continuación se procedió al cementado de las estructuras sobre los muñones, utilizando para ello una llave dinamométrica encajada en una mordaza diseñada específicamente a tal efecto para controlar la fuerza aplicada. Una vez cementadas se volvieron a repetir las mediciones de desajuste vertical.

Se valoraron y compararon estadísticamente los resultados obtenidos a partir de las diferentes técnicas de confección, así como la influencia del cementado.

En una segunda parte del estudio se evaluó la RESISTENCIA A LA FRACTURA. Para ello se confeccionaron una platina y un empujador de acero, y se realizó un ensayo de flexión a tres puntos empleando para ello una máquina de tracción-compresión de la empresa española Servosis. Finalmente se valoraron y compararon estadísticamente los resultados obtenidos en los diferentes materiales.

### **4.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS**

Para la realización del presente trabajo de investigación se confeccionaron 50 probetas mecanizadas de acero que simulan un puente dental de tres piezas (dos pilares y un pónico) desde primer premolar hasta primer molar. (Fig. 11)

La principal ventaja de emplear probetas mecanizadas es que ofrece la posibilidad de estandarizar la preparación de todos los muñones. Además al tratarse de preparaciones estándar todas ellas presentan idénticas cualidades físicas en cuanto al material del que se componen.

Las probetas fueron realizadas en el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid (U.C.M.) a partir de un diseño planta, alzado y vistas, realizado con el programa informático Autocad versión 14R (capítulo 9, anexo 9.1). Cada probeta consta de tres partes: dos muñones y una base, unidas mediante dos tornillos.

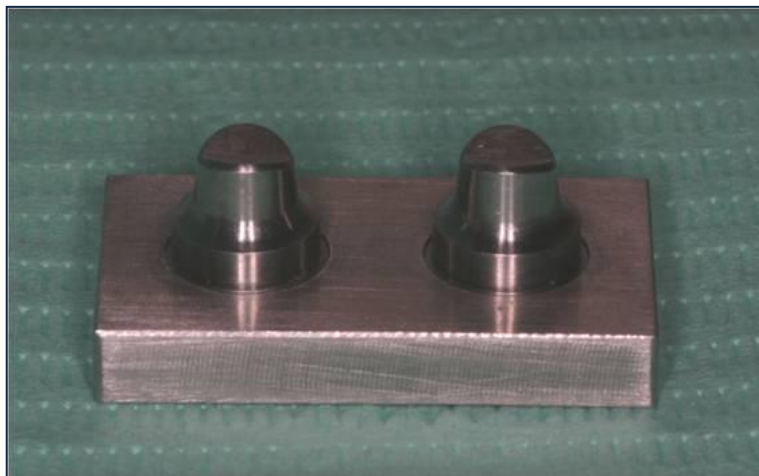


Fig. 11. Probeta mecanizada de acero

#### 4.1.1 Muñones

Se confeccionaron 100 muñones que simulaban un premolar tallado para pilar de prótesis fija, con la particularidad de que su contorno axial era circular para conseguir una simetría completa entre todas ellas, así como para facilitar la igualdad entre todas las estructuras que se iban a confeccionar sobre ellas. (Figs. 12 y 13)

El material elegido para su fabricación fue el acero inoxidable, que garantizaba resistencia suficiente a la deformación frente a las fuerzas a que se le iba a someter.



Figs. 12 y 13 Detalles de los muñones mecanizados de acero

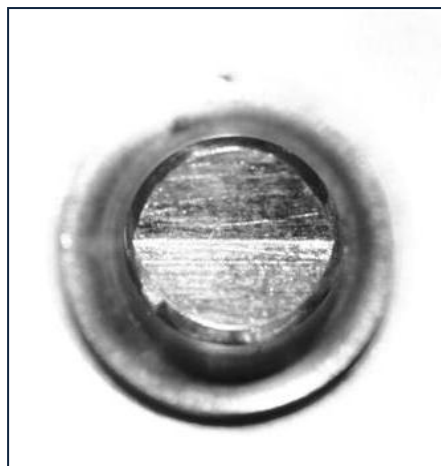
En los muñones confeccionados se pueden distinguir 3 partes: (Figs. 14-17)

1. PIE: Tiene forma circular con un diámetro de 9mm y una altura de 2,5mm. Presenta una hendidura que tiene como finalidad poder fijar las probetas a la base mediante un tornillo de 1mm de diámetro.
2. ZONA INTERMEDIA: también de forma circular con una altura de 2,5mm.
3. ZONA NOBLE: Tiene una forma de premolar tallado con las siguientes características:
  - Forma circular con un diámetro de 7 mm en la zona basal y un diámetro de 5 mm en la zona coronal
  - Una altura de 5 mm en la zona más alta de la cúspide y de 4mm en el surco central.
  - Una línea de terminación del margen gingival en chamfer de 120 grados y 1mm de profundidad en todo el contorno
  - La conicidad de los pilares es de 6°.
  - Todos los ángulos vivos fueron redondeados

La altura total de los muñones es de 10 mm, mientras que la altura clínica de los muñones es de 5mm en la zona más alta de la cúspide.



Figs. 14-15 Detalles de los muñones mecanizados de acero



Figs. 16-17 Detalles de los muñones mecanizados de acero

#### 4.1.2 Bases

Se confeccionaron cincuenta bases en acero (fig. 18) con las siguientes dimensiones:

- Longitud: 30 mm
- Anchura 17 mm
- Altura 4,5 mm



Fig. 18 Detalles de las bases

En el centro se crearon dos perforaciones de un diámetro de 9 mm y separados a una distancia de 7 mm, de modo que colocados dos de los muñones en los agujeros se pudiera confeccionar un puente de tres piezas con un pónico. La separación al extremo lateral es de 2,5 mm, y la separación de las perforaciones al extremo posterior y anterior es de 4mm. (Fig. 19).

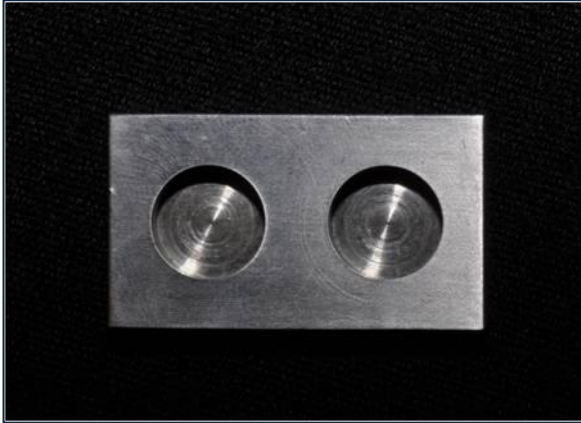


Fig. 19 Detalles de las bases

Desde una vista frontal de la probeta se puede observar como en el centro de la base se crearon unos orificios para alojar unos tornillos cuya función al apretarse era mantener los muñones fijos en la posición ideal. El diámetro de las perforaciones es de 2mm, y se encuentran centrados en la cara frontal de la base, a 7 mm del extremo lateral correspondiente según el lado. (Fig. 20)

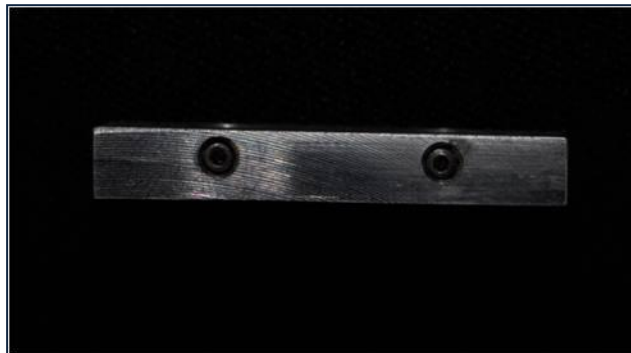


Fig. 20 Detalles de las bases

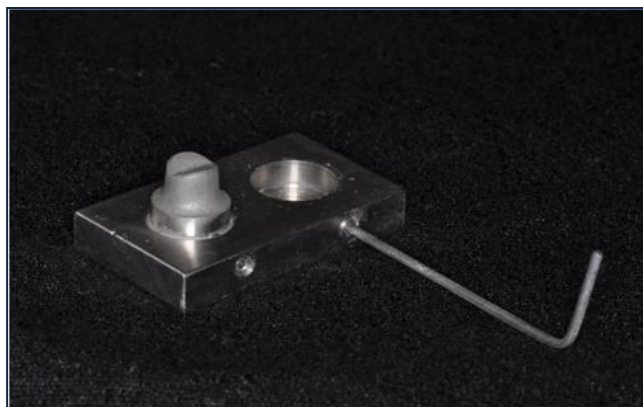


Fig. 21. Imagen para mostrar el funcionamiento del tornillo de fijación de las probetas

Las muñones fueron chorreados con óxido de aluminio de 100  $\mu\text{m}$  (Ivoclar®) para eliminar los brillos del acero y así permitir que los escáneres ópticos pudieran registrarlas correctamente. (fig. 22 y 23)



Fig. 22 y 23. Chorreado de una probeta con óxido de aluminio de 100  $\mu\text{m}$ .

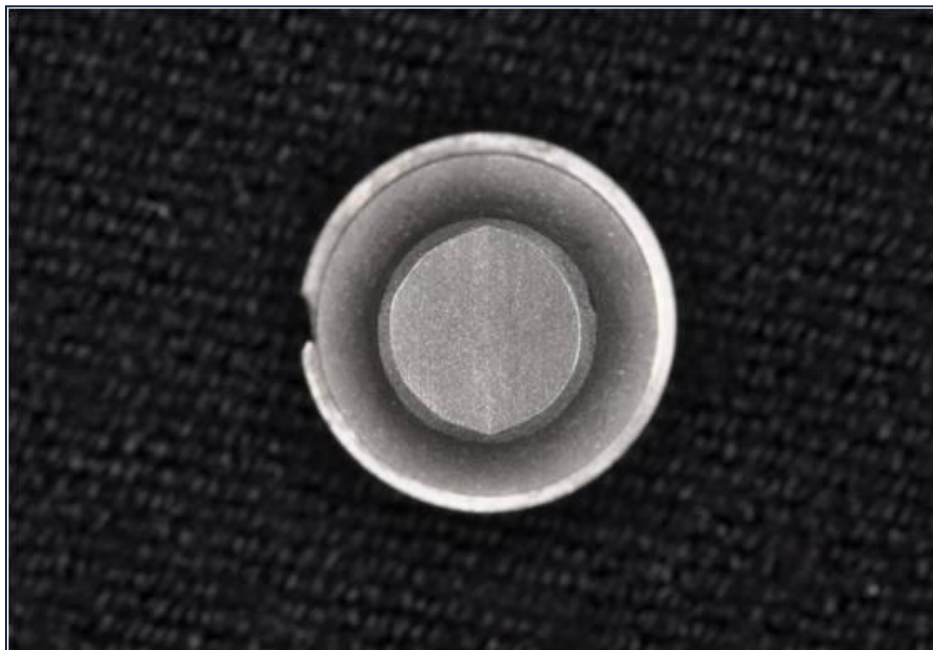


Fig. 24. Muestra la ausencia de brillos en el margen, lo cual favorece su lectura por parte de los escáneres ópticos.



## 4.2 CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS

Las probetas se dividieron de forma aleatoria en cinco grupos de 10 especímenes cada uno para confeccionar las siguientes estructuras:

Grupo M: estructuras metálicas (Grupo control)

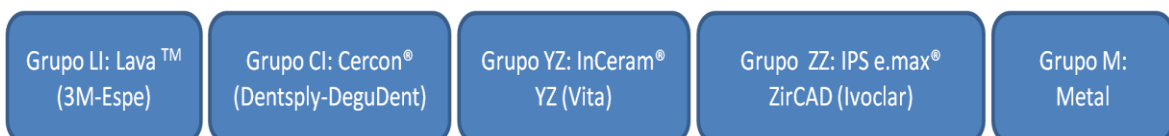
Grupo LI: estructuras de Lava™ All Ceramic System (3M-Espe)

Grupo CI: estructuras de Cercon® (Dentsply-DeguDent)

Grupo YZ: estructuras de Vita InCeram® YZ (Vita)

Grupo ZZ: estructuras de IPS e-max® ZirCAD (Ivoclar)

Los cuatro sistemas cerámicos de los grupos LI, CI, YZ y ZZ tienen características comunes, su composición es óxido de circonio y la tecnología de confección se basa en un mecanizado de las restauraciones asistidas por ordenador. (CAD/CAM).



### 4.3 CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS

Con el fin de evitar los factores externos que pudieran alterar la investigación se suprimieron los pasos clínicos de toma de impresión y vaciado, con lo cual los modelos de trabajo eran los propios muñones de acero. La confección de las restauraciones fue llevada a cabo por un técnico especializado en cada uno de los sistemas cerámicos.

#### 4.3.1 CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS METÁLICAS

Un técnico de laboratorio experimentado realizó el encerado de la infraestructura metálica, de acuerdo con los parámetros convencionales que se emplean para la confección de puentes ceramometálicos.

El material de revestimiento fue Vestofix (DFS GMBH, Alemania). Es un revestimiento de fosfato libre de grafito. Se mezcló al vacío durante sesenta segundos siguiendo las instrucciones del fabricante. Se vertió sobre el cilindro. Posteriormente se introdujo el cilindro en el horno de precalentamiento con una velocidad de calentamiento de 2-5°C/minuto. La temperatura de calentamiento era de 900-950°C.

La aleación empleada fue Kera C (Eisenbacher Dentalwaren ED GmbH, Alemania), cuyas características técnicas son:

- Densidad: 8.4 g/cm<sup>3</sup>
- Fusión: 1350°
- Dureza: 340-380 HV 10
- Resistencia a la tensión: 790 N/mm<sup>2</sup>

La composición química de la misma es la siguiente: Co 58%; Cr 25%, W 8,69%; Nb 1,80%; V 2,29%, Mo 1%; Si 0,92%; Fe 1,32%; Al 0,01%; C 0,03% (Fig. 25)

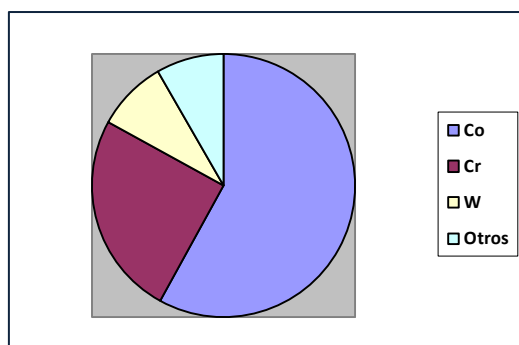


Fig. 25 composición química de la aleación metálica

Para el colado se empleó la máquina de colar CL-IG (Heraeus Kulzer) de vacío-presión con calentamiento por inducción. (Fig. 26)



Fig. 26 Máquina de colar CL – IG (Heraeus Kulzer)

Una vez finalizado el colado de las estructuras, se comprobaba su ajuste sobre las probetas (Fig. 27). La sistemática descrita se repitió hasta elaborar las diez estructuras requeridas para la realización de esta investigación; siendo llevado a cabo por el mismo operador en todos los casos.



Fig. 27 Detalle de una de las estructuras metálicas obtenidas mediante el procedimiento descrito.

### 4.3.2 CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS CERCON®

El sistema Cercon® fue introducido en diciembre de 2001 <sup>128</sup>. Las restauraciones Cercon® constan de un núcleo cerámico de alta resistencia, sobre el que posteriormente se adicionan capas de porcelana convencional. El núcleo interno está confeccionado con óxido de circonio tetragonal policristalino parcialmente estabilizado con óxido de itrio (Y-TZP) y densamente sinterizado. Cada bloque se compone de un 5% de óxido de itrio, < 2% óxido de hafnio, <1% óxido de silicio, el resto hasta el total de la composición (100%) es óxido de circonio.

El sistema Cercon Smart Ceramics® emplea la mecanización asistida por ordenador para fabricar el núcleo. Las estructuras empleadas para la presente investigación fueron confeccionadas a partir de un encerado de la restauración. Por lo que a diferencia del resto de sistemas estudiados que emplean tecnología CAD/CAM, no se escanearon directamente los muñones, sino que se escaneó el encerado de la restauración que previamente el técnico de laboratorio modelaba para posteriormente ser digitalizado.

Es decir, los núcleos no se diseñaban virtualmente sobre una imagen digital de la preparación, sino que todos los parámetros del diseño se definían a través del correspondiente encerado. A continuación, los datos de la captación óptica se procesan para fabricar la estructura mediante fresado de un bloque presinterizado de óxido de circonio, tras lo cual se procede a la sinterización hasta alcanzar la alta densidad de la zirconia.

La confección de los núcleos cerámicos del presente trabajo se inició aplicando una laca espaciadora sobre las probetas (Cercon® Spacer) para proporcionar espacio al agente cementante, después se pincelaron dos capas de espaciador Cerco® (Dentsply Ceramco) sobre la superficie de los muñones, dejando sin cubrir un milímetro desde la línea de terminación con el fin de obtener un mejor ajuste a nivel de la línea de terminación. El espacio generado era aproximadamente de 50 micrómetros. A continuación, se procedió al modelado de las cofias. Para ello, se usó la cera Geo Dip® (Renfert), que se caracteriza por tener una alta resistencia a la deformación y por ser opaca. Este último punto es de vital importancia para que el encerado pueda ser digitalizado sin problemas, ya que el escáner óptico no puede captar materiales transparentes. Los patrones se obtenían mediante inmersión de las probetas en un baño de cera Hotty LED® (Renfert) a una temperatura de 90°C durante cuatro segundos. Los márgenes se terminaban a mano para que estuvieran bien ajustados a la línea de terminación. Mediante esta técnica se aseguraba que todas las cofias tuvieran un grosor uniforme tanto en la cara oclusal

como en las paredes axiales de 0,5 mm y se dotaron a los conectores un tamaño de 9mm<sup>2</sup>. Se empleó una llave de silicona para modelar todas las estructuras, y así a partir del primer encerado se modelaron las diez estructuras.

Estos primeros pasos del proceso de elaboración son comunes con la técnica clásica metal-cerámica, lo que ofrece una serie de ventajas frente al diseño informático como son el comprobar en el articulador el espacio protésico disponible, definir todos los parámetros en cuanto a la forma de las cofias, el tamaño de los conectores y diseño del pónico, así como modelar estructuras con formas más anatómicas (que resulta de gran ayuda para el posterior revestido cerámico). Además el técnico de laboratorio tiene una mayor familiaridad con estos procedimientos.

A partir de esta fase es cuando se empieza a usar la tecnología asistida por ordenador. Cercon<sup>®</sup> Brain (Fig. 28) es la unidad de digitalización y de fresado del sistema. Esta máquina consta de dos áreas de trabajo bien diferenciadas. Por un lado, la zona donde se procede a la lectura óptica del patrón de cera mediante un escáner láser de triangulación y por otro, la zona donde se elabora el núcleo mediante fresado a baja velocidad sin refrigeración de un bloque de circonia presintetizada.



Fig. 28 Imagen de Cercon<sup>®</sup> Brain.

El encerado se fijaba en el soporte del escáner, que tiene forma de marco, mediante un jito de cera y se le pulverizaba una capa fina de óxido de titanio (Cercon<sup>®</sup> Scanning Powder) para facilitar la digitalización. (Fig. 29)

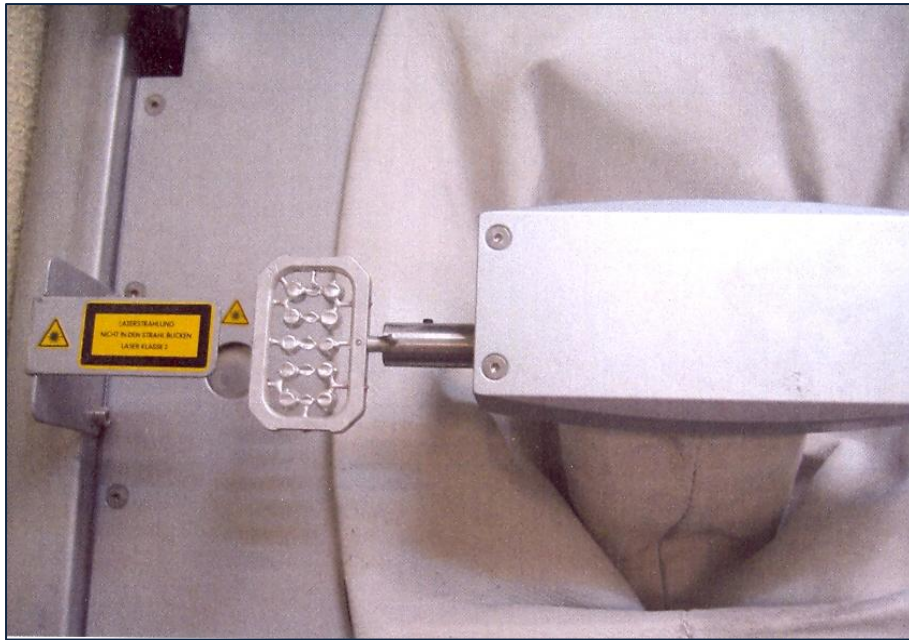


Fig. 29 Encerados fijados en los soportes del escáner, pulverizados con Cercon® Scanning Powder.

Seguidamente, se seleccionaba el bloque cerámico que mejor se ajustaba al tamaño de las estructuras. Existen cuatro medidas de Cercon® Base:

- Cercon® Base 12 (coronas)
- Cercon® Base 30 (puentes de 3 unidades).
- Cercon® Base 38 (puentes de cuatro o cinco unidades)
- Cercon® Base 47 mm (puentes de múltiples unidades o bien permite escanear y fresar de forma simultánea hasta diez estructuras unitarias y en el caso de puentes de tres piezas hasta cinco cada vez) Tamaño que fue empleado en el estudio. (Fig. 30)



Fig. 30 Cercon® Base 47



Los datos exactos de contracción de cada bloque están registrados en su código de barras, que se introduce mediante un lector óptico antes de iniciar el proceso. La lectura del código es condición indispensable para que la máquina pueda confeccionar la estructura; por lo que es necesario emplear los bloques de Cercon Base en todos los casos. Una vez leído el código de barras, se colocaba el bloque dentro del marco de fresado en la unidad de giro y de inversión del Cercon® Brain, por un lado, el soporte del escáner con el encerado preparado y por otro, el bloque cerámico (Cercon® Base 47). (Fig. 31)

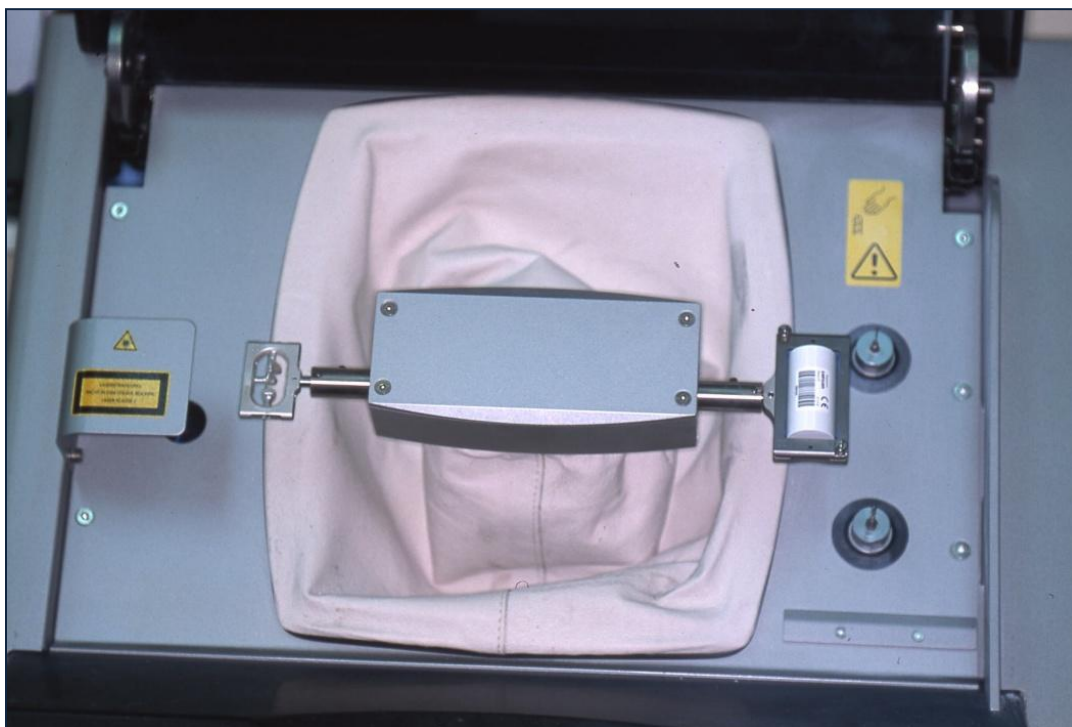


Fig. 31 Encerado de una estructuras en el marco de escaneado y bloque de cerámica (Cercon® Base 30) en el marco de fresado colocados en la unidad de giro y de inversión del Cercon® Brain

Una vez ajustadas las dos partes, se iniciaba el proceso de escaneado y fresado, que duraba aproximadamente unos veinticinco minutos. (Fig. 32) Existen dos tipos de fresas, una más gruesa para el tallado basto y otra más fina y precisa para el acabado.

Al tratarse de zirconia presintetizada, el desgaste de las fresas y el tiempo de fresado disminuye. La máquina fresaba la estructura un 25-30% más grande que el tamaño real. Esto se hace para compensar la contracción que sufre el óxido de circonio en la sinterización final.



Fig. 32. Fresado de las estructuras de puentes partir de un bloque de cerámica presinterizado Cercon® Base 47mm.

Concluido el fresado se retiraba el marco para separar la estructura del resto del bloque con discos diamantados y ésta era repasada utilizando discos y fresas diamantadas a baja velocidad.

Seguidamente, la estructura presinterizada se introducía en el horno Cercon® Heat (Fig. 33) para realizar la sinterización con la siguiente secuencia:

1. La temperatura subía lentamente hasta alcanzar 1350°C
2. Se mantenía esta temperatura durante 2 horas
3. En las siguientes 4 horas bajaba hasta la temperatura ambiente.

Durante esta cocción se producía una contracción controlada del óxido de circonio, que devolvía a la estructura el tamaño original.





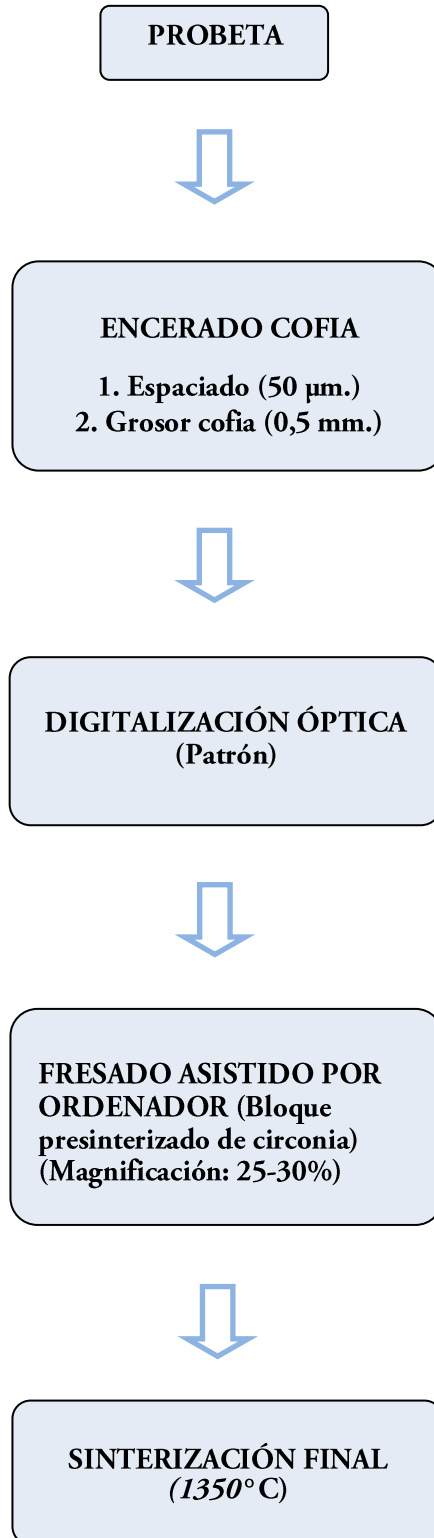
Fig. 33 Imagen del Cercon® Heat.

La sistemática descrita se repitió hasta elaborar los diez puentes Cercon® requeridos para la realización de esta investigación; siendo llevado a cabo por el mismo operador en todos los casos. La confección de los núcleos de Cercon®, corrió a cargo del laboratorio de prótesis dental Aragoneses. (Madrid).



Fig. 34 Estructura para puente de tres piezas obtenida con el sistema Cercon Smart Ceramics® a partir del encerado de dicha estructura. Probeta nº 1

## PROCESO DE CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS CERCON®



### 4.3.3 CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS LAVA™ ALL CERAMIC SYSTEM

El sistema Lava™ All Ceramic System consta de dos porcelanas, una de alta resistencia para el núcleo (Lava™ System Frame), compuesta de zirconia policristalina tetragonal parcialmente estabilizada con óxido de itrio (Y-TPZ= yttria tetragonal zirconia polycrystals), y otra de elevada estética (feldespática), desarrollada específicamente para el recubrimiento de las estructuras de óxido de circonio (Lava™ Ceram).

La confección de los núcleos comenzaba con el escaneado de los muñones mediante el Lava™ Scan que consiste en un escáner óptico conectado a un PC con su monitor que contiene el software para el diseño de la estructura, el Lava™ System 3.01 (CAD) para Windows® (Fig. 35). Las probetas se colocaban en el explorador, de tal manera que los pilares y el espacio edéntulo eran registrados automáticamente y se mostraban en el monitor como imagen tridimensional. (Fig. 36),



Fig. 35 Lava™ Scan

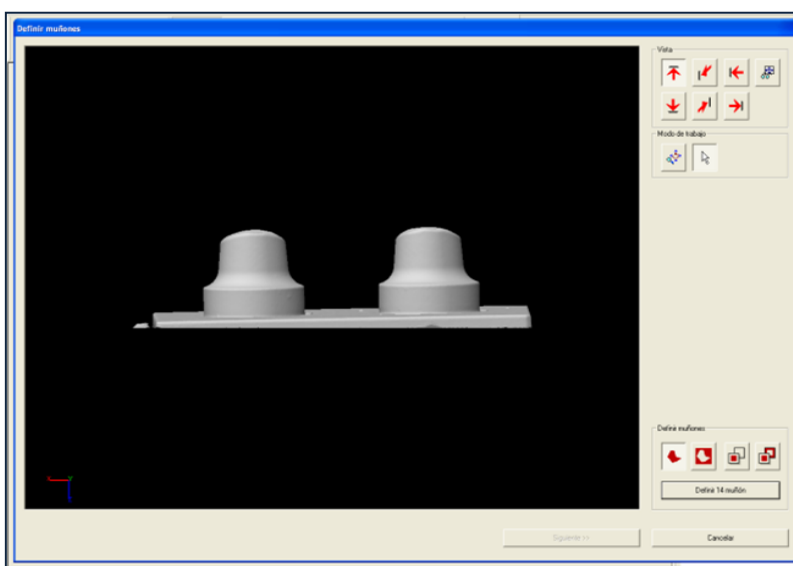
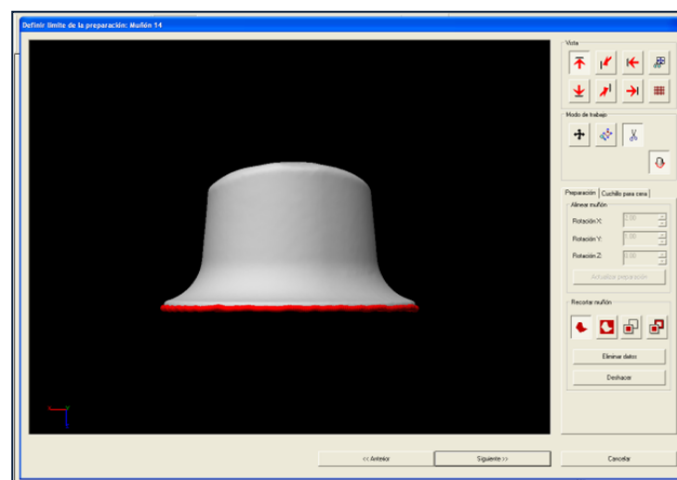
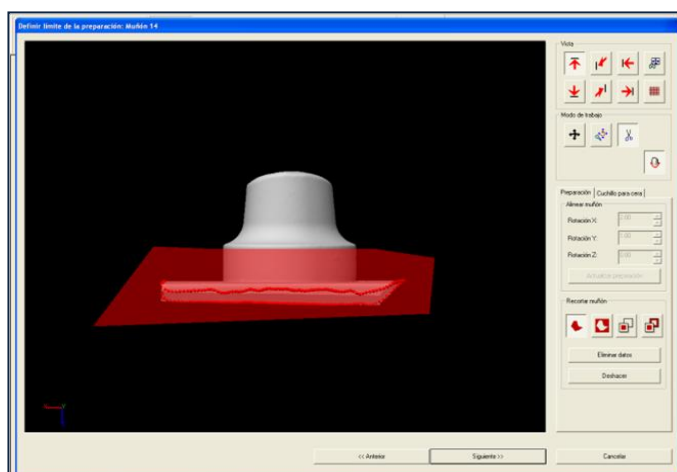
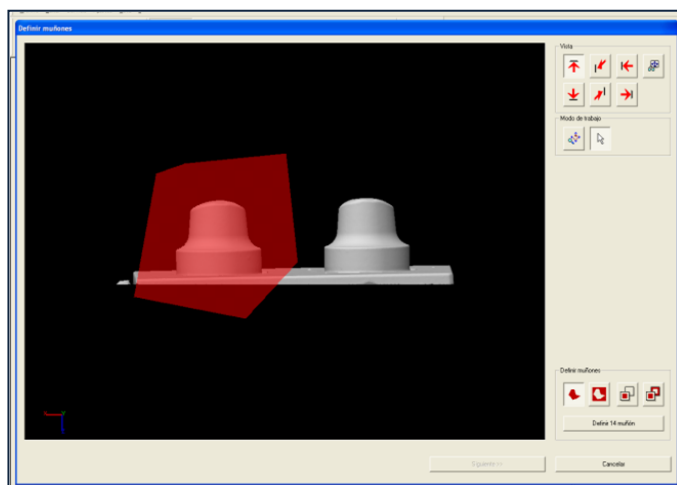


Fig. 36 Imagen tridimensional de las probetas

Una vez obtenido el modelo tridimensional se procedió al diseño de la restauración con la aplicación “diseño de la estructura” del software Lava™ CAD. Mediante la herramienta “definir límite de la preparación” el programa localiza el margen de la restauración primero en un muñón y luego en el otro. (Figs. 37-39).



Figs. 37-39 Establecimiento de la línea de terminación (rojo)

A continuación se procedió a la selección del espesor de las cofias. El grosor estándar de las cofias Lava™ Frame es de 0,5 mm, con un refuerzo del borde de 0,35 mm, siendo estos valores los empleados para el presente estudio. El programa generó, de forma automática, el espacio de alivio para el cemento (50µm) desde la cara oclusal hasta 2 mm coronales al margen de la restauración. En el presente trabajo se realizó una modificación del espacio de alivio, ampliándolo hasta alcanzar un valor de 50 µm. Del mismo modo se modificó también el punto de inicio del alivio que se situó a 2,3 mm coronal de la línea de terminación. (Fig. 40)

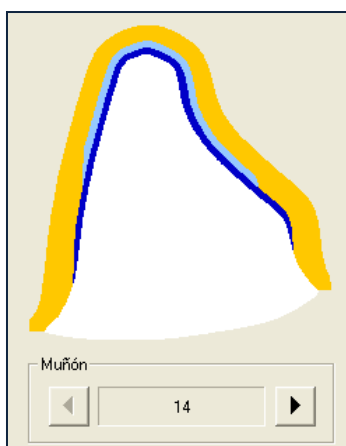


Fig. 40 Diseño de la cofia (amarillo) y establecimiento del alivio para el cemento (en azules)

Una vez diseñadas las cofias de los pilares (Fig. 41), se recurrió a la biblioteca virtual del programa para seleccionar el pónico adecuado de la “tabla internacional de elemento puente”. En el presente trabajo se seleccionó la pieza pónico número 15.

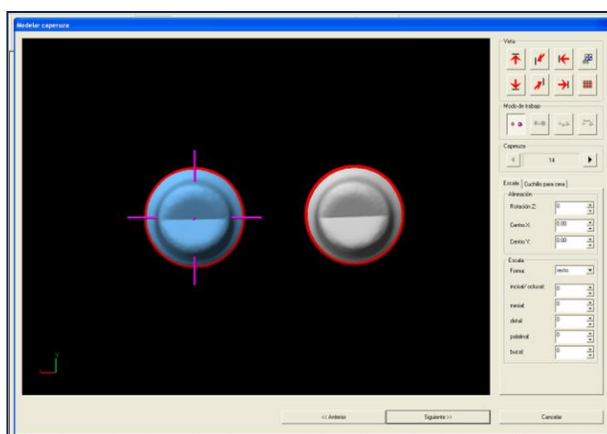
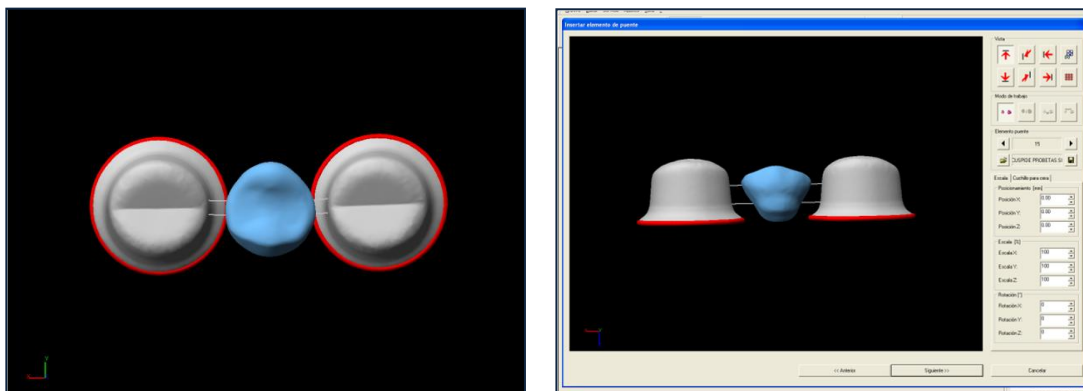


Fig. 41 Confección de las cofias

Posteriormente, empleando la herramienta “encerar-cuchillo virtual” se modificó la pieza pónico para optimizar el ajuste a las dimensiones del tramo edéntulo (Figs. 42 y 43), almacenando el pónico individualizado en la biblioteca virtual para usos posteriores.



Figs. 42 y 43. Selección y modificación de la pieza pónico. Vistas oclusal y lateral.

Tras ello, el programa unió las tres piezas mediante los conectores. En este punto se empleó el tamaño estándar creando un conector de 9,01 mm<sup>2</sup> tanto en la unión pilar1-pónico como en la unión pilar2-pónico. (Fig. 44). Completando así el diseño del núcleo. (Fig. 45)

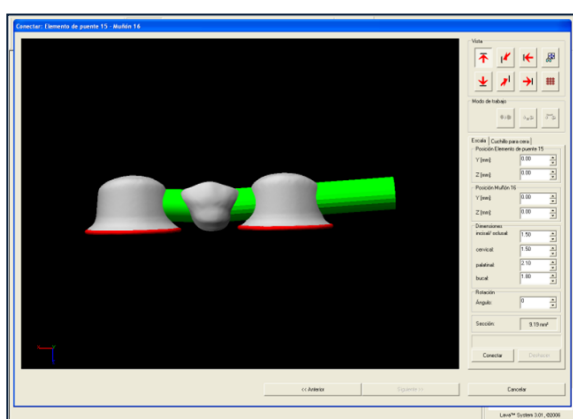


Fig. 44. Diseño de los conectores.

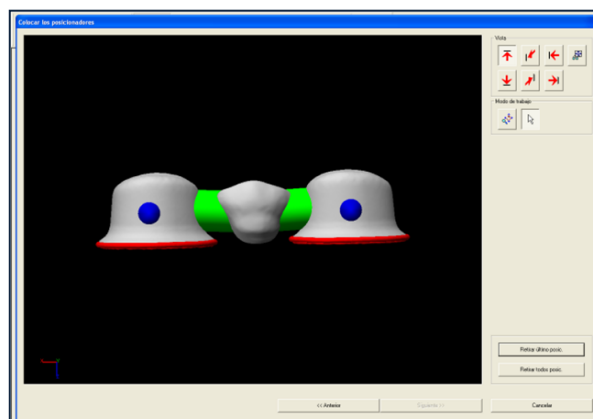


Fig. 45. Diseño final de la estructura.

Una vez que se completaba el diseño se selecciona de forma adecuada el bloque sinterizado de zirconia que iba a ser fresado.

Existen distintas medidas de bloques Lava™ Frame. (Tabla 5).

Denominación	Empleo
Lava 20	Coronas unitarias
Lava 40	Hasta tres unidades
Lava 60	Hasta cinco unidades
Lava Multi	Hasta 10 unidades
Lava 20 XL*	Para pilares grandes sobre implantes y coronas unitarias grandes
Lava Multi XL*	Para puentes grandes y puentes curvados

Tabla 5. Medidas de los bloques presinterizados de Lava™ Frame

Por su tamaño el que más se adecuaba al estudio era el bloque Lava 40 (Fig.46)



Fig. 46. Bloque presinterizado de Lava™ Frame

La estructura se diseñaba para ser un 20% más grande, para compensar la contracción de sinterización. Se asignaba un código de barras para registrar el diseño específico del bloque. (Fig. 47)



Fig. 47. Asignación de datos para registrar el diseño específico

El fresado se realizaba con el Lava™ Form (Figs. 48 y 49) a partir del bloque de zirconia presinterizada. La velocidad media de fresado para un puente de 3 piezas era de 60 minutos. El sistema permitía fresar varias estructuras automáticamente, incluso de noche, gracias al cargador automático que posee la fresadora, permitiendo así un alto rendimiento de procesamiento.



Figs. 48 y 49. Detalles de la unidad de fresado Lava™ Form



Tras el fresado se separaba la estructura de tres piezas del soporte del bloque de óxido de circonio con una turbina sin ejercer presión, procediendo después al repasado de la estructura con un pulidor a baja velocidad para eliminar las ranuras o cantos agudos existentes.

Una vez que la estructura era repasada, se procedió a la sinterización en el Lava™ Therm. Para lo cual se procedió a la sujeción de la estructura a un soporte alveolar mediante dos balancines de sinterización, tal y como indican las recomendaciones del fabricante para puentes de tres y cuatro elementos. Se introdujo en el horno de sinterizado Lava™ Therm, y se puso en marcha el programa de sinterización, proceso que duraba aproximadamente 11 horas incluidas las fases de calentamiento y enfriamiento. Una vez finalizado el proceso las estructuras alcanzaban las dimensiones exactas, la densidad y la resistencia final.

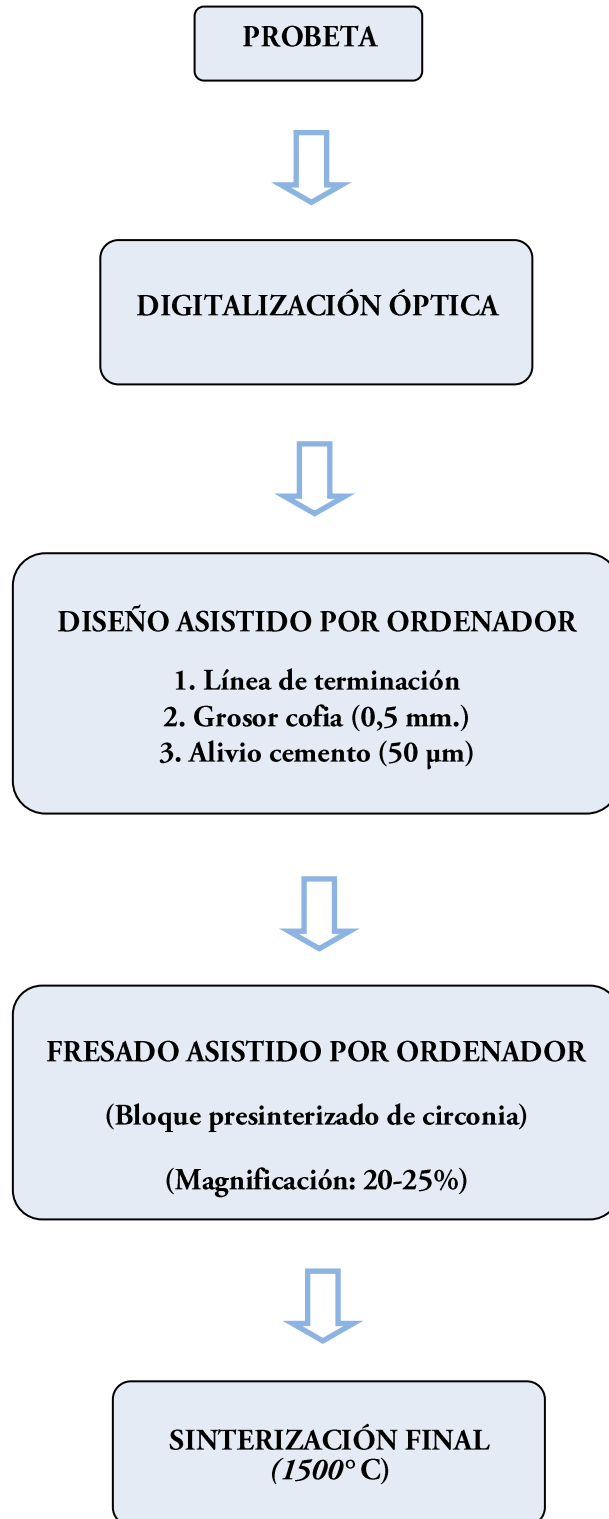
Tras el enfriamiento se realizó el repasado de la estructura sinterizada con turbina a alta velocidad, empleando fresas de diamante de grano fino.

La sistemática descrita se repitió hasta elaborar los diez núcleos de puentes Lava™ All Ceramic System requeridos para la realización de esta investigación; siendo llevado a cabo por el mismo operador en todos los casos. En el laboratorio Prótesis S.A. (Madrid).



Fig. 50. Estructura para puente de tres piezas obtenida con el sistema Lava™ All Ceramic System. Probeta nº 1

## PROCESO DE CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS LAVA™ ALLCERAMIC SYSTEM



#### 4.3.4 CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS VITA InCeram® YZ

Las restauraciones In-Ceram® YZ (VITA Zahnfabrik) constan de un núcleo cerámico de óxido de circonio tetragonal policristalino parcialmente estabilizado con óxido de itrio (Y-TZP), densamente sinterizado, (VITA In-Ceram® YZ-CUBES para Cerec® (Fig. 51), sobre el que se añade un revestimiento de porcelana convencional (VITA VM® 9). Este sistema está basado en tecnología CAD/CAM para la confección de las restauraciones.



Fig. 51. VITA In-Ceram YZ CUBES.

Para el escaneado, diseño y mecanización de estos puentes, se emplea el sistema CAD/CAM Cerec®, que consta de una unidad de escaneado Cerec® InEos, (escáner óptico) y una unidad de fresado, Cerec® inLab.

La confección de los núcleos comenzó con la digitalización de la superficie de los muñones con el escáner óptico sin contacto Cerec® inEos (Sirona), conectado a un PC con el software para el diseño de las estructuras (Fig.52). Esta fase se comenzaba con el recubrimiento de los muñones con un spray de contraste. La función de este spray era nivelar las diferentes propiedades ópticas de los materiales a escanear (dientes naturales, o probetas en este caso y del modelo de yeso), lo que permite un óptimo registro con el escáner.

La probeta se fijó al soporte y se orientó sobre la placa móvil del escáner, situando uno de los muñones centrado bajo la punta lectora, registrándose así los datos del primer muñón y a continuación se desplazó el soporte a la siguiente posición de ajuste para realizar las mediciones del segundo pilar, obteniéndose los datos necesarios para calcular el modelo de diseño tridimensional.

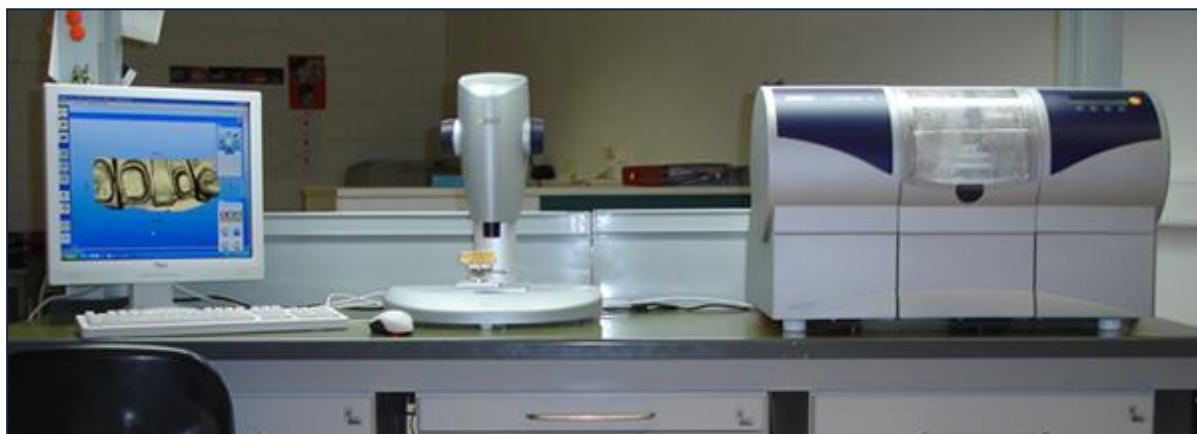


Fig. 52. Equipo necesario para escanear las probetas (inEos) y fresar las estructuras (inLab)

Una vez obtenida la lectura digital de los dos muñones y el espacio edéntulo, con el CAD Framework 3D software (Sirona inLab System), entorno Windows® se procedió al diseño de la estructura.

En primer lugar, tras evaluar la imagen digital para comprobar que no existía ningún error en la topografía de los muñones virtuales, se delimitó la línea de terminación en ambos pilares (Fig. 53). Después se seleccionó la opción “diseñar subestructura”, apareciendo una cofia de dimensiones estándar sobre cada pilar. En el presente estudio se mantuvieron los espesores de las estructuras establecidos por el sistema: 0,7 mm de grosor a nivel de la superficie oclusal y 0,5 mm a nivel de las paredes axiales. Tras determinar el eje de inserción, se generó un espacio de alivio de 50  $\mu\text{m}$  para el agente cementante, situándose el punto de inicio del alivio a 1 mm del margen de la preparación.

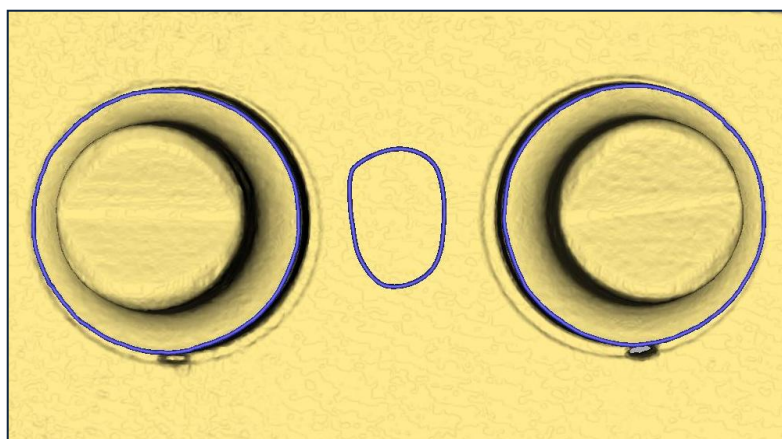


Fig. 53. Delimitación de las líneas de terminación

Tras ello, se procedió a la selección de la pieza pónico. El sistema ofrece diferentes alternativas de preformas para la selección del pónico, se eligió la correspondiente a un premolar. A continuación se configuraron los elementos de unión entre las cofias, teniendo en cuenta que, para aumentar la resistencia a la fractura, la altura de la superficie del conector debe ser lo mayor posible y siempre superior a su anchura. Para puentes posteriores de tres piezas el conector mínimo recomendado por el fabricante es de  $9 \text{ mm}^2$ , valor que respetamos en el presente estudio (Fig. 54).

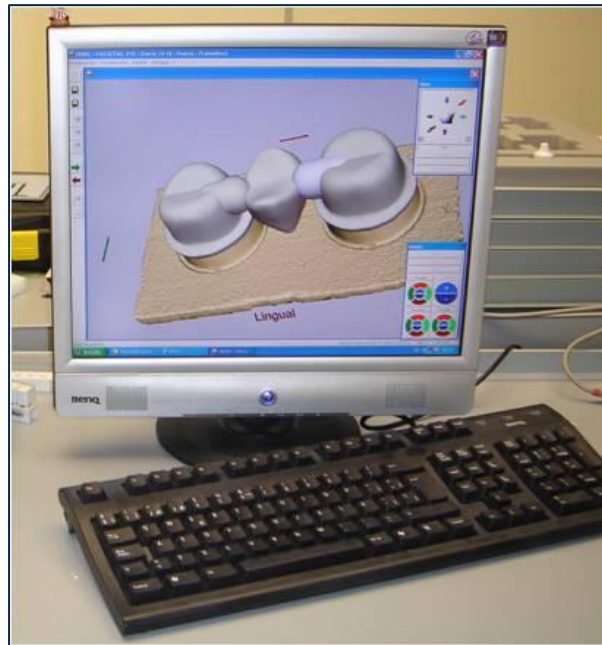


Fig. 54. Diseño de la estructura de la probeta 1

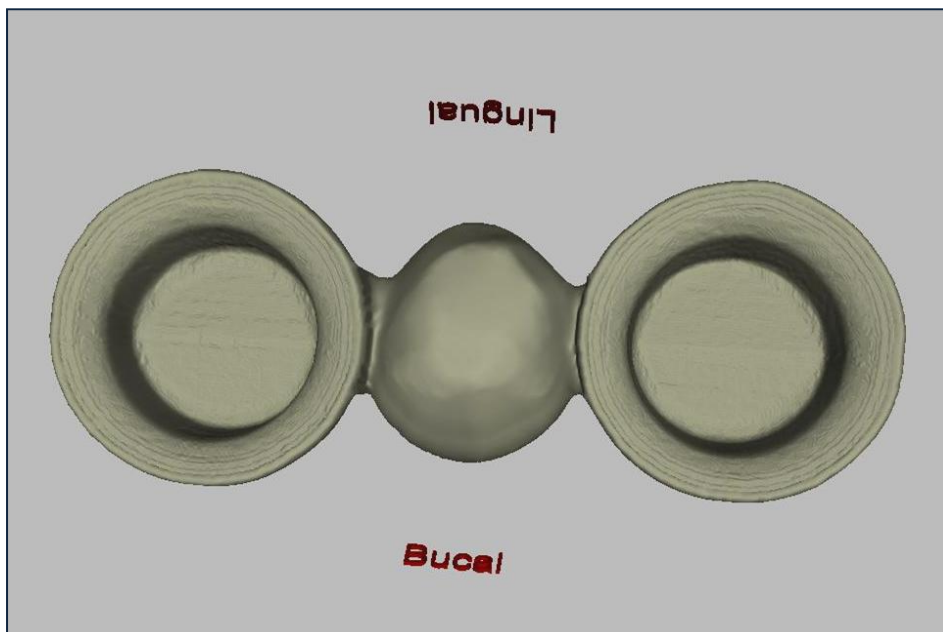


Fig. 55. Imagen de la cara interna de la estructura de la probeta nº1.

Una vez que se completa el diseño se seleccionaba de forma adecuada el bloque presinterizado de óxido de circonio VITA In-Ceram® YZ-CUBES para CEREC® que iba a ser fresado. Existen distintas medidas de bloques InCeram®YZ para Cerec®: (Vita In-Ceram YZ CUBES). (Tabla 6 y Fig. 56)

Denominación	Dimensiones (mm)	Empleo
YZ-20/15	14x15x20	corona
YZ-40/15	14x15x40	puente
YZ-55	14x15x55	puente
YZ- 20/19	15,5x19x20	corona
YZ-40/19	15,5x19x40	puente



Tabla 6. Medidas de los bloques InCeram®YZ para Cerec®

Fig. 56. Bloques InCeram®YZ

Por su tamaño el que más se adecuaba a las necesidades del estudio es el bloque YZ-40/19 (dimensiones: 15,5x19x40mm)



Figs. 57 y 58. Bloques presinterizados de óxido de circonio

La estructura circoniosa se diseñaba con una magnificación del 20-25% para compensar la contracción que sufre el óxido de circonio durante la sinterización. Los datos exactos de contracción de cada bloque están registrados en su código de barras, que se introducía automáticamente antes de iniciar el fresado.



Después de transferir los datos, el bloque presinterizado de óxido de circonio se insertaba en la unidad inLab del sistema CEREC® para la confección de las estructuras. Se trata de una unidad doble de fresado de seis ejes para el tallado a alta velocidad del bloque cerámico mediante dos fresas de diamante, una cilíndrica y una cónica situadas en paralelo. La fresa cilíndrica talla la cara externa del núcleo y la fresa de cono alargado conforma la cara interna de la restauración (Fig. 59). La fresadora posee un sistema de bombeo e inyección continua de agua para garantizar que el tallado se realiza con refrigeración abundante.



Fig. 59. Unidad de fresado CEREC® inLab.



Fig. 60. Unidad de fresado CEREC® inLab

El núcleo se separó del soporte del bloque de zirconia con una turbina, obteniéndose así una estructura de una sola pieza.

Finalizada la fase de fresado se procedía a la sinterización. Para que la contracción se produjera de forma regular en toda la estructura tallada, se diseñaron unas bandejas especiales de óxido de aluminio sinterizado, con partículas esféricas de  $ZrO_2$  (Figs. 61 y 62). La estructura se coloca sobre estas esferas, para que se contraiga sin fricción mientras que la temperatura era distribuida de manera homogénea durante la sinterización y se introducía en un horno VITA ZYrcomat® (Fig. 62) para realizar la sinterización durante ocho horas a  $1530^{\circ}C$ . Tras esta larga cocción se obtuvieron los núcleos de alta densidad de circonio con su tamaño original.



Figs. 61 y 62. Bandejas con bolas para la sinterización inLab

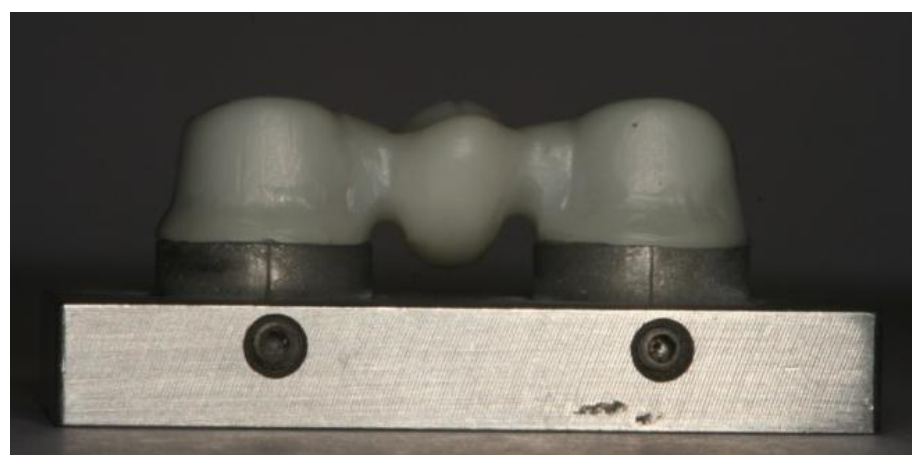
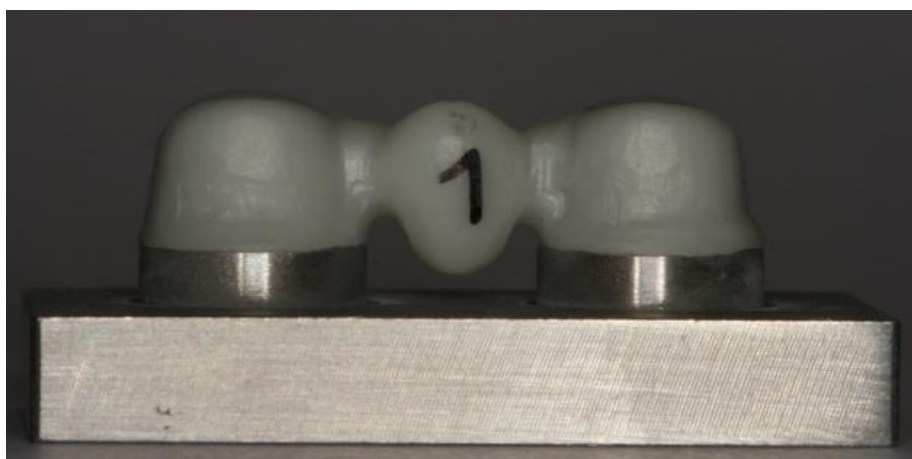


Fig. 63. Probeta nº 1 de YZ sobre las partículas esféricas de la bandeja de sinterización



VITA In-Ceram<sup>®</sup> YZ después de la sinterización, forma una cerámica de óxido monofásica estanca cuyas propiedades mecánicas son mejoradas mediante la adición (dotación) de unos óxidos especiales. En VITA In-Ceram<sup>®</sup> YZ, una pequeña parte de óxido de itrio en el retículo cristalino del óxido de circonio (ZrO<sub>2</sub>) provoca que esté presente en lo que se llama su fase tetragonal metaestable, incluso a temperatura ambiente, lo que constituye la condición previa del refuerzo de transformación del ZrO<sub>2</sub>. Dicho refuerzo de transformación, inducido por el aporte de energía externa (carga supercrítica), incide en un aumento de volumen de aprox. el 4,5% que inhibe, a su vez, la proliferación de grietas.

El proceso descrito fue repetido, por el mismo operador en el laboratorio dental Cerámica Dental Poveda S.L. (Madrid), con cada una de las diez probetas del grupo YZ, obteniéndose los diez núcleos necesarios para el presente estudio. (Figs. 64 y 65)



Figs. 64 y 65. Núcleo VITA InCeram YZ correspondiente a la probeta nº1

## PROCESO DE CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS VITA IN-CERAM® YZ

PROBETA



DIGITALIZACIÓN ÓPTICA



DISEÑO ASISTIDO POR ORDENADOR

1. Línea de terminación
2. Grosor cofia (0,5 mm.)
3. Alivio cemento (50  $\mu$ m)



FRESADO ASISTIDO POR ORDENADOR

(Bloque presinterizado de circonia)

(Magnificación: 20-25%)



SINTERIZACIÓN FINAL  
(1530° C)



#### 4.3.5 CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS IPS e-max® ZirCAD

El sistema cerámico IPS e-max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent), al igual que los sistemas descritos anteriormente utiliza una cerámica circoniosa de alta temperatura de sinterización, confeccionada mediante técnicas CAD/CAM.

Para el escaneado, diseño y mecanización de estos puentes, se emplea el sistema CAD/CAM Cerec®, que como se ha descrito previamente, consta de una unidad de escaneado Cerec® InEos, (escáner óptico) y una unidad de fresado, Cerec® inLab.

La confección de los núcleos de IPS e-max® ZirCAD parte de la digitalización de la superficie de los muñones. Proceso de escaneado óptico en el que se empleó el Cerec® InEos (Sirona), conectado a un PC con el software para el diseño de las estructuras. Esta fase se comenzaba con el recubrimiento de los muñones con un spray de contraste, lo que permite un óptimo registro con el escáner. Una vez fijada la probeta al soporte, se orientó sobre la placa móvil del escáner, situando uno de los muñones centrado bajo la punta lectora, registrándose así los datos del primer muñón y a continuación se desplazó el soporte a la siguiente posición de ajuste para realizar las mediciones del segundo pilar, obteniéndose los datos necesarios para calcular el modelo de diseño tridimensional. Una vez registrada la forma de los pilares y del espacio edéntulo, se procedió al diseño de los puentes mediante el programa informático CAD Framework 3D software (Sirona inLab System), entorno Windows®.

En primer lugar, tras evaluar la imagen digital, se delimitó la línea de terminación en ambos muñones (Fig. 66). Después se seleccionó la opción “diseñar subestructura”, apareciendo una cofia de dimensiones estándar sobre cada pilar. En el presente estudio se mantuvieron los espesores de las estructuras establecidos por el sistema para puentes posteriores de tres unidades: 0,7 mm de grosor a nivel de la superficie oclusal y 0,5 a nivel de las paredes axiales. Tras determinar el eje de inserción, se generó un espacio de alivio de 50 µm para el agente cementante, situándose el punto de inicio del alivio a 1 mm del margen de la preparación.

Tras ello, se procedió a la selección de la pieza pónico. El sistema ofrece diferentes alternativas de preformas para la selección del pónico, se eligió la correspondiente a un premolar. A continuación se configuraron los elementos de unión entre las cofias, teniendo en cuenta que, para aumentar la resistencia a la fractura, la altura de la superficie del conector debe ser lo mayor posible y siempre superior a su anchura. Para puentes posteriores de tres

piezas el conector mínimo recomendado por el fabricante es de 9mm<sup>2</sup>, valor que respetamos en el estudio (Fig. 67)



Fig. 66. Delimitación del margen de la preparación de la probeta n° 6 del grupo IPS e-max® ZirCAD

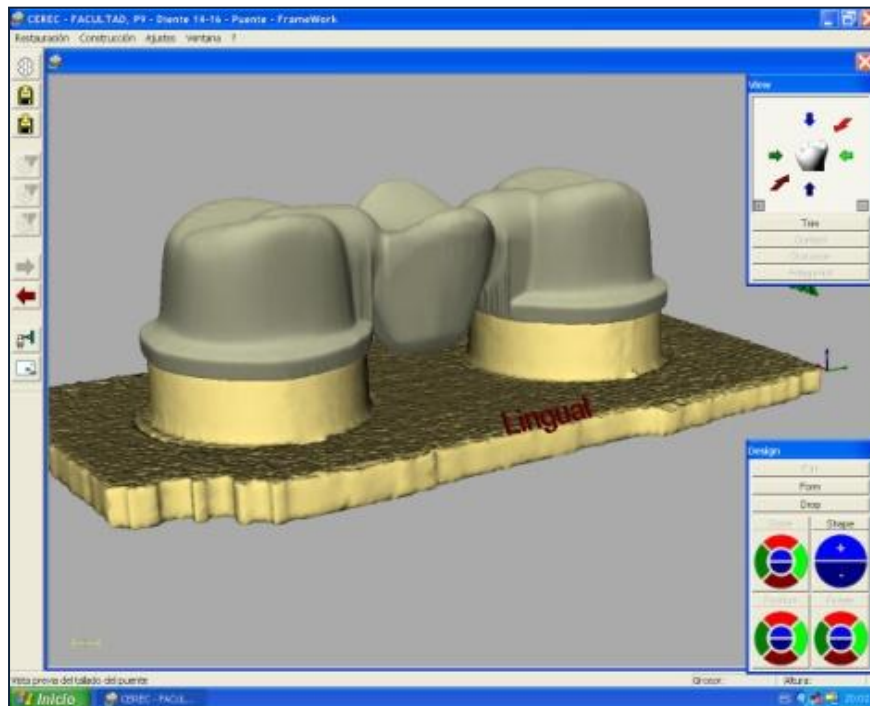


Fig. 67. Diseño de la estructura de la probeta n° 9 del grupo IPS e-max® ZirCAD

Los datos del diseño son transferidos a la unidad de fresado (Cerec® inLab) quien procedía al tallado de los bloques cerámicos.

Existen dos medidas distintas de bloques IPS e.max® ZirCAD para Cerec®. (Tabla 7 y fig. 68)

Denominación	Empleo
C 15	Coronas
B 40	Puentes de múltiples unidades

Tabla 7. Medidas de los bloques IPS e.max® ZirCAD para Cerec®



Fig. 68. Imágenes de los bloques IPS e.max® ZirCAD para Cerec®

Al tratarse de puente de tres piezas se eligieron los bloques de IPS e-max® ZirCAD de mayor tamaño (B 40) (Fig. 69) El material base para estos bloques de IPS e-max® ZirCAD se encuentra en estado presinterizado, es decir el material no está finalmente densificado. Por ello, los bloques presentan una estructura no compacta porosa con una densificación del 50%.



Fig. 69. Imágenes del bloque B 40 L de IPS e.max® ZirCAD para Cerec® empleado en el estudio

La manipulación de los bloques debe ser cuidadosa en el proceso de terminado de la estructura debido a esta fragilidad que presenta el bloque presinterizado. (Fig. 70). Al mismo tiempo esto permite algunas ventajas como la mayor facilidad de fresado, reduciendo el tiempo y la cantidad de fresas necesarias para el tallado.

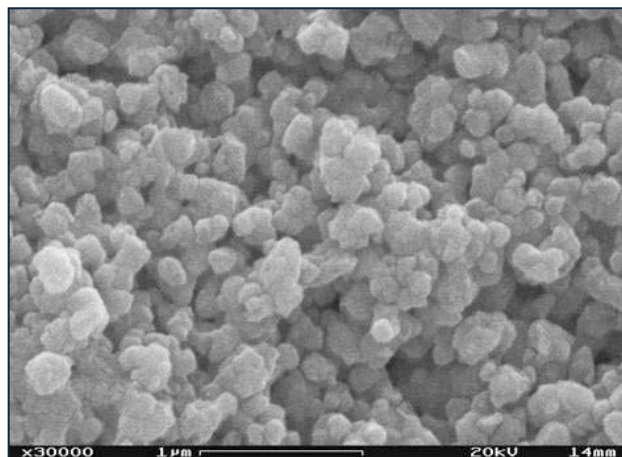


Fig. 70. Imagen ME de la microestructura del bloque presinterizado IPS e.max® ZirCAD

El software empleado calculaba la contracción que sufrirán los bloques cerámicos una vez introducidos en el horno. Esta información era transmitida al sistema CAM, para que el tamaño de la pieza fresada resultante fuera de un tamaño mayor y contrarrestase la futura contracción durante la sinterización, consiguiendo un ajuste óptimo. Después de transferir los datos, el bloque presinterizado de óxido de circonio se insertaba en la unidad inLab del sistema CEREC® para la confección de las estructuras

Una vez obtenida la forma deseada, el bloque tallado se introducía en el horno de alta temperatura, especialmente diseñado para este tipo de cerámicas. Era entonces, cuando se producía la sinterización propiamente dicha, o proceso de endurecimiento mediante una activación térmica. Este proceso sucedía a una temperatura de 1500°C. Es importante que las variaciones de temperatura dentro del horno estén coordinadas de manera exacta con el proceso de sinterizado. El tiempo necesario para finalizar esta transformación era de ocho horas. De esta forma el material se contrae en todas las direcciones el 20% de su tamaño original. (Fig. 71)

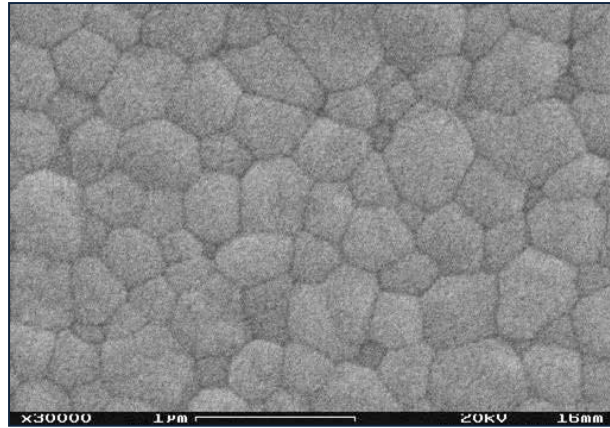


Fig. 71. Imagen ME del bloque sinterizado IPS e.max® ZirCAD

Para que la contracción se produzca de forma regular en toda la estructura tallada, se han diseñado unas bandejas especiales de óxido de aluminio sinterizado, con partículas esféricas de  $ZrO_2$ . La estructura se coloca sobre estas esferas, para que se contraiga sin fricción mientras que la temperatura es distribuida de manera homogénea durante la sinterización.

El proceso descrito fue repetido, por el mismo operador, en el laboratorio Cerámica Dental Poveda S.L, con cada una de las diez probetas del grupo IPS e-max® ZirCAD, obteniéndose las diez estructuras necesarias para el presente estudio. (Fig. 72)

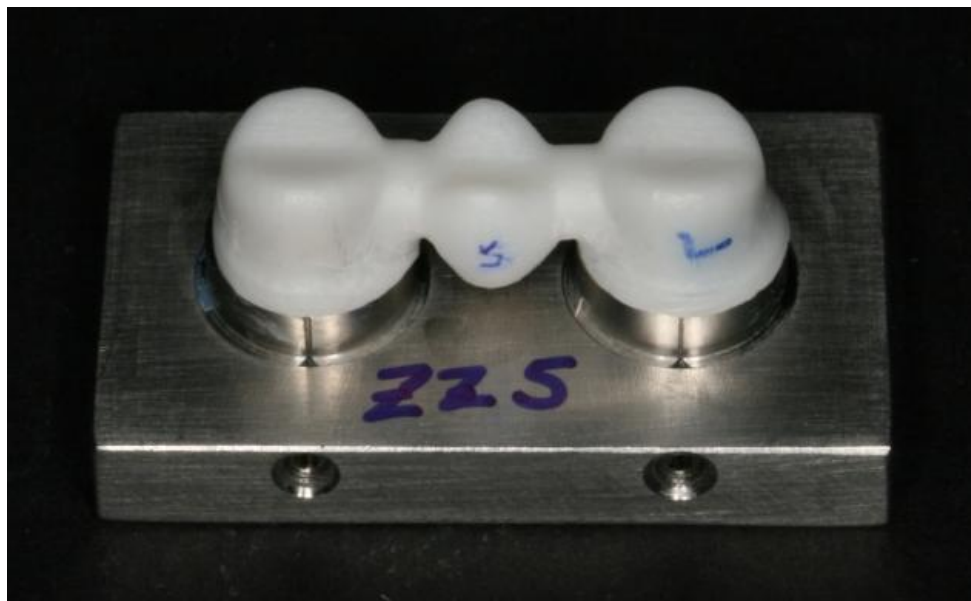
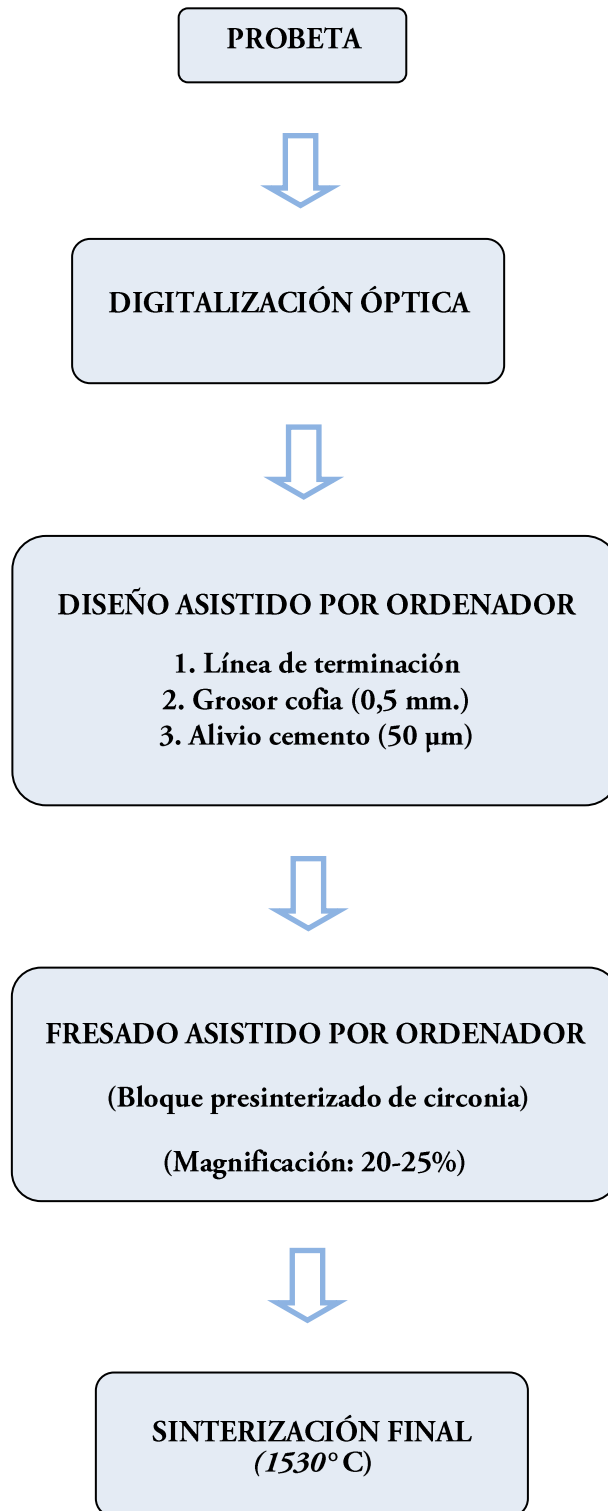


Fig. 72. Estructura interna de la probeta nº5 del grupo IPS e.max ZirCAD



## PROCESO DE CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS IPS e.max ZirCAD





#### 4.4 CEMENTADO DE LOS NÚCLEOS CERÁMICOS

La medición de la discrepancia marginal fue llevada a cabo tanto previamente al cementado como tras el cementado de las estructuras sobre sus respectivos muñones.

La fase de cementado es una fase decisiva para el éxito de una restauración y ésta puede afectar significativamente el ajuste marginal. Son muchos los factores que hay que tener en cuenta a la hora de realizar el cementado de las restauraciones y que influyen de forma directa en el ajuste marginal de las mismas, entre los que podemos citar la cantidad y espesor de la capa de cemento, el lugar de aplicación del mismo y la fuerza ejercida durante el cementado.<sup>146, 187, 203</sup>

Por este motivo, para evitar variables externas que pudieran afectar al estudio, se ha intentado estandarizar al máximo la técnica. Todos los puentes han sido cementados por el mismo operador en condiciones ambientales similares (temperatura de 18-24°C y humedad relativa del 50±10%).

Dada la opacidad y elevada resistencia a la fractura de las estructuras circoniosas, éstas no requieren necesariamente cementación adhesiva, pudiendo ser cementadas convencionalmente<sup>156, 281-283</sup>.

El agente cementante empleado fue un cemento de vidrio ionómero<sup>284</sup> en su presentación para mezcla manual, compuesto por polvo-líquido (Ketac<sup>®</sup> Cem EasyMix, 3M- ESPE). (Tabla 8)

COMPOSICIÓN QUÍMICA DE KETAC <sup>®</sup> CEM	
POLVO	LIQUIDO
Ácido policarboxílico Polvo de vidrio Pigmentos	Agua Ácido tartárico Agentes de conservación

Tabla 8. Composición química de Ketac<sup>®</sup> Cem (mezcla manual)

Las ventajas que presenta este agente cementante son la liberación lenta de flúor, una buena unión a metal y que se fija químicamente a la estructura dentaria, por una interacción con los iones calcio y fosfato de la superficie dentaria. Además tiene unas propiedades físico-químicas que le permiten cumplir perfectamente todas las normas de estandarización <sup>285-288</sup>. Pero también tiene inconvenientes, como el hecho de que su pH sea bajo durante el fraguado, lo que plantea cierta preocupación respecto a la hipersensibilidad postcementado <sup>289</sup>. Sin embargo, como las moléculas de ácido tartárico y policarbólico son grandes es poco probable que penetren en los túbulos dentinarios. Además, este producto es muy sensible a la humedad y a la deshidratación mientras está fraguando, ya que la exposición temprana al agua lo debilita y la desecación produce fisuras de contracción en el material <sup>290-292</sup>.

La mezcla del cemento se realizaba respetando las instrucciones del fabricante, espatulando el polvo y el líquido sobre el bloque de mezcla hasta obtener la consistencia ideal. Para facilitar las mediciones con el analizador de imagen de la discrepancia marginal de los núcleos cerámicos una vez cementados, en todos los casos se añadió una gota de tinta china negra. (Figs. 73 y 74)



Fig.73. Ketac® Cem EasyMix

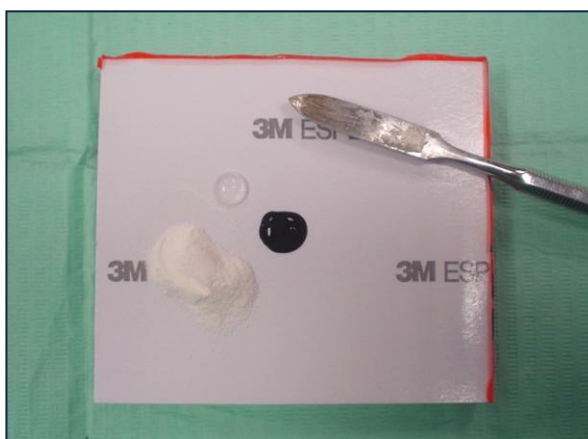
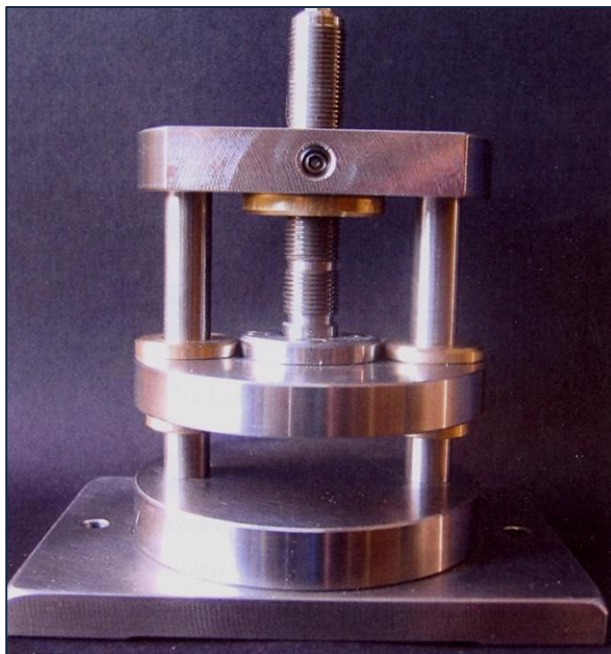


Fig.74. Cemento preparado para mezclar

Para conseguir que las estructuras fueran cementadas con idéntica presión, se empleó la prensa de cementado diseñada por la Dra. Sánchez Jorge para su trabajo de investigación de tesis doctoral diseñada en el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid. Se siguió el protocolo descrito por la Dra. Sánchez Jorge <sup>113</sup>.

Se trata de una mordaza de acero inoxidable que consta de cuatro plataformas unidas por dos vástagos o cilindros, tres fijas y una móvil que actúa como prensa. La base está formada por dos de estas plataformas fijas, la mayor de ellas rectangular (11 cm x 8 cm), sobre la que se encuentra otra circular de menor tamaño (7,5 mm de diámetro) (capítulo 9, anexo 9.2.)

Precisamente en la superficie de esta plataforma circular fueron colocados los soportes con los muñones para proceder al cementado de las estructuras. (Figs. 75 y 76)



Figs.75 y 76. Mordaza de cementado.  
Vista frontal y superior.

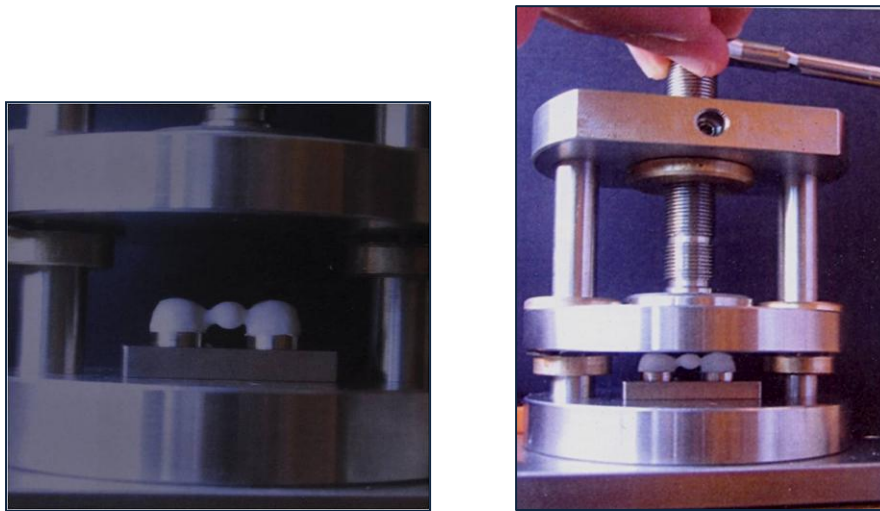
Mediante un eje roscado que parte de la placa superior de la mordaza, una prensa circular (7,5 cm de diámetro) se desenrosca hasta hacer contactar su base con la superficie oclusal de la pieza a cementar, de modo que el tornillo superior que dirige el descenso y ascenso de la prensa presenta un rebaje cuadrangular que encaja perfectamente con una llave dinamométrica calibrada de la casa Defcon®, regulable a intervalos de 5 Newton entre 15 y 35 Newton. Este sistema permite mantener durante un tiempo determinado una carga constante y similar para todas las estructuras.

La prensa circular se encuentra unida a los vástagos que enlazan las restantes plataformas mediante unas piezas de latón para evitar el gripaje que podría producirse por el rozamiento al ser el vástago y la plataforma móvil de idéntico material. Por el mismo motivo, se coloca otra pieza de latón en la plataforma superior en torno al eje roscado.

Una vez colocado el soporte con los muñones en la base de la mordaza, un mismo operador, siguiendo las proporciones indicadas por el fabricante, dispensó el polvo y el líquido sobre una loseta de vidrio, siempre idénticas para todas las unidades. Según los resultados de

estudios previos<sup>203, 207, 293, 294</sup>, se decidió aplicar el cemento con un pincel sobre las paredes axiales de los muñones, creando una capa fina y uniforme. Inmediatamente después, se colocaban los puentes sobre los pilares mediante presión digital.

A continuación se desenroscó el tornillo de la prensa hasta hacerla contactar con la superficie oclusal de la estructura. En esa posición se mantuvo una fuerza constante de 15 Newton, controlada por la llave dinamométrica durante 4 minutos. (fig. 77 y 78) Una vez completado el fraguado inicial, se retiraron los excesos gruesos con una sonda de exploración (Fig. 79)



Figs.77 y 78. Colocación de la estructura de puente y mantenimiento de la misma bajo una fuerza de 15 N en la mordaza de cementado

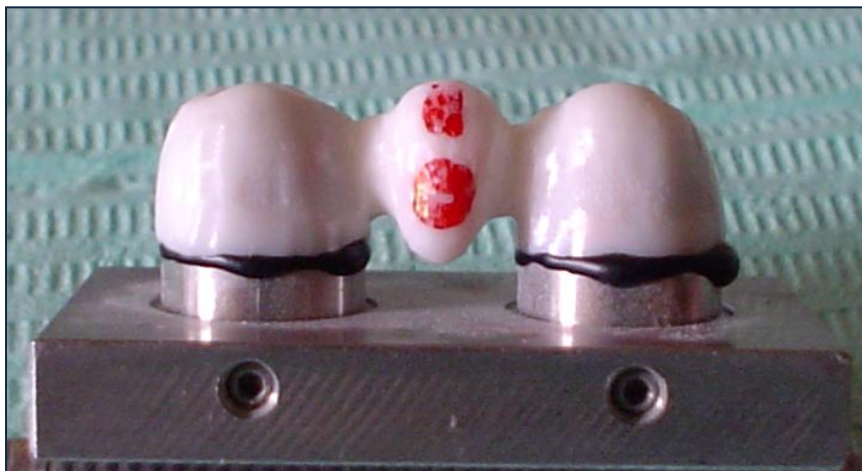


Fig.79. Probeta número 10 del grupo Cercon® recién cementada

## **4.5 ANÁLISIS DEL AJUSTE MARGINAL DE LAS MUESTRAS MEDIANTE ANALIZADOR DE IMAGEN**

Una vez confeccionadas las restauraciones se realizó la medición de la discrepancia marginal vertical previa al cementado. El objetivo era medir la discrepancia marginal en dos puntos distintos de cada pilar del puente mediante el analizador de imagen.

### **4.5.1 Analizador de imagen**

El desarrollo de la informática en los últimos años ha propiciado que cada vez sea más común el trabajar con imágenes digitalizadas. La gran ventaja de la imagen digital frente a la analógica es que se puede manipular y analizar. El análisis gráfico consiste en modificar una imagen para obtener fácilmente información contenida en la misma. Con un software adecuado se puede cuantificar determinados objetos o áreas presentes en la imagen de una forma sistematizada y objetiva. Por este motivo, se decidió usar esta técnica para medir las discrepancias marginales de las restauraciones.

El proceso de digitalización de la imagen consiste en la descomposición de ésta en una matriz de  $M \times N$  puntos, donde cada elemento de la matriz tiene un valor proporcional a la intensidad de la luz emitida, esto es, a su nivel de gris, y su posición viene dada por las coordenadas  $X$  e  $Y$ . Cada uno de estos elementos recibe el nombre de "pixel" (del inglés picture element). Los analizadores de imagen comercializados suelen trabajar con 256 niveles de gris, atribuyendo el valor 0 al negro y el 255 al blanco.

La resolución que se obtiene hoy en día es de  $512 \times 512$  pixel para cámaras de TV estándar. La digitalización transforma la imagen en una matriz de orden  $512 \times 512$ , es decir, 262.144 elementos, en donde cada elemento representa el nivel de gris del píxel correspondiente a la imagen. En otras palabras, se crea un conjunto de 262.144 números perfectamente ordenados y comprendidos entre el 0 (negro) y el 255 (blanco).

El conjunto de datos de la imagen (matriz de números) es archivado en un ordenador para ser sometida posteriormente a la técnica de procesamiento de imágenes más adecuada al factor que se pretende estudiar:

- a) Procesos de mejora de imagen, relacionados con el aspecto densitométrico: Contraste, definición, contorneado,...
- b) Procesos geométricos relacionados con las transformaciones geométricas de imagen: aumentos, reducciones, translaciones, giros,...

- c) Procesos aritméticos en los que se incluyen la calibración, combinación de imágenes, sumas, restas, multiplicaciones, divisiones e inversiones de imágenes.

Todo tratamiento de la imagen está encaminado hacia la discriminación selectiva, para permitir discernir lo que se quiere medir. Para ello los elementos (píxeles) de una imagen son divididos, convierte en blanco lo que se desea medir y en negro lo irrelevante. Con esta discriminación se obtiene una imagen binaria que permite realizar de manera rápida y sencilla las mediciones pretendidas<sup>58, 295</sup>.

#### 4.5.2 Preparación de las probetas

La preparación se inició señalando en las probetas las áreas donde se iban a efectuar las posteriores mediciones, realizando dos marcas en cada uno de los pilares. Estas zonas se correspondían con el centro de las caras vestibulares y linguales. En este estudio se observó la discrepancia marginal a nivel de 4 localizaciones por probeta, 0° y 180° en cada pilar. Tal como se indica en la figura 80.

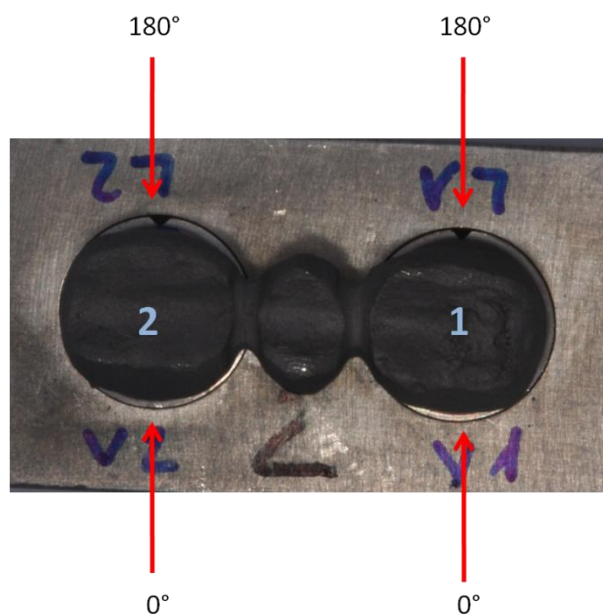
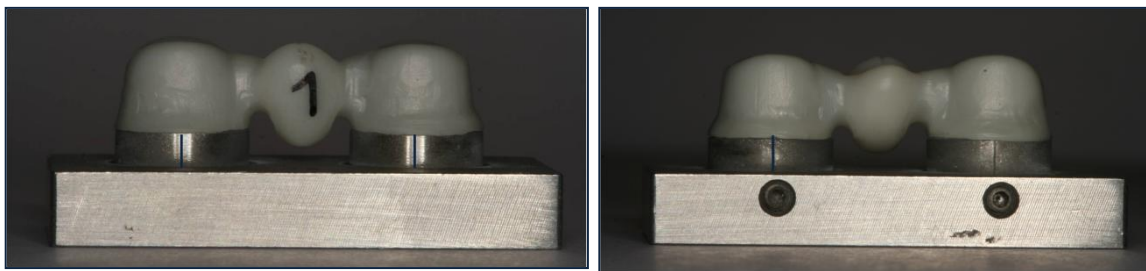


Fig.80. Zonas de medición. (Probeta nº 2 del grupo M: metal).

Las marcas se efectuaron en las restauraciones y en los correspondientes muñones a 1 mm de la línea de terminación con un rotulador indeleble de color azul (Staedtler permanente Lumocolor Fine). No se marcó la interfase restauración-muñón para evitar que la lectura del analizador de imagen fuera incorrecta. (Figs. 81 y 82)





Figs.81 y 82. Zonas de medición. Caras vestibular y lingual de la probeta nº 1 del grupo YZ (InCeram® YZ).

#### 4.5.3 Obtención de las imágenes

Esta fase del estudio se realizó gracias a la colaboración del Centro Nacional de Investigaciones Metalúrgicas (CENIM), entidad dependiente del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC).

El equipo de análisis de imagen constaba de los siguientes elementos (Fig. 83)

- Estereomicroscopio Olympus de 40 aumentos. (Olympus® SZ-40)
- Cámara Hitachi CCTV-HV 720E adaptada al estereomicroscopio.
- Ordenador PC de 200 Megahercios, 2 Gigas de disco duro y 32 Megas de memoria RAM y un monitor de alta resolución.
- Software de análisis de imagen Optimas® 6.1 (Media Cybernetics, Inc, Bethesda, MD) para Windows.
- Hoja de cálculo MS Excel 6.0 para Windows.



Fig.83. Equipo de análisis de imagen

Para realizar el análisis, se posicionaron las muestras bajo el estereomicroscopio de 40 aumentos. Para ello se empleó una mordaza (Fig. 84) que sujetaba las probetas mediante dos planchas de acero con un tornillo.

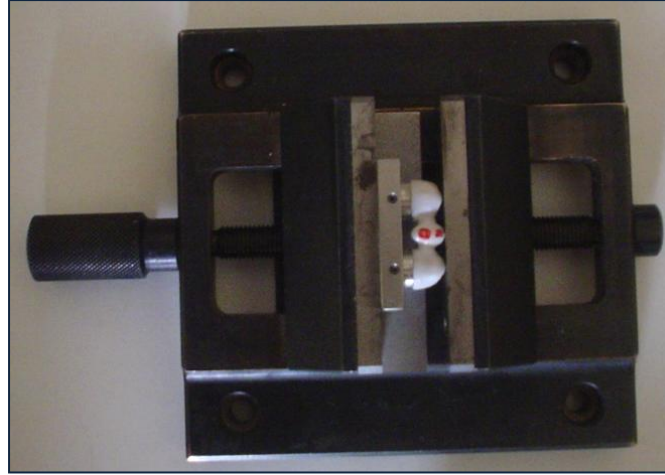


Fig.84. Mordaza posicionadora

Para ejercer siempre la misma fuerza sobre las restauraciones se empleó una llave dinamométrica unida a la cabeza del tornillo de la mordaza. La llave dinamométrica empleada fue la USAG 820/70 de la casa Utensilerie SpA, regulable entre 10/70 N. La fuerza ejercida fue de 15 N.



Fig. 85. Probeta del grupo Cercon en la mordaza de posicionamiento preparada para su análisis



El microscopio captaba 3 mm del perímetro de la probeta, pero al ser curva, solo se podía enfocar a 2 mm centrales, por este motivo era necesario hacer coincidir la marca con el centro de la imagen, para que el desajuste objeto de medida, se encontrara dentro de esa área. En vez de realizar una medición puntual, se decidió registrar 30 mediciones lineales en el área comprendida dentro de la zona enfocada.

De los parámetros geométricos disponibles para medir la discrepancia marginal<sup>166</sup>, el analizador de imagen permitió, con la orientación tridimensional dada a cada probeta tras su fijación en la mordaza, evaluar el desajuste marginal vertical, que se define como la distancia que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial de la preparación medida paralelamente al eje longitudinal del diente, tratándose de la presente investigación, del muñón.

Esta técnica permitía obtener imágenes aumentadas de los márgenes y analizarlas posteriormente con un programa informático. Con este método se podía examinar claramente la interfase restauración-probeta sin necesidad de cortar el espécimen, lo que permitió comparar las muestras antes y después del cementado. Otra ventaja de este sistema es que se podían realizar mediciones del ajuste de una forma sistematizada y objetiva.

#### **4.5.4 Análisis de las imágenes**

El análisis de imagen se realizó también gracias a la colaboración del CENIM, que permitió utilizar el software de análisis de imagen Optimas® 6.1 (Media Cybernetics, Inc, Bethesda, MD) para Windows®. Este programa dispone de una gran variedad de aplicaciones que van desde la edición de imágenes hasta el procesado y análisis de las mismas con módulos de morfometría, densitometría, binarización, etc. Para realizar las mediciones de una forma estandarizada, se editó una macro en ALI (Analytical Language for Images) que permitía realizar automáticamente todos los pasos del proceso, que fueron:

1. En primer lugar Optimas® 6.1 creaba una imagen “rejilla” de 30 rayas verticales con una separación entre ellas de 50 micras. (Fig. 86)
2. A continuación se confeccionaba un set de medidas (“operador morfométrico”) donde se especificaba que midiera la longitud de los segmentos verticales que aparecían en la imagen.

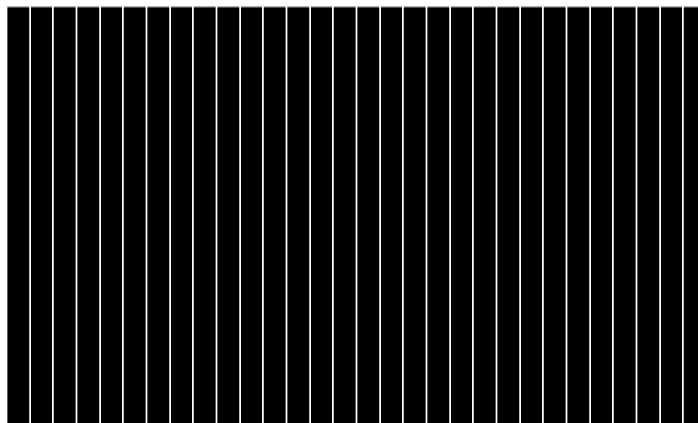


Fig. 86. Imagen de la rejilla

3. Se abría una hoja de cálculo Microsoft® Excel, y en ella se ponía el nombre del grupo, número de probeta y número de posición que iba a ser sometida a análisis. A partir de este momento, comenzaba el proceso de análisis de imagen propiamente dicho.
4. Se procedía a la captación de la imagen desde la lupa al ordenador (Fig. 87) y tras enfocarla, se compensaba el contraste de la misma

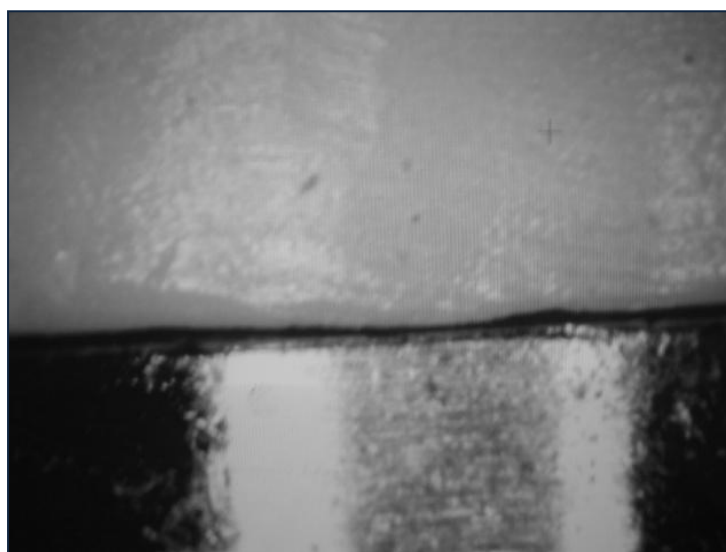


Fig. 87. Imagen captada por el ordenador (probeta del grupo Cercon®)

5. El programa calibraba la imagen en dimensiones reales.
6. Se eligió una ventana de 1500 micras de ancho por 300 micras de alto, que aparecía en el centro de la imagen. (Fig. 88) La ventana marcaba el área que se iba a someter a análisis. El programa permitía desplazar la ventana según las necesidades, para ajustarla a la zona a medir.

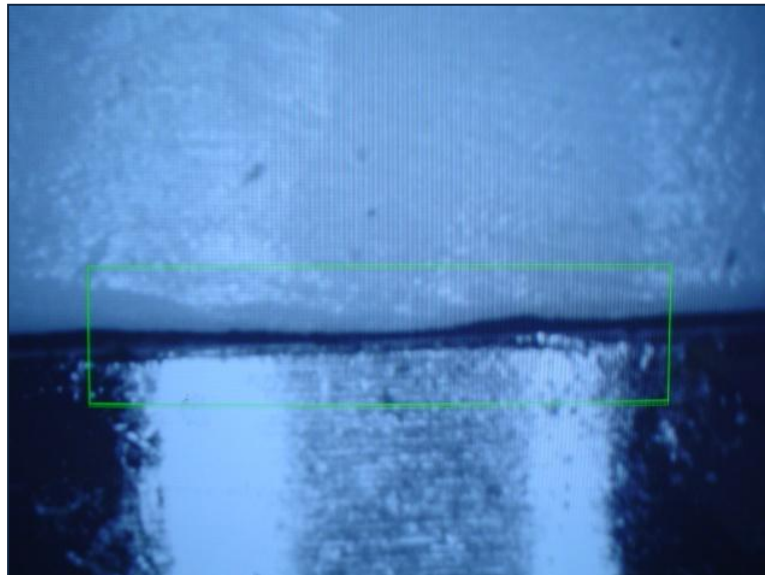


Fig. 88. Imagen con el área de medida seleccionada (probeta grupo Cercon®)

7. Se procedía a la discriminación y binarización de la discrepancia marginal seleccionada en la ventana, de modo que se convertía en blanco el desajuste y en negro la restauración y el muñón. (Fig. 89)
8. El programa realizaba la intersección entre la rejilla creada en el paso 1 y la imagen binarizada.

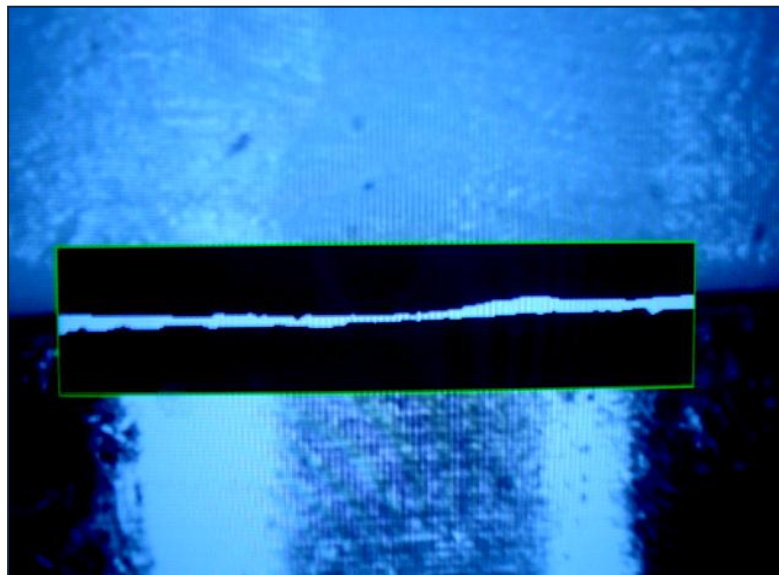


Fig. 89. Imagen tras la binarización de la ventana (probeta grupo Cercon®)

9. Sobre esta imagen se aplicaba el set de medidas abierto en el paso 2, donde se mide la longitud de cada uno de los segmentos. Los valores resultantes se almacenaban en la hoja de cálculo Excel, abierta en el paso 3.

10. Se repetía el proceso desde el paso 4 hasta el 9 para las 4 posiciones de la misma probeta.
11. Cuando se terminaba con una probeta, se reiniciaba el programa desde el paso tres.

De este modo se obtuvieron los valores de las discrepancias marginales de las 50 probetas. En cada pilar de la probeta se realizaron mediciones en dos posiciones y de cada posición se obtuvieron 30 valores, por lo que el total de datos por probeta fue de 120.

Tras medir el ajuste inicial de las restauraciones se procedió a cementarlas siguiendo la metodología descrita en el apartado anterior. A continuación se realizó el análisis del ajuste marginal de las probetas postcementado.

Las mediciones de las cincuenta probetas tanto pre como postcementado fueron realizadas por el mismo operador.

#### 4.5.5 Tratamiento de los datos

Los datos recogidos mediante el analizador de imagen fueron archivados en 10 hojas Microsoft® Excel 2000, en las que cada hoja contenía las mediciones de las diez probetas del mismo grupo. Se archivaron con los siguientes nombres:

- Precementado Lava.xls.
- Postcementado Lava.xls.
- Precementado Cercon.xls.
- Postcementado Cercon.xls.
- Precementado InCeram YZ.xls.
- Postcementado InCeram YZ.xls.
- Precementado e.max.xls.
- Postcementado e.max.xls.
- Precementado estructuras metálicas.xls.
- Postcementado estructuras metálicas.xls.

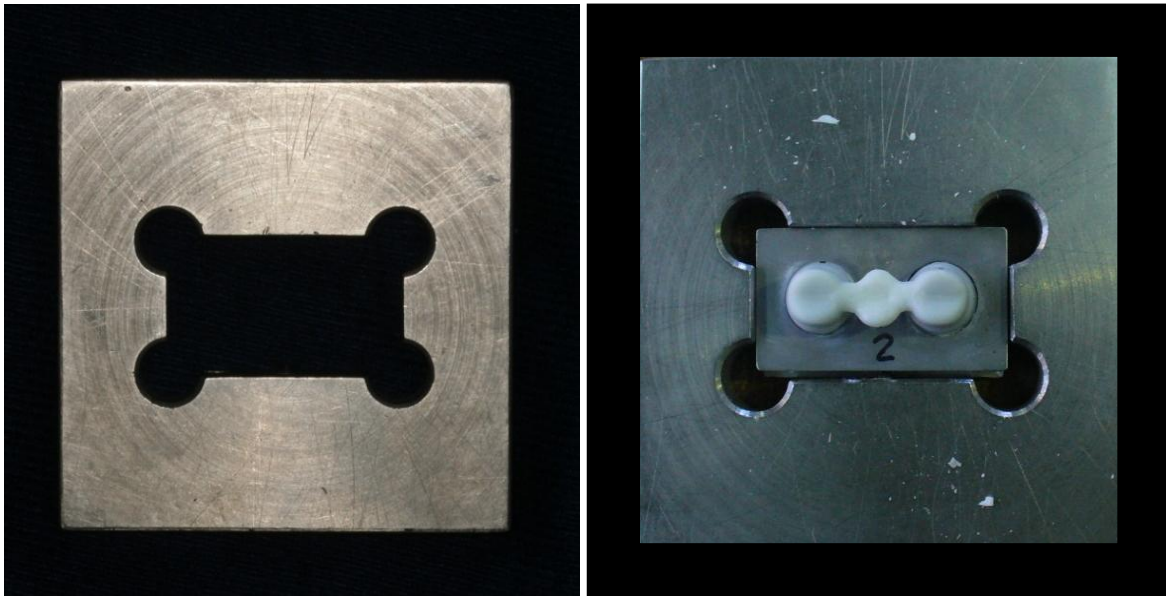
Para simplificar el tratamiento de los datos, las diez hojas de cálculo se resumieron en una sola que almacenaba los 12000 valores obtenidos, bajo el nombre “resultado de sellado marginal.xls”.

## 4.6 ENSAYO DE FLEXIÓN

### 4.6.1 Confección de la pletina

Se confeccionó una pletina en acero inoxidable en el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid (U.C.M.) a partir de un diseño planta, alzado y vistas, realizado con el programa informático Freehand versión 11 (consultar capítulo 9, anexo 9.3.)

De acuerdo a su definición, se trata de una pieza metálica de poco espesor. Se suele colocar en las bases para permitir una mejor distribución de esfuerzos. Las dimensiones de la pletina son 6x6 cm de ancho y una altura de 7 mm, que poseía en el centro un hueco para alojar la base de las probetas. (Figs. 90 y 91)



Figs. 90 y 91 Imágenes de la pletina y pletina alojando una probeta

Esta pletina dispone en uno de sus lados de un tornillo para que, una vez colocada la base dentro de la platina, se ajuste a ella, aumentando así la superficie de apoyo, lo que va a impedir el movimiento de todo el conjunto cuando las estructuras fueran cargadas durante el ensayo de flexión. (Fig. 92)

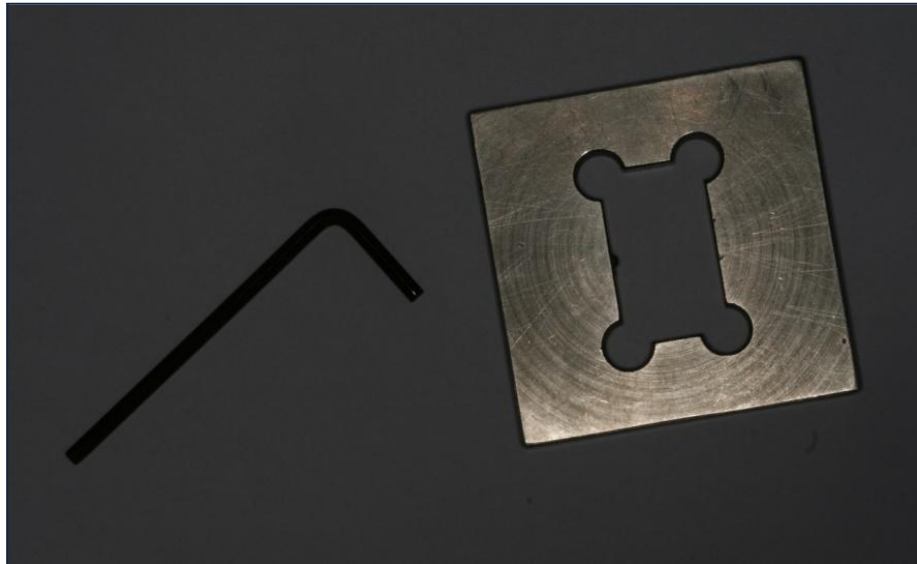


Fig. 92. Pletina y llave para fijar las probetas

#### 4.6.2 Confección de los empujadores

Se confeccionó un empujador cónico con acabado final en la punta redondeado, fabricado en acero templado (lo que le dotaba de gran resistencia), adaptable a la máquina universal de ensayo de compresión (Servosis®) que se iba a utilizar para el experimento. El empujador fue confeccionado en el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid (U.C.M.)

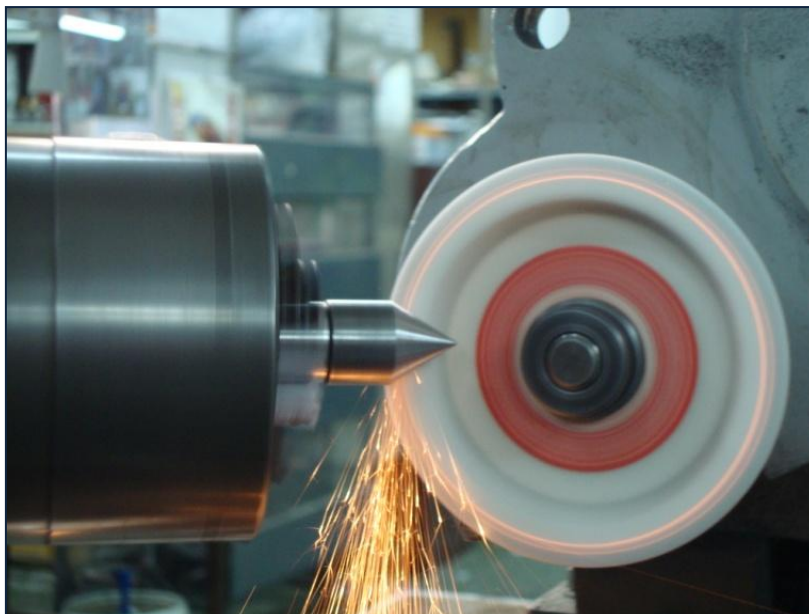


Fig. 93. Confección del empujador.





Fig. 94. Imagen del empujador

#### 4.6.3 Resistencia a la flexión

Se realizó un ensayo por carga en tres puntos, que consistía en aplicar la carga en un punto equidistante de los dos puntos sobre los que se apoyan las probetas. Al aplicar la carga en la superficie cóncava se producirán fenómenos de compresión, mientras que en la zona contraria fenómenos de tracción.

La carga se aplicaba de forma vertical sobre el centro del pónico. (Fig. 95)

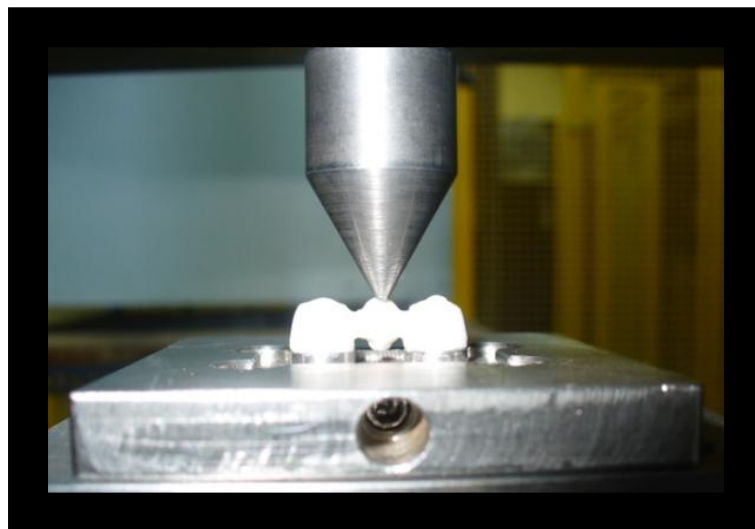


Fig. 95. Ensayo por carga a tres puntos

Este tipo de examen es muy utilizado para el estudio de los materiales frágiles, ya que éstos suelen fracturarse durante la tensión, y por tanto los test de flexión proporcionan información sobre la fuerza tensional. La importancia radica en que de estos materiales sólo se puede esperar, por su propia naturaleza, mínimas deformaciones antes de su fractura, lo que hace que las fuerzas tensionales sean mayores, al no poder deslizarse sobre los puntos de apoyo <sup>242</sup>.

#### 4.6.4 Instrumento para las pruebas mecánicas

Para la realización del experimento se utilizó la máquina universal de ensayo electromecánico modelo ME 405/10, con nº 1196 y año de fabricación 1996, (Servosis S.A.). La máquina se encuentra en el Centro Nacional de Investigaciones Metalúrgicas (CENIM).

Esta es una máquina para ensayos de tracción/compresión/flexión, versatilidad que le permite ser utilizada en la mayoría de los ensayos normalizados. Se compone básicamente de:

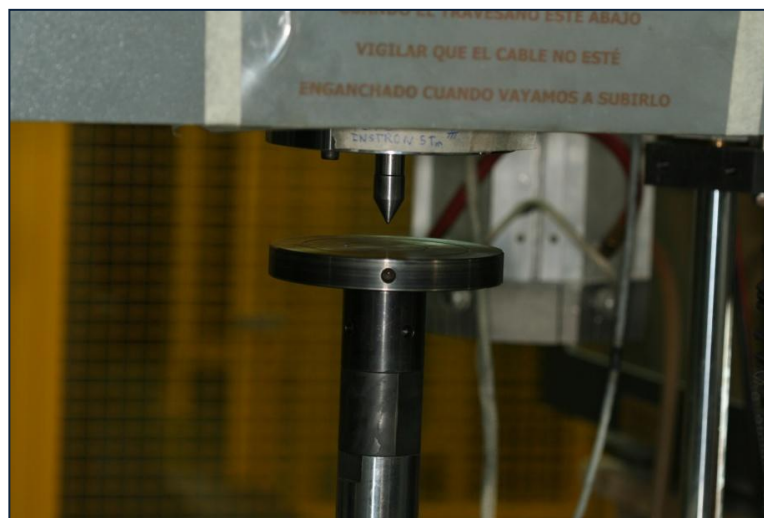
- Un cuerpo que realiza el ensayo mecánico que consta de: bancada, columnas laterales, puente superior, puente inferior, célula de carga, mordazas. Se empleó como utillaje un plato de compresión circular con distintos diámetros, con centrador. (Fig. 96)
- Un equipo de medida y control, conformado por un PC y software de control PCD2K, conectado al anterior, que registra los datos (Fig. 97)



Figs. 96 y 97. Unidad para el ensayo mecánico y equipo informático que registra los datos



La célula de carga utilizada para este ensayo fue de 10 Tm, con una celda de 2.000 Kg, y un fondo de escala de 1/5 y la velocidad de avance del puntero que realiza la carga fue de 0,5 mm/min. (Figs. 98 y 99)



Figs. 98 y 99. Unidad para el ensayo mecánico

El tamaño de la pletina que actúa como base, permite el empleo de sargentos para fijar la mordaza al plato de compresión de la máquina, para garantizar la no movilidad de la mordaza durante todo el ensayo de flexión. (Fig. 100)

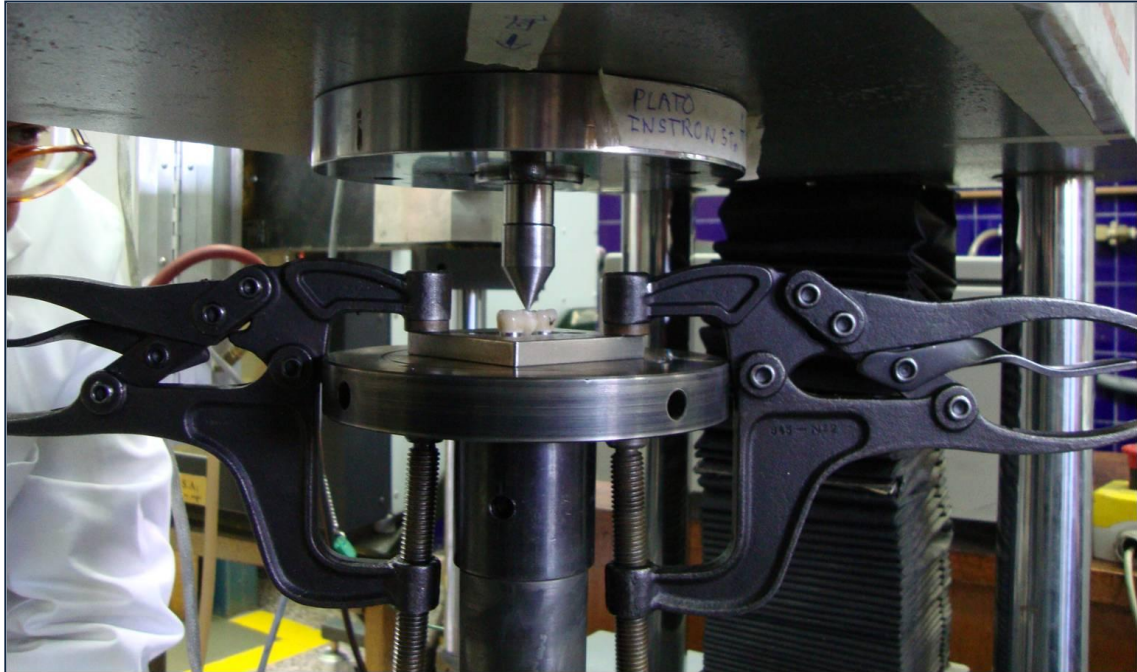


Fig. 100. Unidad para el ensayo mecánico con los sargentos empleados para garantizar la inmovilización durante el ensayo de flexión.

Los resultados fueron recogidos por el ordenador (Fig. 101), y mediante un programa informático, se obtuvieron las curvas de tensión/deformación. (Fig. 102)



Fig. 101. Equipo informático registrando los datos



Fig. 102. Imagen de la curva tensión/deformación

#### 4.6.5 Carga

La base de la probeta se ajustaba a una platina de acero para conseguir que en el momento en que se cargaban los puentes, no sufriera ningún tipo de movimiento que pudiera distorsionar los resultados.

La carga se realizó en el centro del pónico, a la misma distancia de cada uno de los pilares, para conseguir un ensayo de flexión lo más puro posible.

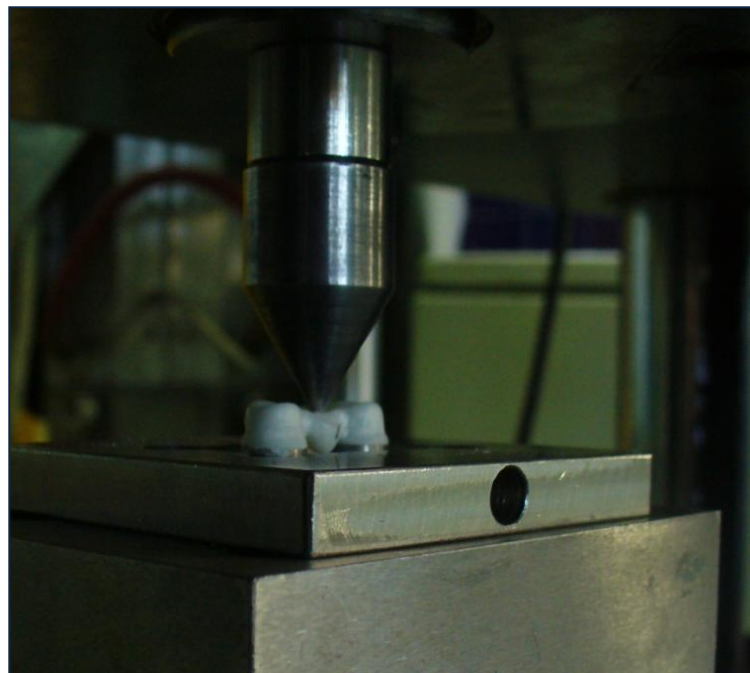


Fig.103. Carga de las estructuras



Las estructuras se cargaron hasta notar el primer salto en la gráfica que indicaba que el empujador dejaba de encontrar resistencia por posible fractura del puente. Y al retirarlas se pudo comprobar que todas las estructuras estaban rotas. (Fig. 104)

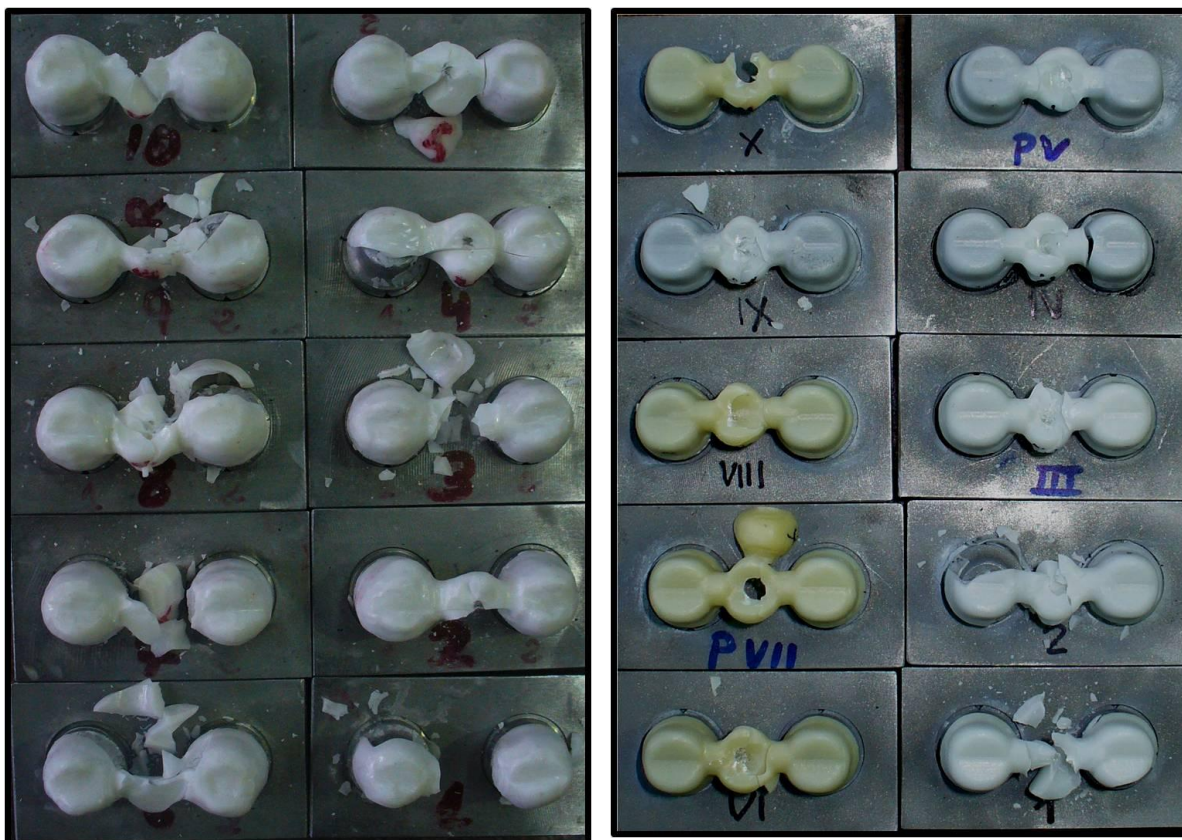


Fig. 104. Imágenes de las 10 estructuras del grupo Cercon® (CI) y de las 10 estructuras del grupo InCeram YZ (YZ) fracturadas tras ser sometidas a la carga

Los datos recogidos correspondientes a las medidas de resistencia a la fractura fueron archivados en una hoja Excel 6.0.

Finalizado el análisis de la resistencia a la fractura de los puentes confeccionados con distintas cerámicas y el grupo control (sistema metálico), se obtuvieron 50 medidas de fuerza expresadas en kilogramos/fuerza o kilopondios (unidad del sistema técnico de unidades), como resultado del examen de las 50 probetas estudiadas. Para proceder al estudio estadístico de los resultados del presente estudio “in vitro” se asignaron a cada modelo de núcleo cerámico el valor promedio de las mediciones de resistencia a la fractura correspondientes a cada grupo.

Debemos resaltar que en el presente estudio todas las mediciones fueron expresadas en fuerza-kilogramo o kilopondio, que es la unidad de fuerza en el Sistema Técnico de Unidades. Debido a que muchos de los estudios expresan los resultados en Newton, se ha realizado la conversión para poder comparar los resultados.

Un kilopondio se define como la fuerza ejercida sobre una masa de 1 kg (kilogramo masa según se define en el Sistema Internacional) por la gravedad estándar en la superficie terrestre, esto es  $9,80665 \text{ m/s}^2$ . El valor estándar de la gravedad ( $g$ ) terrestre es de  $9,80665 \text{ m/s}^2$ . Entonces (y de acuerdo con la Segunda Ley de Newton: fuerza = masa  $\times$  aceleración) se dice que:

$1 \text{ kp} = 1 \text{ kg} \times 9,80665 \text{ m/s}^2 = 9,80665 \text{ kg m/s}^2 = 9,80665 \text{ N}$  de modo que 1 kilogramo-fuerza o kilopondio equivale a 9,80665 Newton.

De forma que para la conversión de fuerza-kilogramo a Newton, se deben multiplicar los Kg. Por 9,8. La tabla 9 muestra los valores de resistencia a la flexión de las estructuras estudiadas en la investigación y su equivalencia en Newton.

## RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

MATERIAL	Fkg	N
CI	414,95 $\pm$ 91,329	4066,51 $\pm$ 895,02
LI	335,40 $\pm$ 100,447	3286,92 $\pm$ 984,38
YZ	256,55 $\pm$ 103,012	2514,19 $\pm$ 1009,51
ZZ	198,43 $\pm$ 43,709	1944,61 $\pm$ 428,34
M	866,50 $\pm$ 24,472	8491,7 $\pm$ 239,80

Tabla 9. Valores de resistencia a la flexión en Fkg y su equivalencia en N.

## 4.7 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

La estadística se define como “el conjunto de métodos que permiten recoger, clasificar, representar y resumir datos con el fin de obtener conclusiones científicas”<sup>296</sup>. Por lo tanto, el análisis estadístico es esencial para poder responder con certeza al problema planteado en una investigación.

Una vez completado el estudio mediante analizador de imagen de las 50 probetas (10 probetas en cada grupo), pre y postcementado se obtuvieron un total de 12.000 medidas de discrepancia marginal. Como se expuso anteriormente, se han analizado dos zonas (vestibular y lingual) del contorno marginal de cada pilar de puente efectuando 30 mediciones en cada una de estas localizaciones, por lo que se han recopilado 120 valores por estructura de puente analizada. Para el análisis estadístico de los datos, se asignó a cada restauración el promedio de sus correspondientes mediciones de desajuste marginal. El análisis estadístico de los resultados del sellado marginal fue realizado empleando el software SPSS 14.0; SPSS Inc, Chicago, Ill). Se realizó en primer lugar la estadística descriptiva. Los valores de la media y las desviaciones estándar fueron calculados para cada grupo. Posteriormente se empleó el test de rangos signados de Wilcoxon, también denominado test de Wilcoxon, test de los rangos señalados y pares igualados de Wilcoxon. Se trata de un test no paramétrico, equivalente a la t de Student para muestras pareadas cuando se comparan 2 muestras o grupos en diseños cruzados o antes-después. También se empleó el test de Kruskal-Wallis, que es el equivalente al ANOVA para muestras independientes, por ello se utiliza cuando se comparan dos muestras o grupos independientes<sup>297</sup>.

El análisis estadístico de los resultados de resistencia a la fractura fue realizado en el Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación perteneciente al Área de Informática y Comunicaciones de la Universidad Complutense de Madrid, con el programa estadístico SAS 8.2. Para el análisis estadístico de los datos, se asignó a cada restauración el promedio de sus correspondientes mediciones de resistencia a la fractura. Se realizó en primer lugar la estadística descriptiva. Los valores de la media y las desviaciones estándar fueron calculados para cada grupo. A continuación, se llevó a cabo el estudio estadístico inferencial utilizando el Test de Análisis de la Varianza (ANOVA) de un factor completamente aleatorizado.

El nivel de significación se estableció a .05.



# RESULTADOS

---



## 5.1 RESULTADOS SELLADO MARGINAL

Los objetivos del presente estudio fueron valorar la discrepancia marginal obtenida en estructuras de tres piezas realizados con cerámica de alto contenido en óxido de circonio, empleando cuatro sistemas cerámicos y un grupo control (cofias metálicas del sistema metal-cerámico) tanto pre como postcementado; así como, observar si existían diferencias en el ajuste marginal entre los distintos lados y pilares. Describiéndose las siguientes variables (Tabla 10):

VARIABLE	TIPO	DESCRIPCIÓN	CATEGORÍAS
<b>Sistema cerámico</b>	Independiente	Cualitativa nominal	Cercon <sup>®</sup> Smart Ceramics InCeram <sup>®</sup> YZ Lava <sup>™</sup> All Ceramic System IPS e.max <sup>®</sup> ZirCAD
<b>Grupo control</b>	Independiente	Cualitativa nominal	Metálico
<b>Discrepancia marginal</b>	Dependiente	Cuantitativa continua	

Tabla 10: Variables de la investigación

### 5.1.1 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

#### 5.1.1.1 Discrepancia marginal total

Cuando se analizó la discrepancia marginal total sin tener en cuenta el material, ni el pilar (1 o 2), ni el lugar de medición (vestibular o lingual), se observó como las discrepancias marginales de los núcleos cerámicos aumentaron tras el cementado. Con valores en ambos casos dentro de los límites aceptados clínicamente de  $120 \mu\text{m}$ <sup>167</sup>

Los desajustes marginales promedios de las restauraciones antes y después de cementar aparecen reflejados en la tabla 10 y la distribución de los valores en la figura 105.

	PRECEMENTADO		POSTCEMENTADO	
	Media	Desviación estándar	media	Desviación estándar
TOTAL	65.1	38.6	77.0	40.1

Tabla 11. Medias ( $\mu\text{m}$ ) y Desviaciones Estándar (DE) de las discrepancias marginales globales

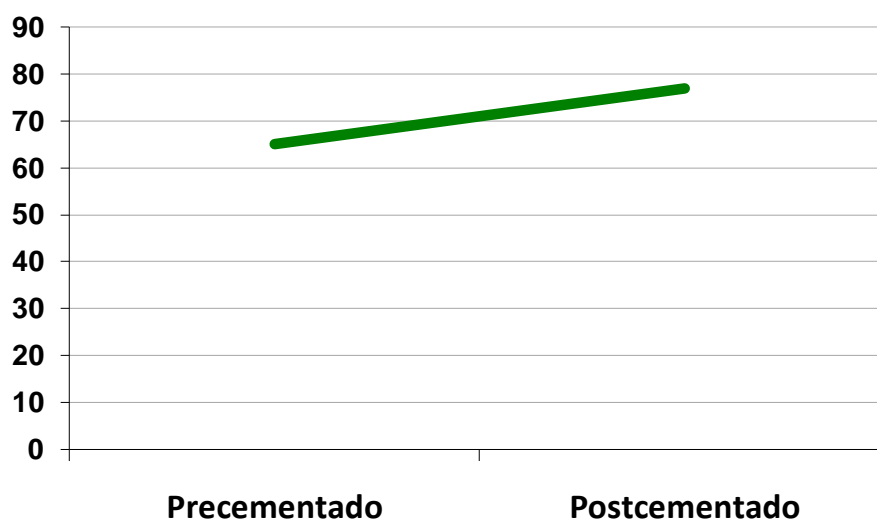


Fig. 105. Diagrama de barras de las discrepancias pre y post cementado

### 5.1.1.2 Discrepancia marginal según el sistema cerámico

Los desajustes marginales promedios de cada sistema cerámico y del grupo control (metálico) aparecen reflejados en la tabla 12 y en la distribución de los valores en la figura 106. No se han tenido en cuenta ni el pilar ni la zona de medición.

	PRECEMENTADO		POSTCEMENTADO	
	Media	Desviación estándar	media	Desviación estándar
Cercon®	115.3	24.6	116.1	24.1
Lava™	25.5	15.7	31.3	20.5
InCeramYZ®	39.5	28.4	50.4	26.4
IPS e.max®ZirCAD	74.0	26.4	96.4	29.0
Metálicos	71.2	19.3	90.9	27.8

Tabla 12. Medias ( $\mu\text{m}$ ) y desviaciones estándar (DE) de las discrepancias marginales globales de los cinco materiales estudiados.

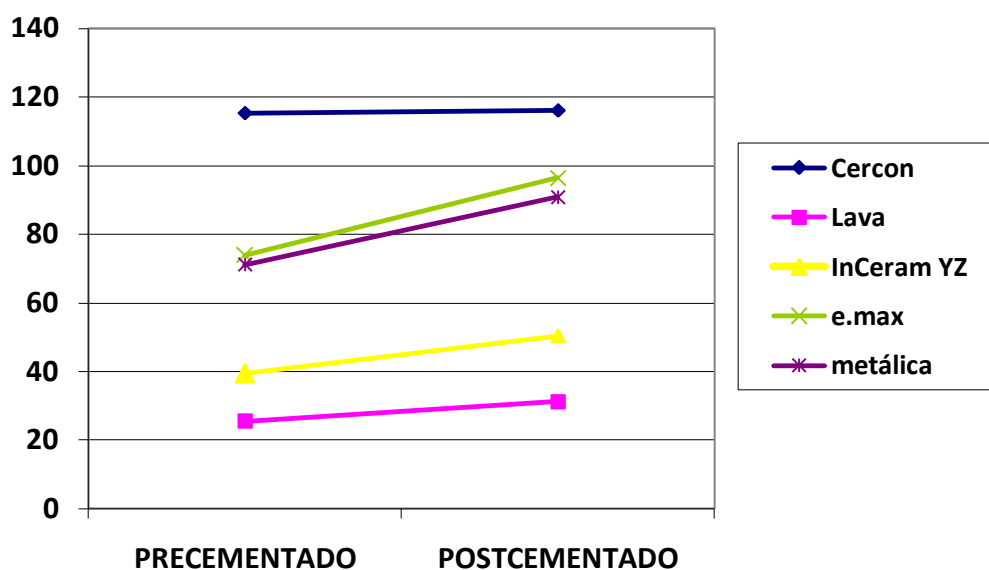


Fig. 106. Diagrama de líneas de las discrepancias pre y post cementado

El sistema Lava™ obtuvo discrepancias marginales menores que los otros sistemas tanto en la fase precementado ( $25.5 \pm 15.7 \mu\text{m}$ ) como una vez cementados ( $31,3 \pm 20,5 \mu\text{m}$ ).

El sistema InCeram YZ® obtuvo discrepancias ligeramente superiores tanto en la fase precementado como postcementado ( $39.5 \pm 28.4 \mu\text{m}$  y  $50.4 \pm 26.4 \mu\text{m}$ , respectivamente)

La medida de las discrepancias marginales aumentaron para el resto de los sistemas estudiados, el sistema IPS e.max®ZirCAD obtuvo una media precementado de  $74 \pm 26.4 \mu\text{m}$  que se

incrementó tras el cementado de las estructuras hasta  $96.4 \pm 29.0 \mu\text{m}$ . El sistema Cercon® obtuvo discrepancias por encima de  $100 \mu\text{m}$  en ambos casos ( $115.3 \pm 24.6$  y  $116.1 \pm 24.1 \mu\text{m}$  respectivamente)

Las estructuras de metal obtuvieron discrepancias mayores a los sistemas cerámicos Lava™ e InCeram YZ® tanto en la fase precementado ( $71.2 \pm 19.3 \mu\text{m}$ ) como en la fase postcementado ( $90.9 \pm 27.8 \mu\text{m}$ ), sin embargo estos valores eran menores de los obtenidos con el grupo de estructuras cerámicas de Cercon® e IPS e.max®ZirCAD.

En todos los casos las discrepancias precementado y postcementado estaban dentro del límite aceptado clínicamente ( $120 \mu\text{m}$ )<sup>167</sup>.

La discrepancia marginal postcementado fue siempre superior a la precementado.

### 5.1.1.3. Discrepancia marginal entre pilares (1 y 2)

Los desajustes marginales promedios sin tener en cuenta el material entre pilares aparecen reflejados en la tabla 13 y en la distribución de los valores en la figura 107.

La discrepancia global sin tener en cuenta el material entre pilares fue mayor en el postcementado que en el precementado.

	PRECEMENTADO		POSTCEMENTADO	
	Media	DE	Media	DE
PILAR 1	66.5	45.0	75.1	44.3
PILAR 2	63.7	41.0	78.9	46.9

Tabla 13. Medias ( $\mu\text{m}$ ) y desviaciones estándar (DE) de las discrepancias marginales precementado y postcementado para los pilares 1 y 2

El pilar 2 obtuvo la mayor discrepancia global postcementado (78,9  $\mu\text{m}$ ) frente a los 63.7  $\mu\text{m}$  precementado. En ambos casos las discrepancias estaban dentro de los límites aceptados clínicamente.

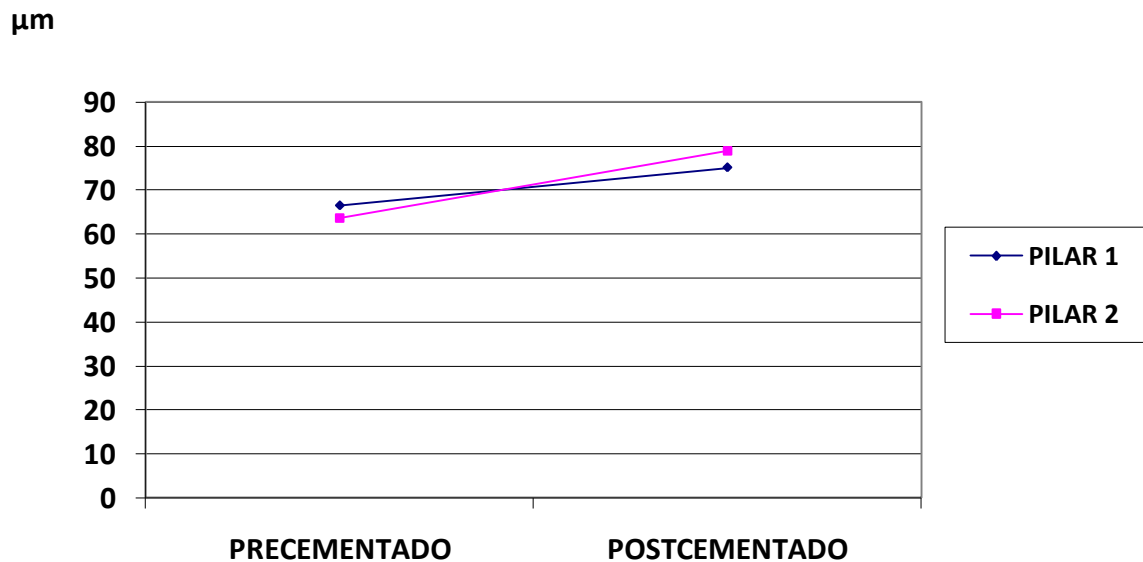


Fig. 107. Discrepancias pre y post cementado para los pilares 1 y 2

Cuando se analizaban los desajustes para ambos pilares dentro de cada grupo se observó (Tabla 14):

- En todos los sistemas se produjo un incremento de la discrepancia tanto en los pilares 1 y 2 entre el pre y el post cementado, salvo para el pilar 1 del grupo del sistema Cercon® en el que se registró una disminución de la discrepancia en el pilar 1 tras el cementado, pasando de 131.4  $\mu\text{m}$  a 112.7  $\mu\text{m}$
- Para el pilar 1: el sistema Lava™ obtuvo unos valores de 26.7  $\mu\text{m}$  precementado y 28.1  $\mu\text{m}$  postcementado; el sistema InCeram®YZ (34.3 y 46.7  $\mu\text{m}$  respectivamente); IPS e.max®ZirCAD (71.5 y 92.3  $\mu\text{m}$ ) y el grupo metal (68.5 y 73.9  $\mu\text{m}$ ).
- Para el pilar 2 todos los grupos obtuvieron una mayor discrepancia al medirlos tras el cementado. Los valores se pueden observar en la tabla 13.

	PILAR 1				PILAR 2			
	PRECEMENTADO		POSTCEMENTADO		PRECEMENTADO		POSTCEMENTADO	
	media	desviación estándar	media	desviación estándar	media	desviación estándar	media	desviación estándar
<b>CI</b>	131.4	41.5	112.7	33.4	99.1	23.6	119.5	33.5
<b>LI</b>	26.7	19.5	28.1	23.2	24.3	15.0	34.5	21.3
<b>YZ</b>	34.3	22.6	46.7	30.5	44.7	40.8	54.0	34.1
<b>ZZ</b>	71.5	22.8	92.3	31.8	76.4	46.9	100.4	46.3
<b>M</b>	68.5	17	95.8	36.9	73.9	26.5	86.1	42.7

CI= Cercon®; LI= Lava™; YZ = InCeram®YZ; ZZ= IPS e.max®ZirCAD; M = Metal.

Tabla 14. Discrepancias entre pilar 1 y 2, pre y postcementado (en  $\mu\text{m}$ )

El sistema Lava™ fue el que obtuvo las menores discrepancias, seguido del grupo InCeram®YZ.

En todos los sistemas las discrepancias estaban dentro de los límites aceptados clínicamente con excepción del pilar 1 del grupo Cercon® precementado. (131  $\mu\text{m}$ ).

#### 5.1.1.4 Discrepancia marginal entre vestibular y lingual

La discrepancia global entre las mediciones realizadas en las caras vestibular y lingual era superior después del cementado para ambas, estando éstas dentro de los límites aceptados clínicamente. (Tabla 15)

	PRECEMENTADO		POSTCEMENTADO	
	Media	DE	Media	DE
CARA VESTIBULAR	68.1	43.5	80.0	48.0
CARA LINGUAL	62.1	41.8	74.1	40.3

Tabla 15. Medias ( $\mu\text{m}$ ) y desviaciones estándar (DE) de las discrepancias marginales globales para las caras vestibular y lingual.

Al evaluar las discrepancias marginales en las caras vestibular y lingual dentro de cada sistema se observó:

- Las discrepancias fueron superiores para la cara vestibular en los grupos In Ceram®YZ, IPS e.max® ZirCAD y metal, tanto en el pre como en el post cementado.
- La discrepancia fue mayor en la cara lingual para el grupo Lava™
- En todos los grupos la discrepancia se aumentó en el postcementado
- Para el sistema Cercon® las discrepancias eran muy similares en ambas caras tanto antes como después del cementado. Sin embargo se observó que las discrepancias en la cara lingual eran inferiores después del cementado. (116.2 µm precementado, 115.4 µm postcementado). Así mismo para este sistema los valores obtenidos estaban muy próximos a los límites aceptados clínicamente.

En los cinco grupos los desajustes marginales estaban por debajo de los límites aceptados clínicamente. (Tabla 16).

El grupo Lava™ fue el que presentó las menores discrepancias en ambas caras.

		PRECEMENTADO		POSTCEMENTADO	
		Media	Desviación estándar	media	Desviación estándar
CI	Vestibular	114.4	38.8	116.8	44.9
	Lingual	116.2	29.8	115.4	21.2
LI	Vestibular	23.2	14.9	25.4	19.6
	Lingual	27.8	22.7	37.1	24.9
YZ®	Vestibular	54.7	45.0	62.0	43.2
	Lingual	24.2	26.8	38.7	26.6
ZZ	Vestibular	75.6	30.9	97.8	28.0
	Lingual	72.4	27.2	94.9	35.3
M	Vestibular	72.5	26.5	97.8	40.2
	Lingual	70.0	17.6	84.1	19.7

CI= Cercon®; LI= Lava™; YZ = InCeram®YZ; ZZ= IPS e.max®ZirCAD; M = Metal.

Tabla 16. Medias (µm) y desviaciones estándar (DE) de las discrepancias marginales para las caras vestibular y lingual según el material de confección.

## 5.1.2 ESTADÍSTICA INFERENCIAL

### 5.1.2.1 Discrepancia marginal total

Las medias de los desajustes marginales absolutos pre y postcementado aparecen reflejadas en la figura 108.

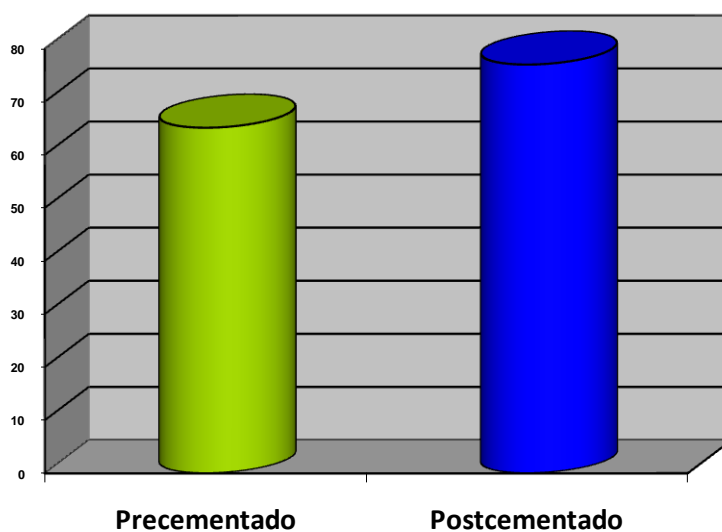
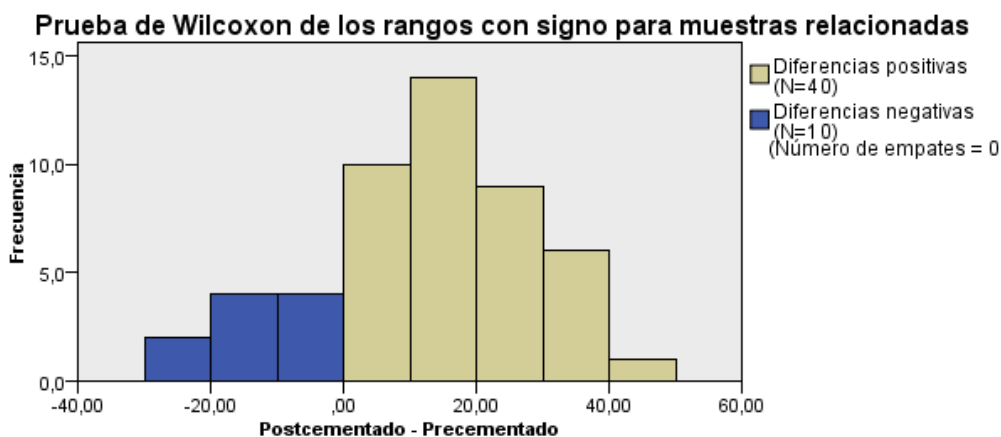


Fig. 108. Medias de los desajustes marginales absolutos pre y postcementado.

Atendiendo a los resultados de la figura 109 se puede observar que la significación o  $p$  asociada al estadístico de Wilcoxon toma el valor 0,000. Al ser este valor inferior a 0,05 se puede concluir que existen diferencias estadísticamente significativas entre las medias PRE y POST cementado. ( $Z=4,445$ ,  $p = 0,000$ ). En azul se observa las frecuencias de casos en las que las diferencias POST – PRE han sido negativas (es decir, casos en los que PRE fue mayor que POST) y en gris se observa los casos en los que las diferencias entre POST-PRE han sido positivas.





<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	1.098,000
<b>Error típico</b>	103,592
<b>Estadístico de contraste estandarizado</b>	4,445
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,000

Fig. 109. Prueba de Wilcoxon para valorar PRE y POST cementado.

### 5.1.2.2 Discrepancia marginal por sistemas cerámicos

Las medias de los desajustes marginales absolutos pre y postcementado de las distintas restauraciones cerámicas se muestran en la Fig. 110. Los mejores ajustes se obtuvieron con el sistema Lava™ ( $25.5 \pm 15.7 \mu\text{m}$  y  $31.3 \pm 20.05 \mu\text{m}$  respectivamente).

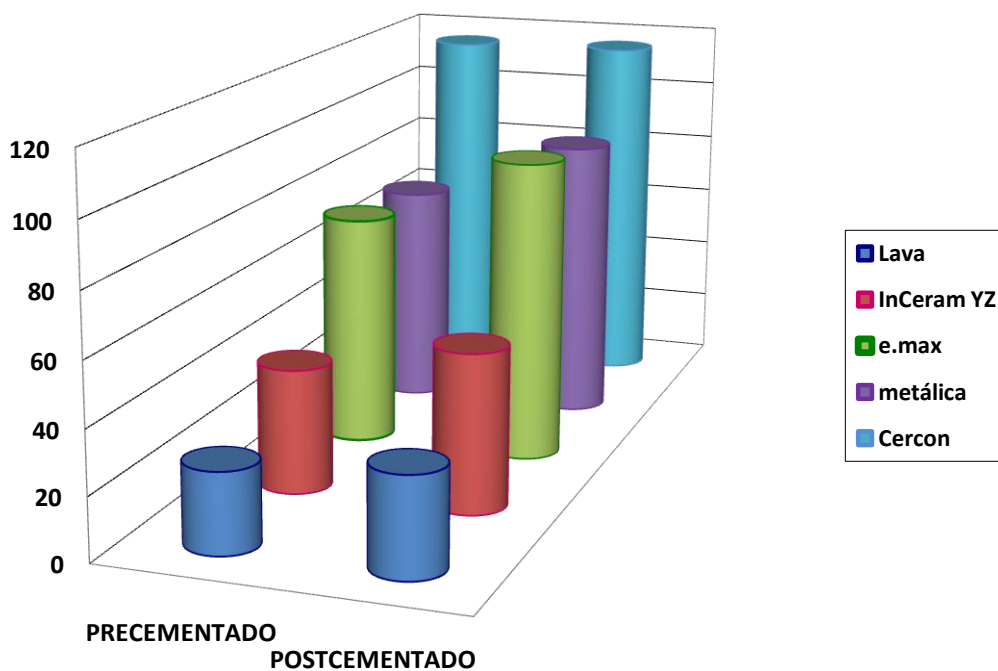


Figura 110. Medias (μm) de las discrepancias marginales globales pre/postcementado de los cinco materiales estudiados.

### Discrepancia marginal pre-postcementado para Lava™

Las medias de los desajustes marginales pre y postcementado aparecen reflejadas en la figura 111. No obteniéndose diferencias estadísticamente significativas ( $p=0,203$ )

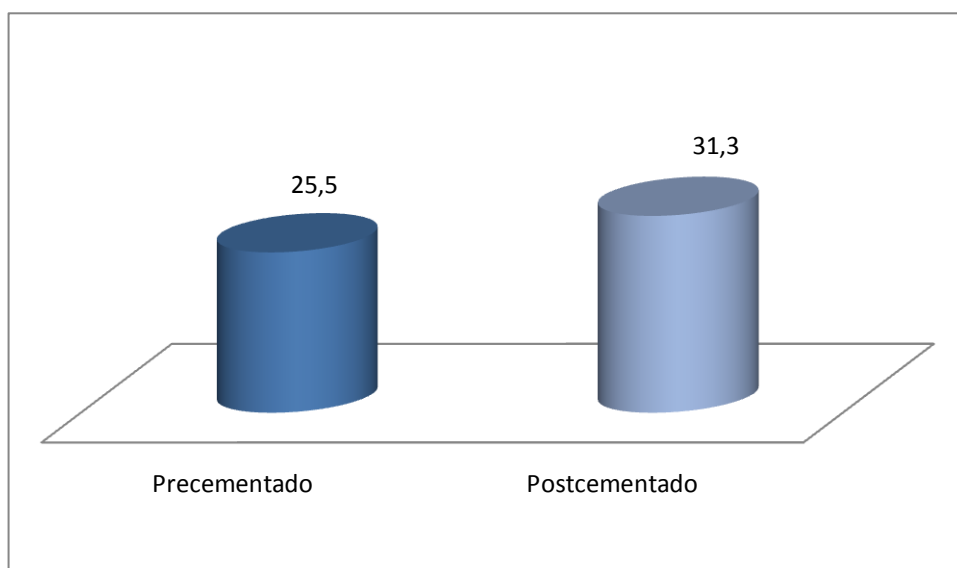


Figura 111. Medias (μm) de las discrepancias marginales pre-postcementado del grupo LI

### Discrepancia marginal pre-postcementado para InCeram YZ

La figura 112, muestra las medias de los desajustes marginales pre y postcementado. Existiendo diferencias estadísticamente significativas ( $p= 0,037$ )

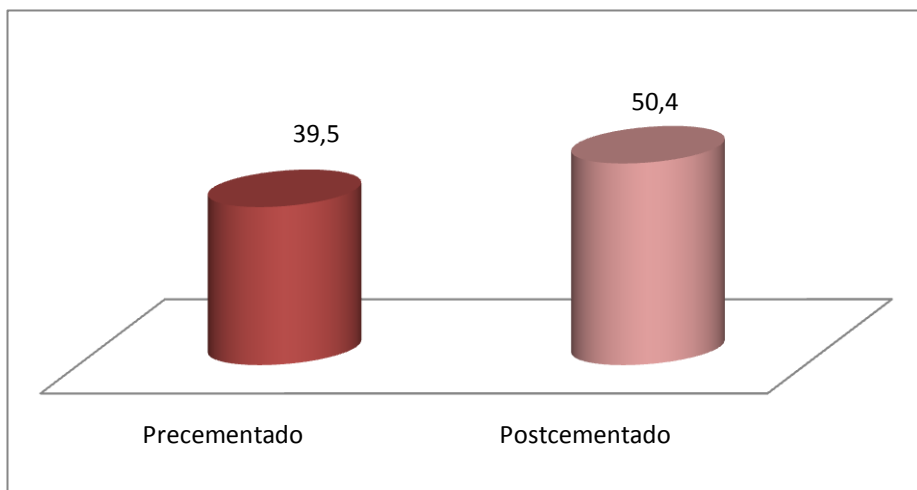


Figura 112. Medias ( $\mu\text{m}$ ) de las discrepancias marginales pre-postcementado del grupo YZ

### Discrepancia marginal pre-postcementado para IPS e.max®ZirCAD

Las medias de los desajustes marginales pre y postcementado aparecen reflejadas en la figura 113. Existiendo diferencias estadísticamente significativas ( $p= 0,005$ )

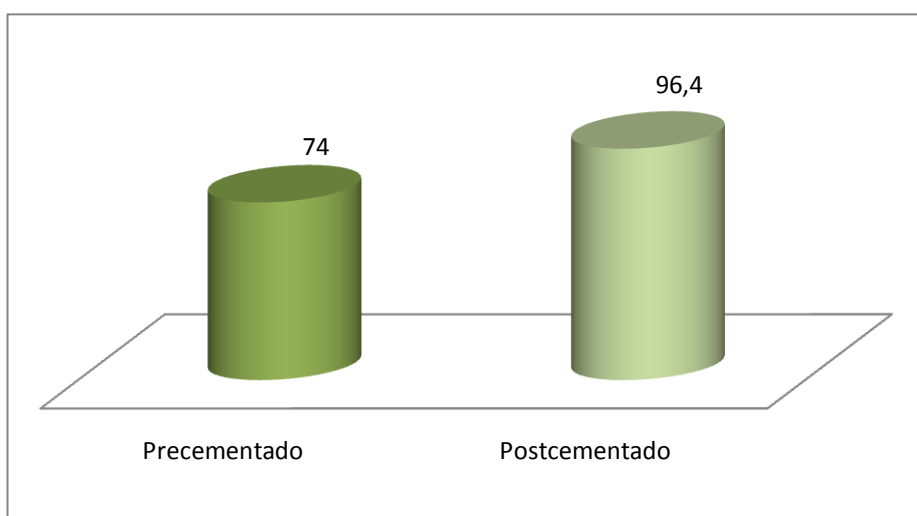


Figura 113. Medias ( $\mu\text{m}$ ) de las discrepancias marginales pre-postcementado del grupo ZZ

**Discrepancia marginal pre-postcementado para Cercon®**

Las medias de los desajustes marginales pre y postcementado aparecen reflejadas en la figura 114. No se observaron diferencias estadísticamente significativas ( $p= 0,878$ )

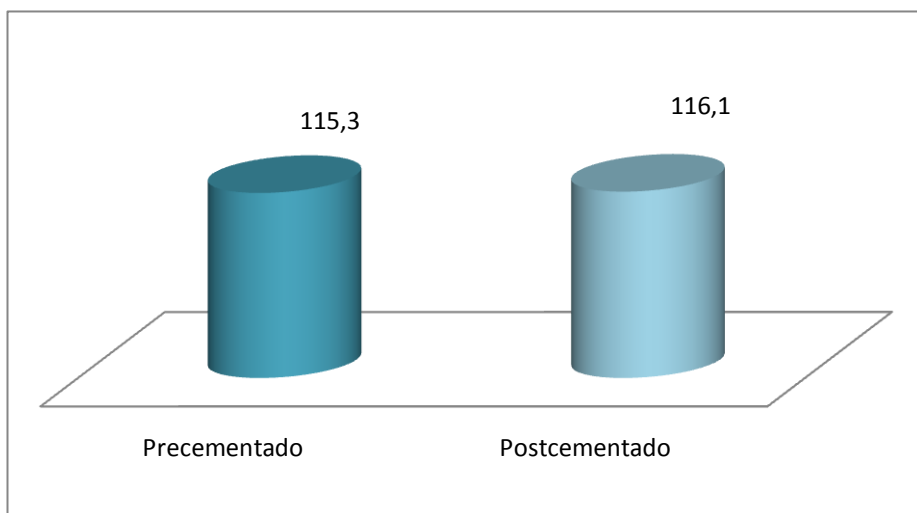


Figura 114. Medias ( $\mu\text{m}$ ) de las discrepancias marginales pre-postcementado del grupo CI

**Discrepancia marginal pre-postcementado para grupo de núcleos metálicos**

Las medias de los desajustes marginales pre y postcementado aparecen reflejadas en la figura 115. No se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ( $p= 0,005$ )

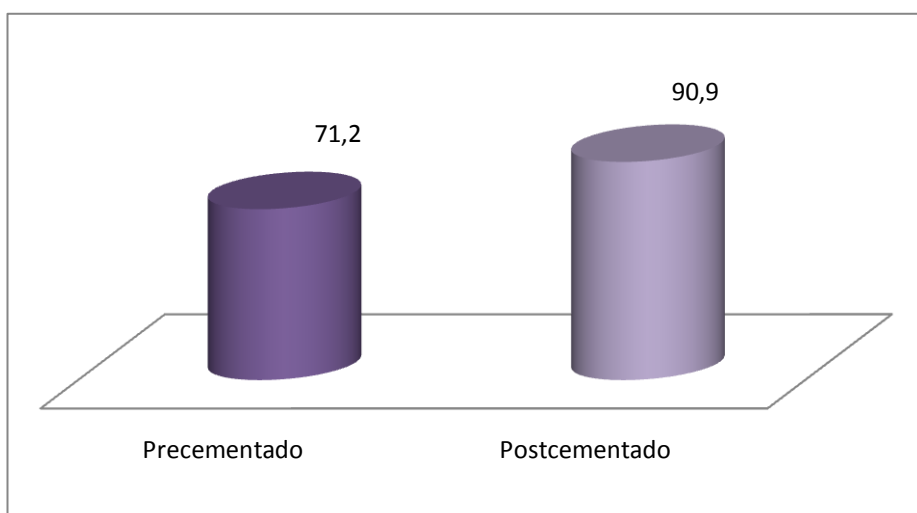


Figura 115. Medias ( $\mu\text{m}$ ) de las discrepancias marginales pre-postcementado del grupo M

Para analizar la **discrepancia marginal precementado** comparando todos los sistemas cerámicos se decidió emplear la prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes.

Cuando se promedian todas las medidas PRE cementado se observan diferencias estadísticamente significativas entre los materiales ( $p < 0,05$ ). Los diagramas de cajas y bigotes (Fig. 116) permiten distinguir fácilmente que algunos materiales presentan valores sistemáticamente más bajos que otros materiales.

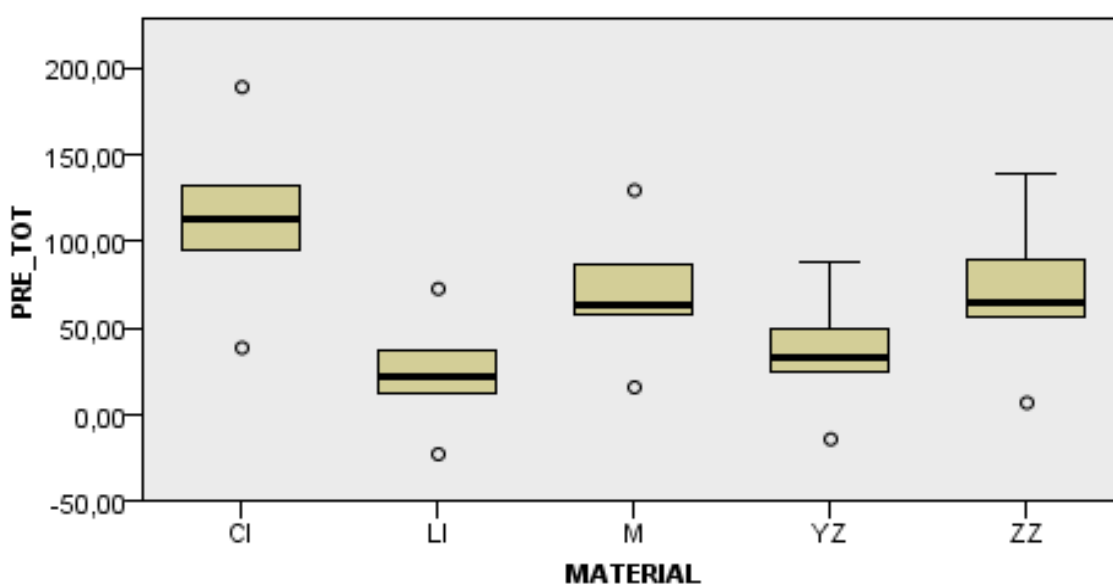
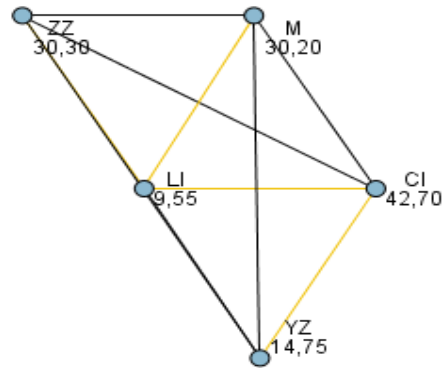


Fig. 116. Gráfico de cajas y bigotes con los valores de discrepancia marginal precementado.

Los materiales que difieren significativamente entre sí son LI de M (LI significativamente menor media que M), LI de ZZ (LI significativamente menor media que ZZ) y LI de CI (LI significativamente menor media que CI). A su vez, YZ difiere significativamente de CI (YZ menor media). Se puede observar las aristas de color naranja en la figura 117 para designar que hay diferencias.



Cada nodo muestra el rango muestral de promedio MATERIAL.

Muestra 1-Muestra 2	Prueba Estadístico	Estándar. Error	Desv. Prueba Estadístico	Sig.	Sig. ajust.
LI-YZ	-5,200	6,519	-,798	,425	1,000
LI-M	-20,650	6,519	-3,168	,002	,015
LI-ZZ	-20,750	6,519	-3,183	,001	,015
LI-CI	33,150	6,519	5,085	,000	,000
YZ-M	15,450	6,519	2,370	,018	,178
YZ-ZZ	-15,550	6,519	-2,385	,017	,171
YZ-CI	27,950	6,519	4,287	,000	,000
M-ZZ	-,100	6,519	-,015	,988	1,000
M-CI	12,500	6,519	1,917	,055	,552
ZZ-CI	12,400	6,519	1,902	,057	,572

Cada fila comprueba la hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y 2 es igual. Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significación es de ,05.

Fig. 117. Discrepancias marginales precementado.

A continuación se analizó la **discrepancia marginal postcementado** comparando todos los sistemas cerámicos empleando para ello el mismo test o prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes.

Los resultados muestran diferencia de medias estadísticamente significativas en la medida postcementado total entre los diferentes materiales ( $p < 0,01$ ). Los diagramas de cajas y bigotes (Fig. 118) muestran las diferentes distribuciones de los materiales en la variable Post total.

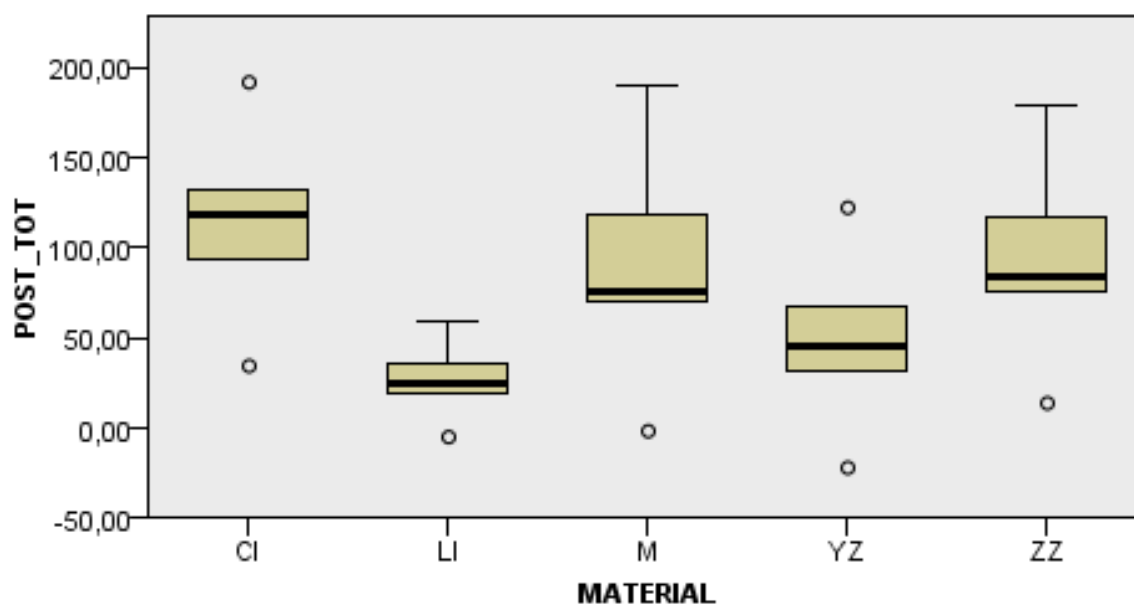
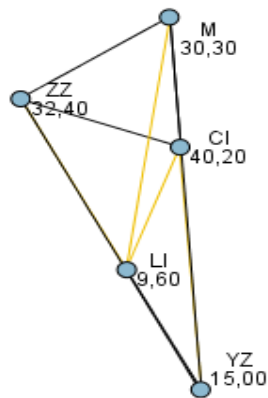


Fig. 118. Gráfica de cajas y bigotes con los valores de discrepancia marginales postcementado.

Los materiales que difieren significativamente entre sí son LI de M ( $p=0,015$ ), ZZ ( $p=0,005$ ) y de CI ( $p=0,000$ ), siendo LI el que tiene significativamente menos media. Por otra parte, YZ difiere de CI (YZ menor media,  $p=0,001$ ). (Fig. 119)



Cada nodo muestra el rango muestral de promedio MATERIAL.

Muestra 1-Muestra 2	Prueba Estadístico	Estándar. Error	Desv. Prueba Estadístico	Sig.	Sig. ajust.
LI-YZ	-5,400	6,519	-.828	,407	1,000
LI-M	-20,700	6,519	-3,175	,001	,015
LI-ZZ	-22,800	6,519	-3,497	,000	,005
LI-CI	30,600	6,519	4,694	,000	,000
YZ-M	15,300	6,519	2,347	,019	,189
YZ-ZZ	-17,400	6,519	-2,669	,008	,076
YZ-CI	25,200	6,519	3,866	,000	,001
M-ZZ	-2,100	6,519	-.322	,747	1,000
M-CI	9,900	6,519	1,519	,129	1,000
ZZ-CI	7,800	6,519	1,196	,232	1,000

Cada fila comprueba la hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y 2 es igual. Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significación es de ,05.

Fig. 119. Discrepancias marginales postcementado.



### 5.1.2.3 Discrepancia marginal entre pilares 1 y 2

La figura 120 muestra las medias de los desajustes marginales pre y postcementado para el pilar 1 y 2.

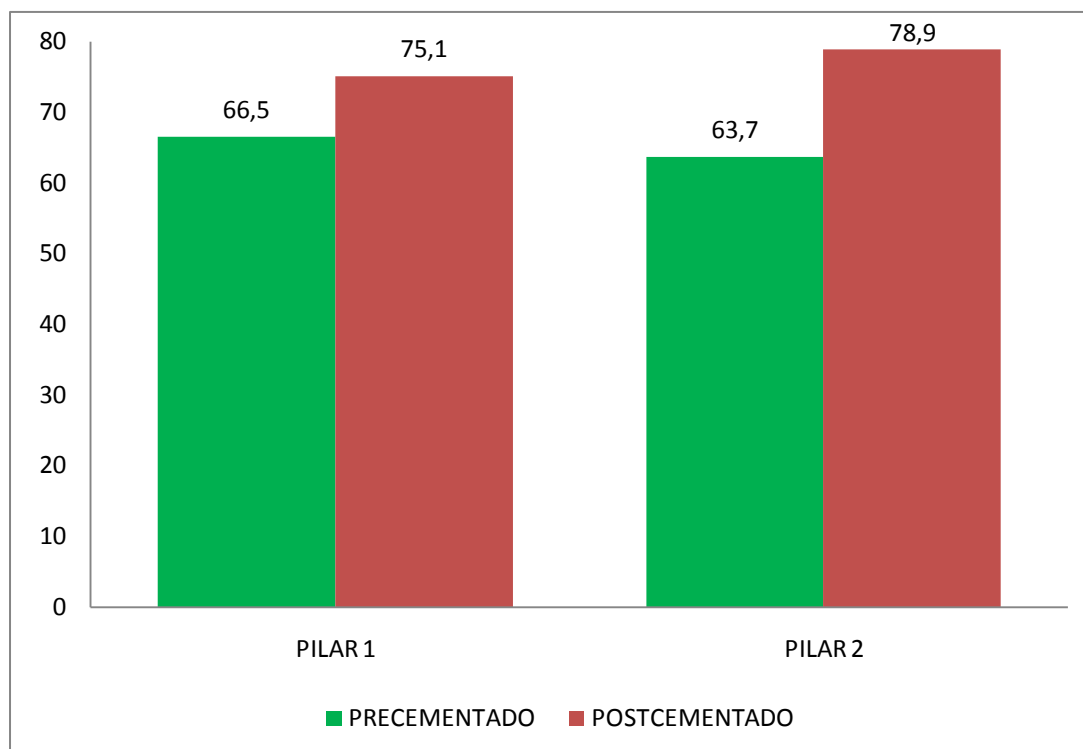


Fig. 120. Diagrama de barras con las medias de discrepancia marginal pre y postcementado de los pilares 1 y 2.

Para analizar la **discrepancia marginal precementado** en el **pilar 1** comparando todos los sistemas cerámicos se decidió emplear la prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes se obtuvo un valor ( $Z=32,382$ ,  $p=0,000$ ), por lo que existen diferencias estadísticamente significativas en las medias PRE 1. ( $p<0,05$ ). (Fig. 121)

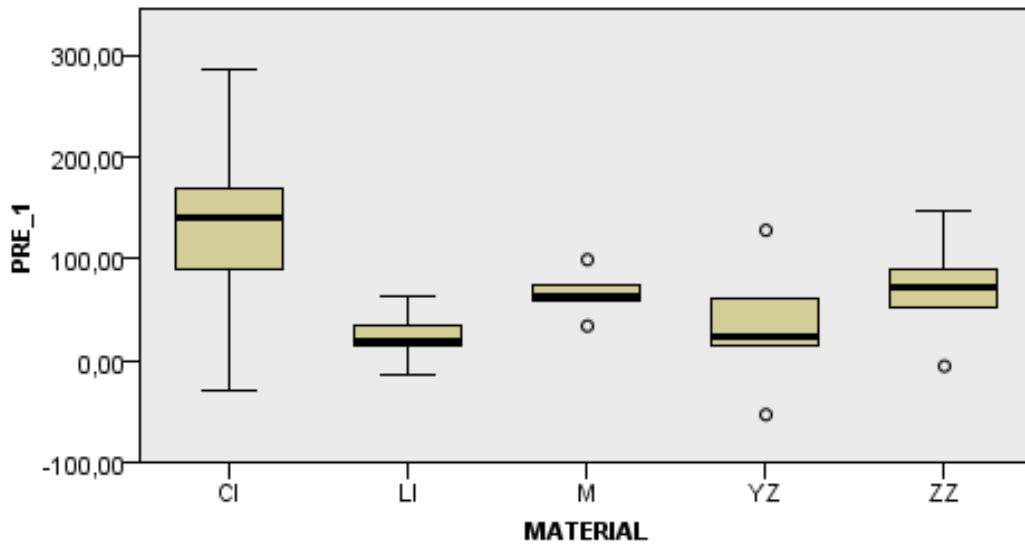


Fig. 121. Discrepancias marginales precementado para el pilar 1

LI difiere de ZZ y de CI. LI tiene una media significativamente menor que ZZ ( $p < 0,029$ ) y menor que CI ( $p < 0,000$ ). YZ difiere significativamente de CI ( $p < 0,000$ ) (YZ menor media). (Fig. 122)

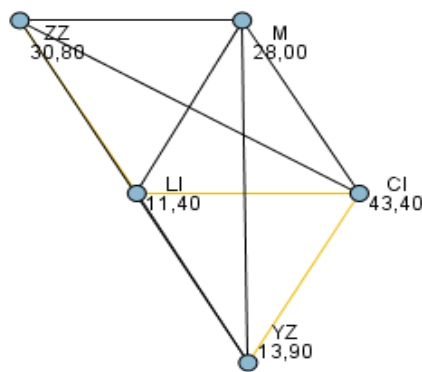


Fig. 122. Discrepancias marginales precementado para el pilar 1

A continuación se analizó la **discrepancia marginal postcementado** en el **pilar 1**, empleando la prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes, obteniéndose un valor ( $Z=25,865$ ,  $p=0,000$ ), por lo que también existen diferencias estadísticamente significativas en las medias POST 1. ( $p<0,05$ ). (Fig. 123)

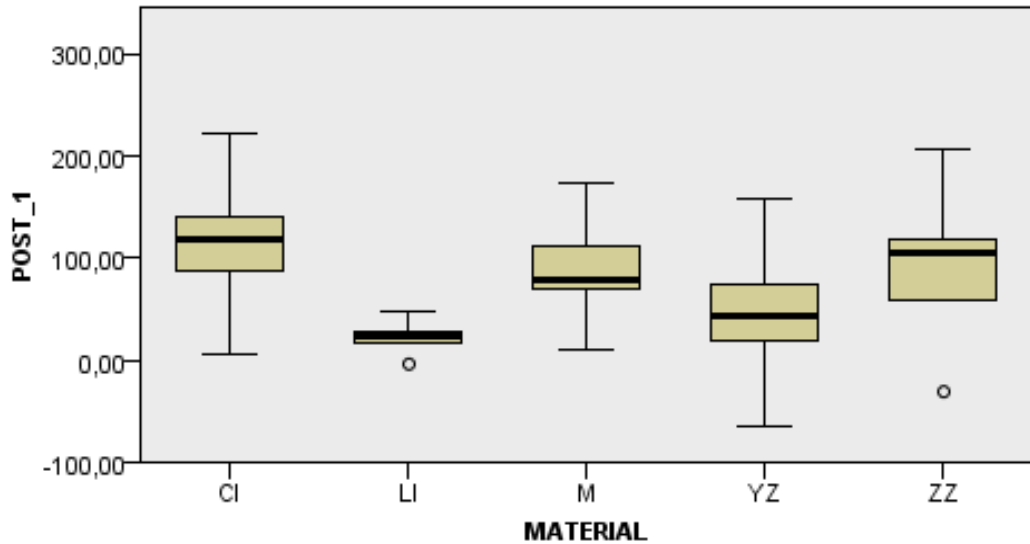


Fig. 123. Discrepancias marginales postcementado para el pilar 1

LI difiere de M ( $p<0,012$ ), ZZ ( $p<0,009$ ) y de CI ( $p<0,000$ ), siendo LI el que tiene significativamente menos media. Por otra parte, YZ difiere de CI ( $p<0,008$ ; YZ tiene también significativamente menor media). (Fig. 124)

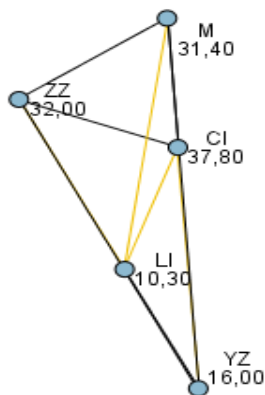


Fig. 124. Discrepancias marginales postcementado para el pilar 1

Al analizar la **discrepancia marginal precementado** en el **pilar 2**, empleando la prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes se obtuvo un valor ( $Z=26,812$ ,  $p=0,000$ ), por lo que también existen diferencias estadísticamente significativas en las medias PRE 2. ( $p<0,05$ ). (Fig. 125)

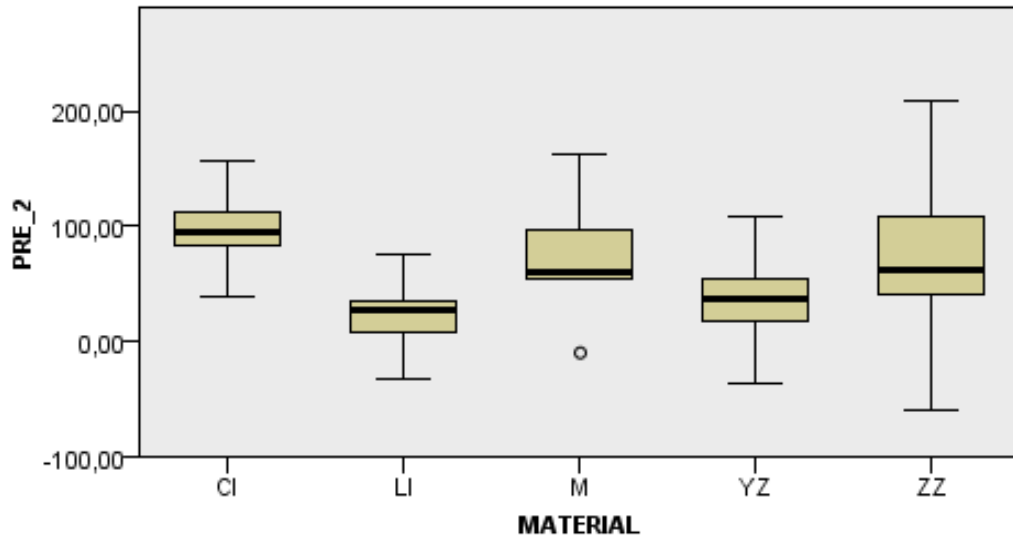


Fig. 125. Discrepancias marginales precementado para el pilar 2

LI difiere de M ( $p<0,007$ ), ZZ ( $p<0,019$ ) y de CI ( $p<0,000$ ), siendo LI el que tiene significativamente menos media. Por otra parte, YZ difiere de CI ( $p<0,007$ ; YZ tiene también significativamente menor media). (Fig. 126)

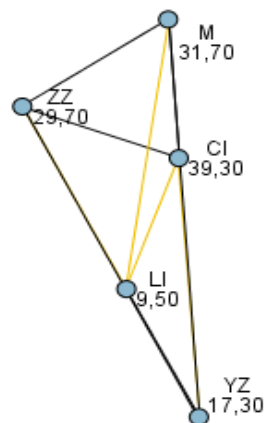


Fig. 126. Discrepancias marginales precementado para el pilar 2

Al analizar la **discrepancia marginal postcementado** en el **pilar 2**, empleando la prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes, se obtuvo un valor ( $Z=25,443$ ,  $p=0,000$ ), por lo que también existen diferencias estadísticamente significativas en las medias POST 2. ( $p<0,05$ ). (Fig. 127).

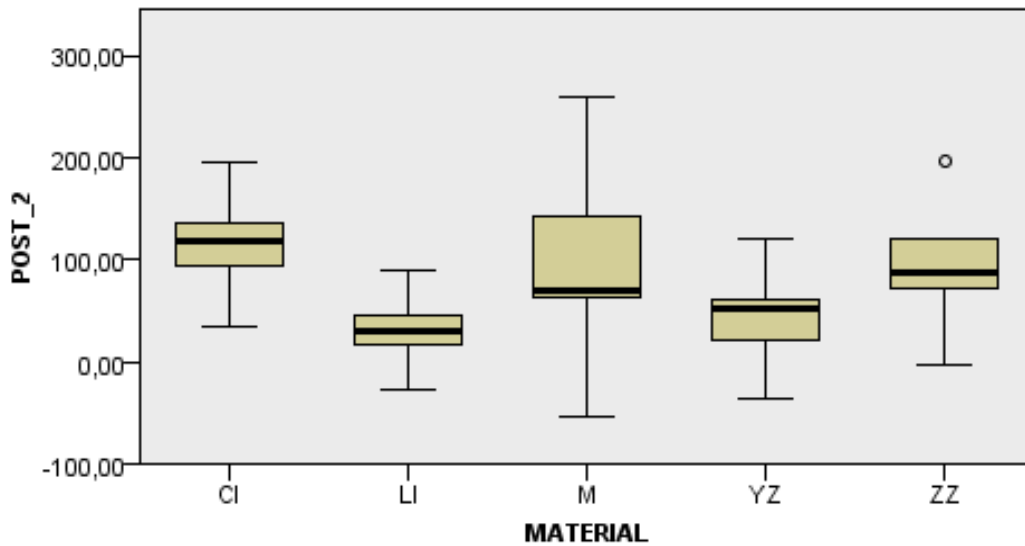


Fig. 127. Discrepancias marginales postcementado para el pilar 2

LI difiere de M ( $p<0,044$ ), ZZ ( $p<0,08$ ) y de CI ( $p<0,000$ ), siendo LI el que tiene significativamente menos media. Por otra parte, YZ difiere de CI ( $p<0,008$ ); YZ tiene también significativamente menor media). (Fig. 128)

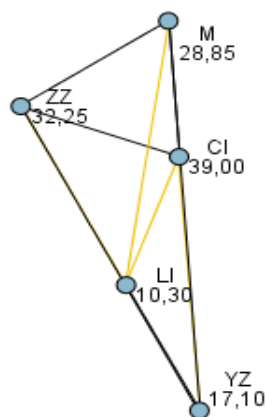


Fig. 128. Discrepancias marginales postcementado para el pilar 2

### Discrepancia global pre-post cementado para el pilar 1

Cuando se analizó la discrepancia marginal entre pre y post cementado sin tener en cuenta el material empleando la prueba de Wilcoxon se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas para el pilar 1 ( $Z=2,717$ ,  $p=0,007$ ) (Fig. 129)

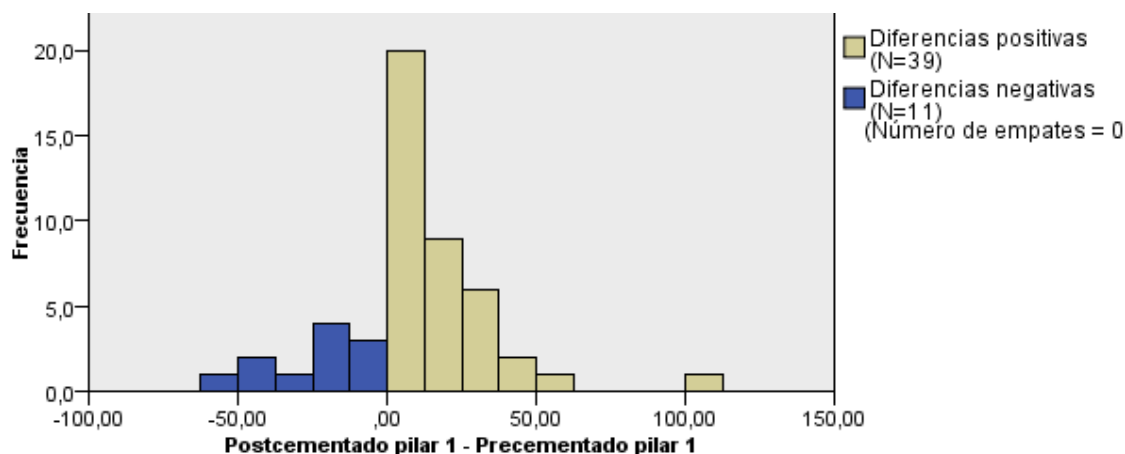


Fig. 129. Prueba de Wilcoxon para valorar la discrepancia marginal pre-postcementado en el pilar 1.

### Discrepancia global pre-post cementado para el pilar 2

También se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas para el pilar 2 ( $z=4,426$ ,  $p=0,000$ ) al analizar la discrepancia marginal entre pre y post cementado sin tener en cuenta el material. (Fig. 130)

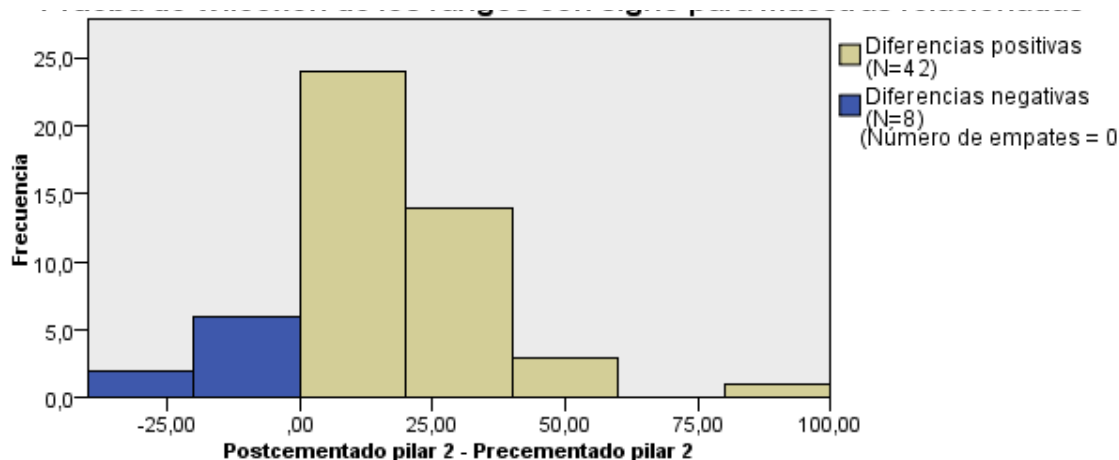


Fig. 130. Prueba de Wilcoxon para valorar la discrepancia marginal pre-postcementado en el pilar 2.

**Discrepancia pre-post cementado según el material para el pilar 1**

La figura 131 muestra los valores pre y postcementado para cada material estudiado en el pilar 1. Se comprobó que existían diferencias estadísticamente significativas entre pre y postcementado en el pilar 1 para el material CI ( $p = 0,037$ ), M ( $p = 0,005$ ), YZ ( $p = 0,037$ ) y ZZ ( $p=0,005$ ).

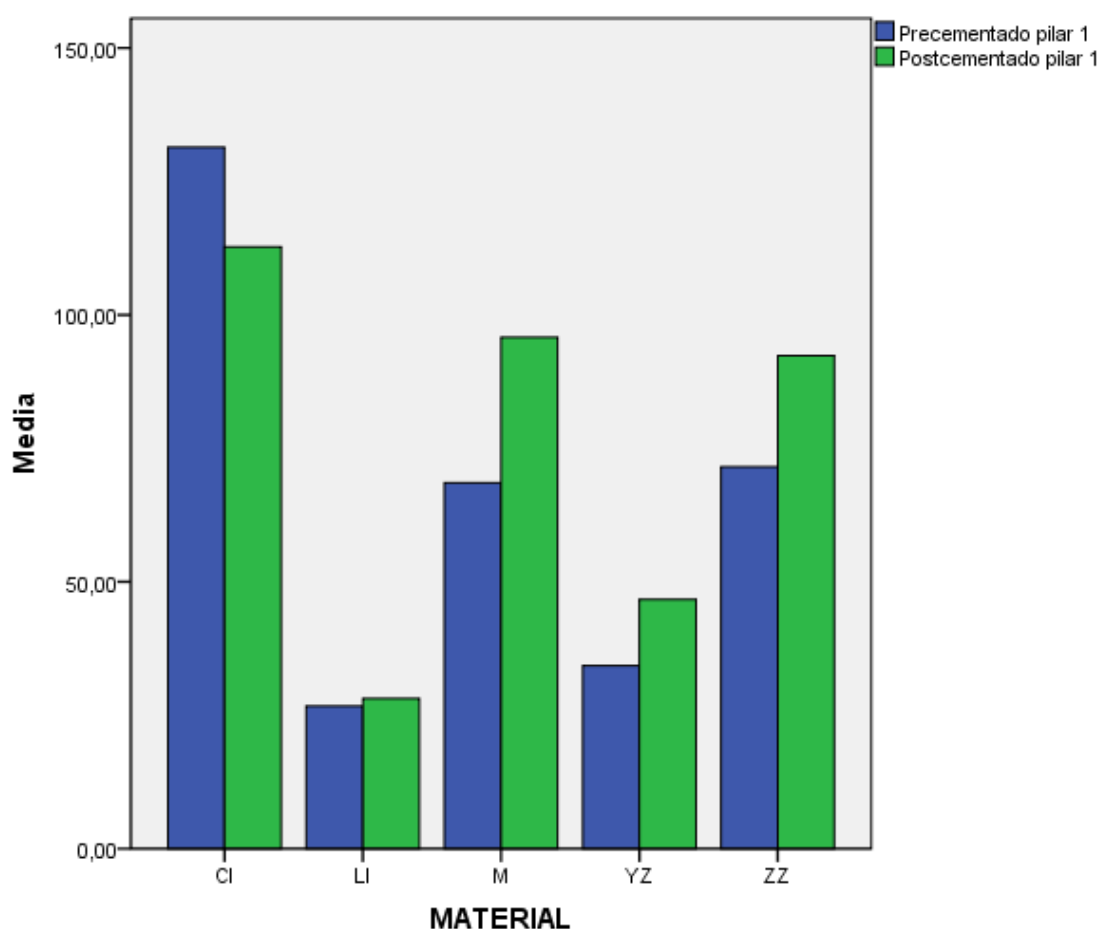


Fig. 131. Diagrama de barras con las medias de discrepancia marginal pre y postcementado del pilar 1 según el material.

### Discrepancia global pre-post cementado según el material para el pilar 2

En cuanto al pilar 2 según el material, se observaron diferencias estadísticamente significativas entre pre y postcementado ( $p = 0,037$ ) para el material ZZ ( $p = 0,005$ ) y para el material LI ( $p = 0,028$ ). De nuevo, el grupo LI obtuvo los mejores resultados con una media de  $24,3 \pm 15,0 \mu\text{m}$  precementado y  $34,5 \pm 21,3 \mu\text{m}$  postcementado. Los resultados se muestran en la figura 132.

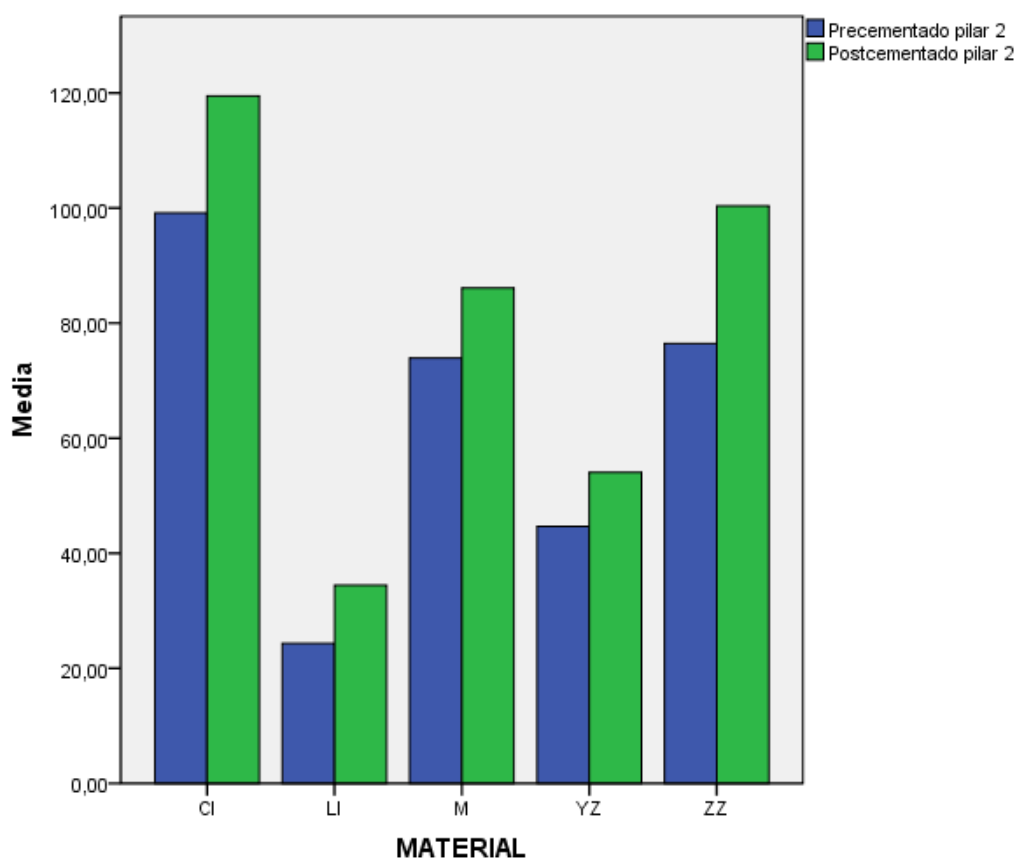


Fig. 132. Diagrama de barras con las medias de discrepancia marginal pre y postcementado del pilar 2 según el material.

Para comprobar si existían **diferencias entre los pilares 1 y 2 antes de cementarlos**, se empleó la prueba de Wilcoxon. Atendiendo a los resultados de la figura 133 se puede observar que la significación o  $p$  asociada al estadístico de Wilcoxon toma el valor 0,420. Al ser este valor superior a 0,05 no se puede concluir que haya diferencias estadísticamente significativas entre las medias PRE\_2 y PRE\_1.



La figura 133 puede explicar este resultado. En azul se observa las frecuencias de casos en las que las diferencias  $PRE_2 - PRE_1$  han sido negativas (es decir, casos en los que  $PRE_1$  fue mayor que  $PRE_2$ ) y en gris se puede ver los casos en los que las diferencias entre  $PRE_2 - PRE_1$  han sido positivas (casos en los que  $PRE_2$  fue mayor que  $PRE_1$ ). Hay mucha igualdad entre los signos positivos y negativos, de ahí que NO se pueda concluir que hay diferencias estadísticamente significativas entre  $PRE_2$  y  $PRE_1$ .

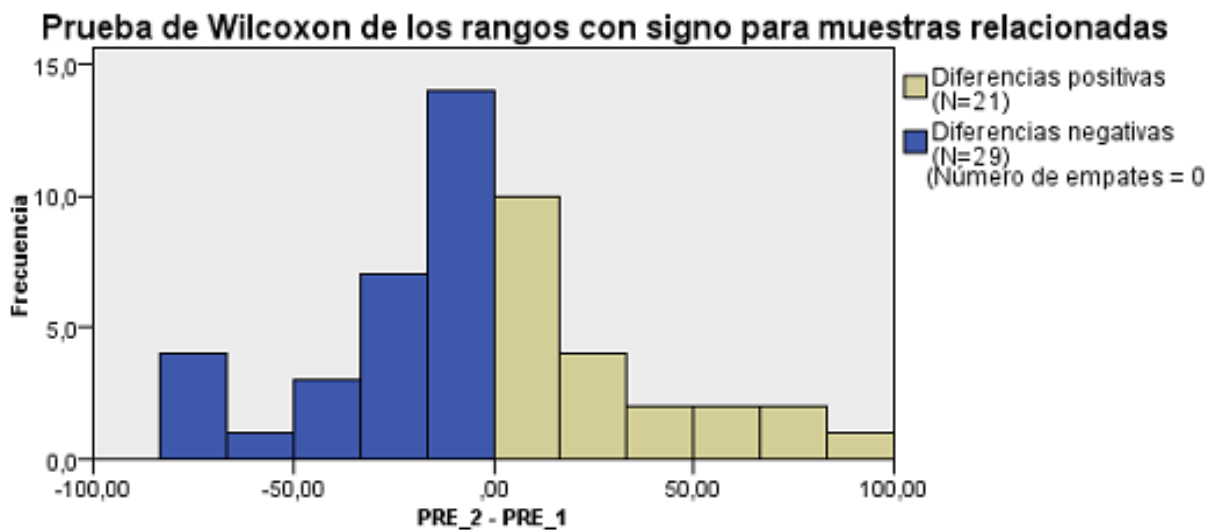


Fig. 133. Prueba de Wilcoxon para valorar la diferencia precementado entre los pilares 1 y 2

Al analizar las **diferencias entre los pilares 1 y 2** según el tipo de material estudiado se comprobó que no hay diferencias estadísticamente significativas entre  $PRE_2$  y  $PRE_1$  en el material CI ( $p = 0,074$ ). Tampoco hay diferencias estadísticamente significativas entre  $PRE_2$  y  $PRE_1$  en el material LI ( $p = 0,445$ ). Asimismo, tampoco hay diferencias estadísticamente significativas entre  $PRE_2$  y  $PRE_1$  en el material YZ ( $p = 0,508$ ). De igual forma, tampoco hay diferencias estadísticamente significativas entre  $PRE_2$  y  $PRE_1$  en el material ZZ ( $p = 0,959$ ). Por último, tampoco encontramos diferencias estadísticamente significativas entre  $PRE_2$  y  $PRE_1$  en el material M ( $p = 0,799$ ).

Para comprobar si existían **diferencias entre los pilares 1 y 2 después de cementarlos**, se empleó la prueba de Wilcoxon. Los resultados muestran nuevamente que NO se puede concluir que existan diferencias estadísticamente significativas entre POST\_2 y POST\_1 ( $p = 0,241$ ). (Fig. 134)

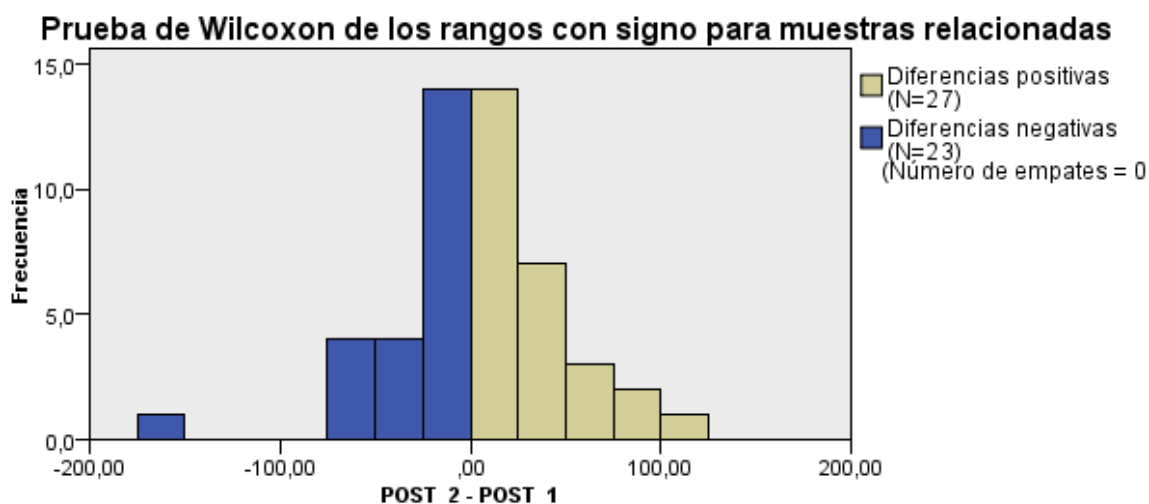


Fig. 134. Prueba de Wilcoxon para valorar la diferencia postcementado entre los pilares 1 y 2

En cuanto a las **diferencias entre pilares 1 y 2 postcementado** según el material estudiado. No hay diferencias estadísticamente significativas (DES) entre POST\_2 y POST\_1 para ninguno de los grupos. CI ( $p=0,445$ ), LI ( $p=0,508$ ), YZ ( $p=0,386$ ), ZZ ( $p=0,386$ ), M ( $p=0,878$ ).

#### 5.1.2.4 Discrepancia marginal entre vestibular y lingual

La fig. 135 muestra las medias de los desajustes marginales globales pre y postcementado para vestibular sin tener en cuenta el material.

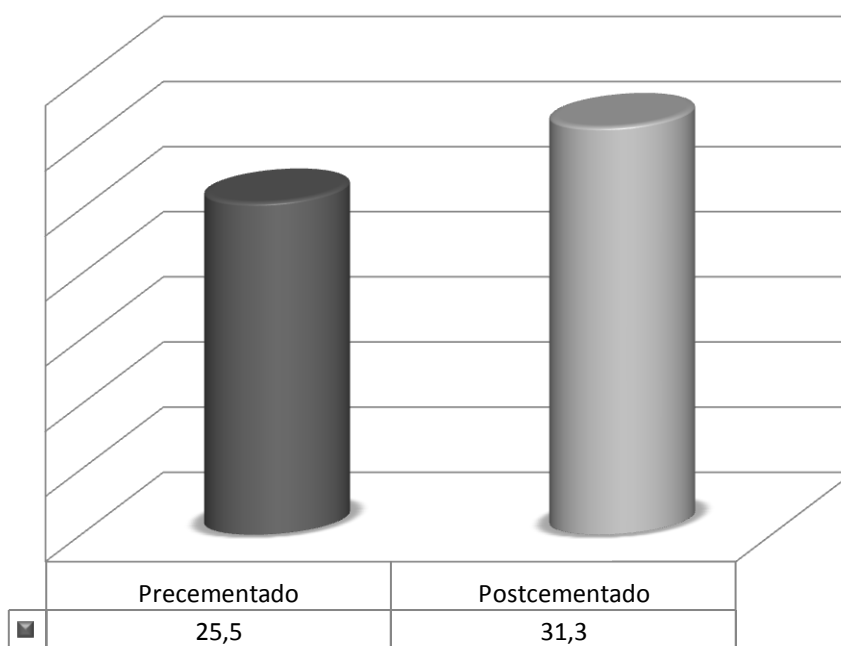


Fig. 135. Diagrama de barras con las medias de discrepancia marginal pre y postcementado de vestibular.

Al analizar la **discrepancia marginal pre cementado y post cementado en vestibular**, empleando la prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes, se obtuvo un valor en PRE VES ( $Z=26,361$ ,  $p=0,000$ ) y en POST VES ( $Z=23,638$ ,  $p=0,000$ ), por lo que existen diferencias estadísticamente significativas en las medias PRE VES y POST VES sin tener en cuenta el material. ( $p<0,05$ ).

Para la variable PRE VES se observó que LI difiere de M ( $p<0,012$ ), ZZ ( $p<0,009$ ) y de CI ( $p<0,000$ ), siendo LI el que tiene significativamente menos media. Por otra parte, YZ difiere de CI ( $p<0,028$ ); YZ tiene también significativamente menor media). (Fig. 136)

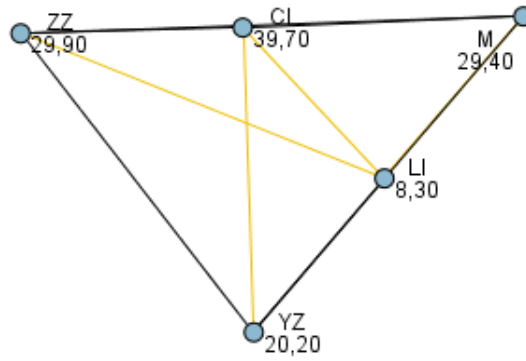


Fig. 136. Diagrama de comparaciones por parejas de la variable PRE VES

Para la variable POST VES, LI difiere de M ( $p < 0,004$ ), ZZ ( $p < 0,002$ ) y de CI ( $p < 0,000$ ), siendo LI el que tiene significativamente menos media. (Fig. 137)

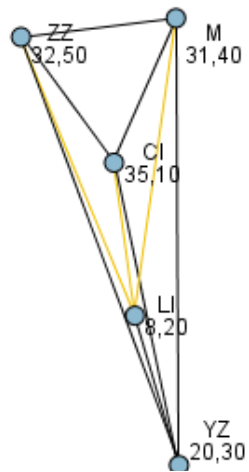


Fig. 137. Diagrama de comparaciones por parejas de la variable POST VES

Asimismo, al analizar la discrepancias marginales entre las caras pre y postcemento vestibular se observaron diferencias estadísticamente significativas ( $Z=3,968$ ,  $p = 0,000$ ). (Fig. 138)

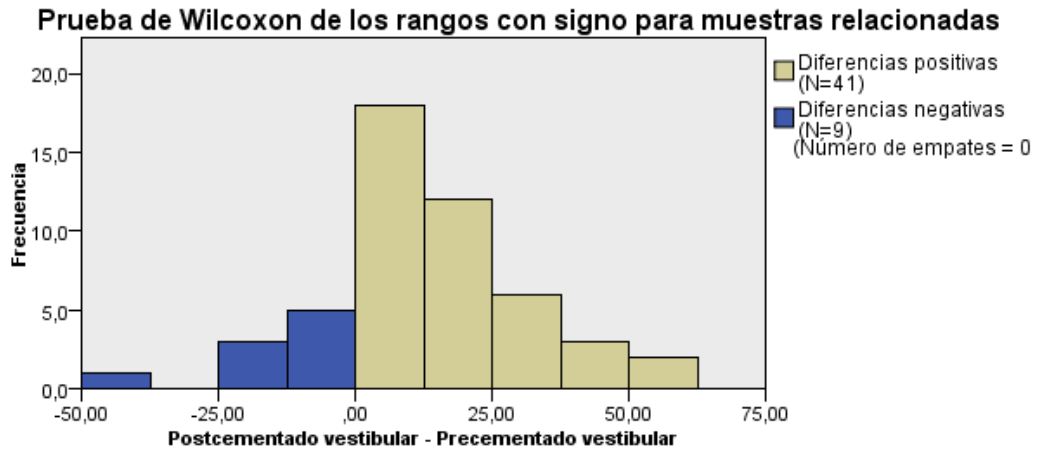


Fig. 138. Prueba de Wilcoxon para valorar la diferencia pre-postcemento en vestibular.

Para los distintos tipos de materiales se observaron diferencias estadísticamente significativas entre pre y postcemento vestibular en el material M ( $p = 0,005$ ) y el material ZZ ( $p = 0,005$ ). (Fig. 139)

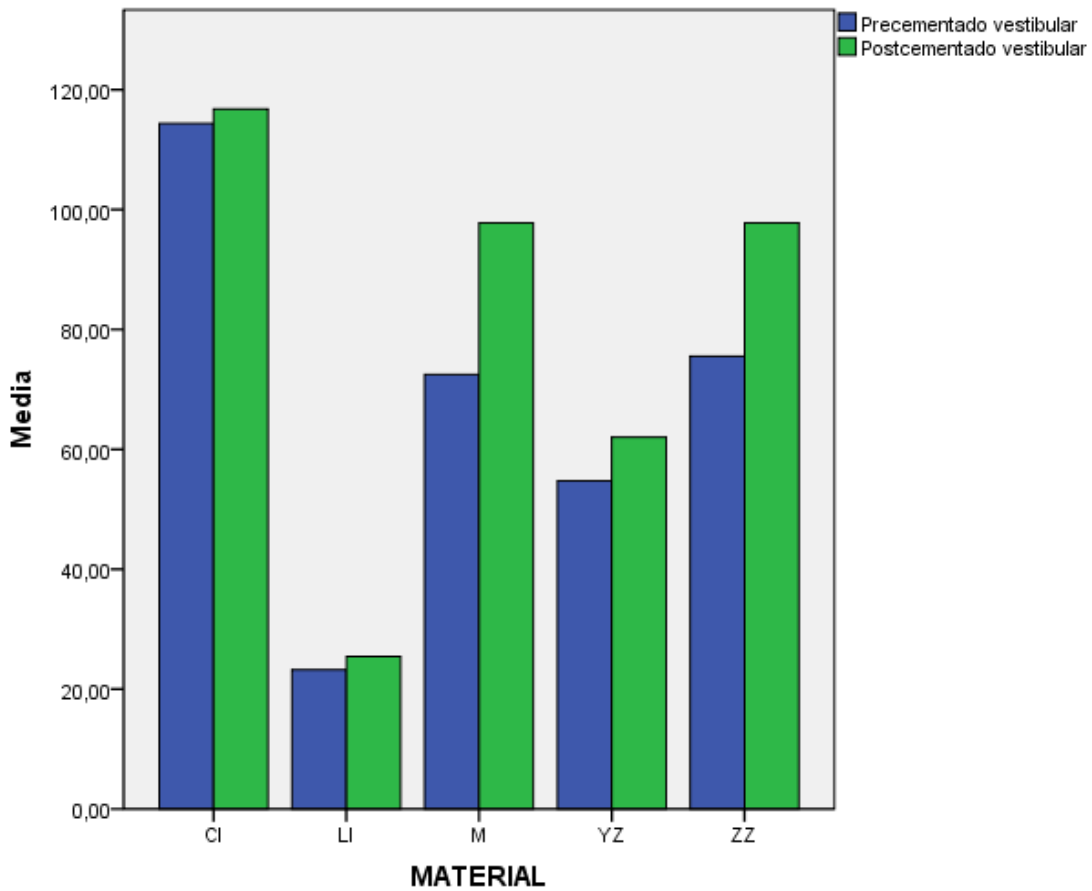


Fig. 139. Diagrama de barras con las medias de discrepancia marginal pre y postcemento de vestibular

La figura 140 muestra las medias de los desajustes marginales pre y postcementado para lingual sin tener en cuenta el material.

Al analizar la **discrepancia marginal precementado y postcementado en lingual**, empleando la prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes, se obtuvo un valor PRE LIN ( $Z=31,662$ ,  $p=0,000$ ) y POST LIN ( $Z=31,777$ ,  $p=0,000$ ) por lo que también existen diferencias estadísticamente significativas en las medias PRE LIN y POST LIN sin tener en cuenta el material. ( $p<0,05$ ).

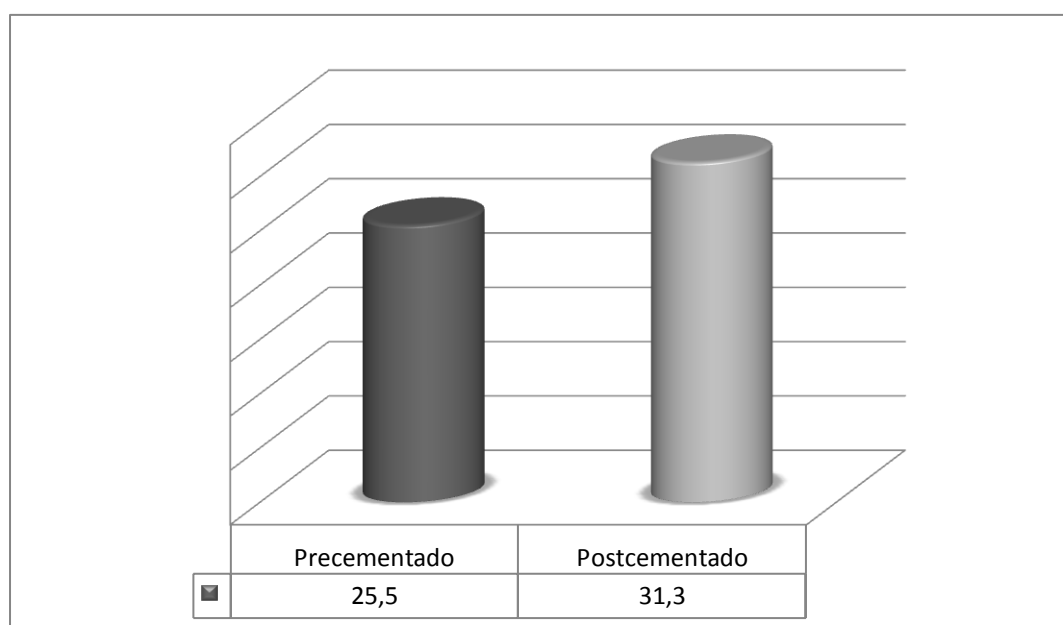


Fig. 140. Diagrama de barras con las medias de discrepancia marginal pre y postcementado de lingual.

Para la variable PRE LIN se observa que YZ difiere de CI ( $p<0,000$ ), y que LI difiere de CI ( $p<0,000$ ). (Fig. 141)

Para la variable POST LIN LI difiere de ZZ ( $p<0,010$ ) y de CI ( $p<0,000$ ), siendo LI el que tiene significativamente menos media. Además YZ difiere de ZZ ( $p<0,017$ ) y de CI ( $p<0,000$ ), YZ tiene también significativamente menor media). (Fig. 142)

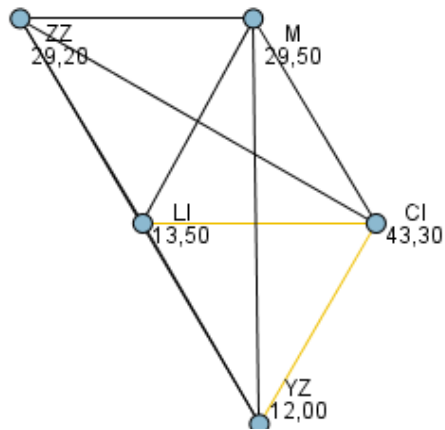


Fig. 141 Diagrama con comparaciones por parejas de los materiales estudiados para la variable PRE LIN

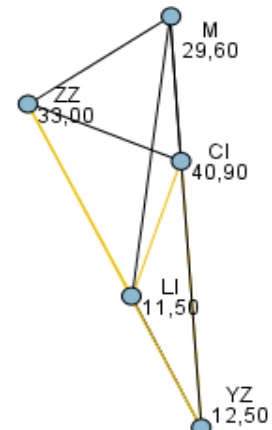


Fig. 142 Diagrama con comparaciones por parejas de los materiales estudiados para la variable POST LIN

Al analizar la discrepancias marginales entre las caras linguales pre y postcementado se observaron diferencias estadísticamente significativas ( $Z = 3,731$ ,  $p = 0,000$ ). (Fig. 143)

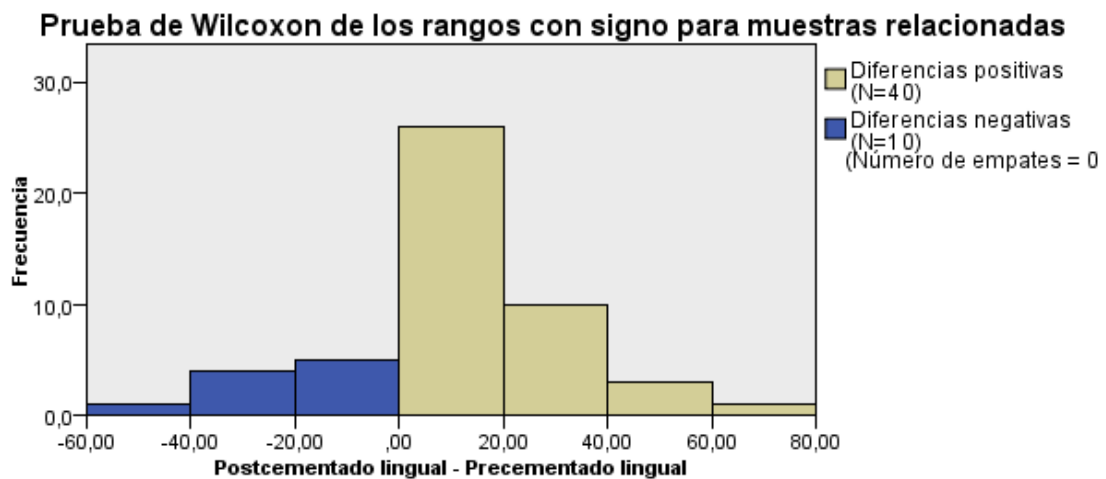


Fig. 143. Prueba de Wilcoxon para valorar la diferencia pre-post cementado en lingual

Para los distintos tipos de materiales se observaron diferencias estadísticamente significativas entre pre y postcementado lingual en el material M ( $p = 0,009$ ), en el material YZ ( $p=0,013$ ) y el material ZZ ( $p = 0,005$ ). Las medias para los diferentes materiales aparecen representadas en el diagrama de barras a continuación. (Fig. 144)

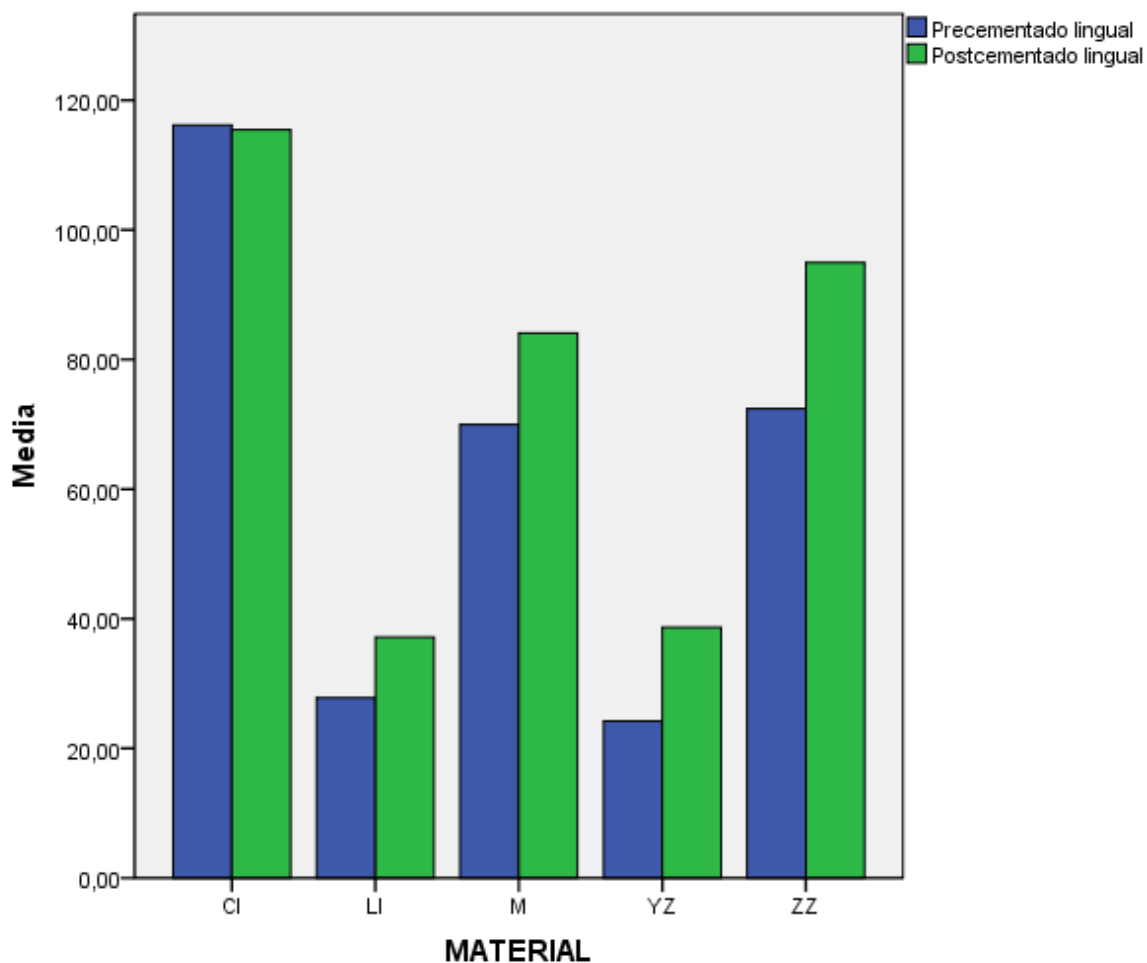


Fig. 144. Diagrama de barras con las medias de discrepancia marginal pre y postcementado de lingual.

#### Discrepancias entre Vestibular y Lingual precementado

Cuando se compararon las caras vestibular y lingual sin tener en cuenta el material antes del cementado, los resultados demostraron que no existían diferencias estadísticamente significativas entre PRE\_VES y PRE\_LIN ( $p = 0,140$ ). (Fig. 145)



Al analizar por materiales se observó que no había diferencias significativas entre las caras vestibular y lingual para CI ( $p = 0,721$ ), LI ( $p = 0,508$ ), YZ ( $p = 0,093$ ), ZZ ( $p = 0,445$ ) y M ( $p = 0,386$ ).

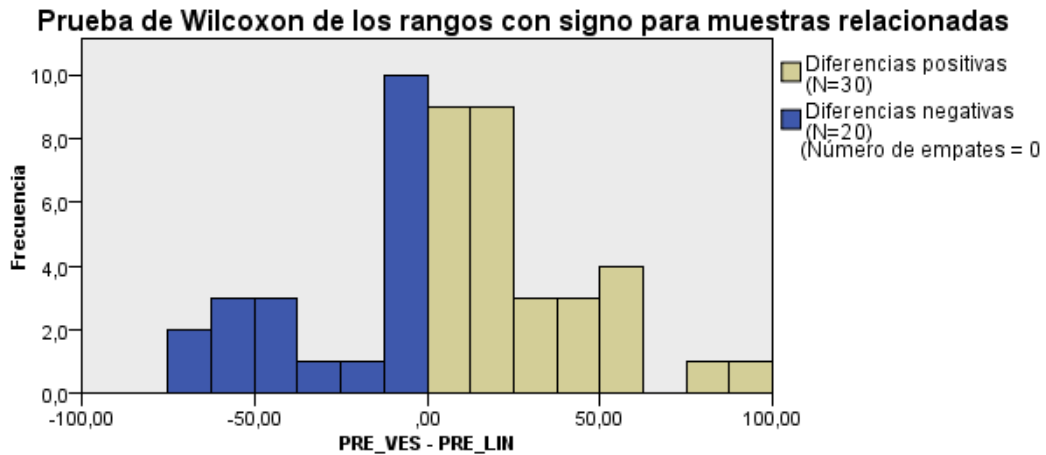


Fig. 145. Diagrama de barras con las medias de discrepancia marginal pre y postcementado de vestibular

**Discrepancias entre Vestibular y Lingual precementado**

Al comparar las caras vestibular y lingual postcementado sin tener en cuenta el material, los resultados demostraron que NO existían diferencias estadísticamente significativas ( $p = 0,313$ ).

Al analizar por materiales se observó que no existían diferencias significativas entre las caras vestibular y lingual postcementado para CI ( $p = 0,878$ ), LI ( $p = 0,074$ ), YZ ( $p = 0,169$ ), ZZ ( $p = 0,721$ ), y M ( $p = 0,093$ ).

## 5.2 RESISTENCIA A LA FRACTURA

Las variables del presente estudio fueron las siguientes (Tabla 17):

VARIABLE	TIPO	DESCRIPCIÓN	CATEGORÍAS
Sistema cerámico	Independiente	Cualitativa nominal	Cercon® In Ceram® YZ Lava™ All Ceramic System IPS e.max®
Grupo control	Independiente	Cualitativa nominal	Metálico
Resistencia	Dependiente	Cuantitativa continua	

Tabla 17. Variables del estudio de resistencia a la fractura

### 5.2.2 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

Primeramente se realizó el análisis descriptivo de los datos. Describiremos las características de la variable cuantitativa “resistencia a la fractura”, que evalúa la fuerza necesaria para romper un puente cerámico. Al tratarse de una variable numérica, se define a partir de una medida de centralización y otra de dispersión.<sup>298</sup> Dichas medidas se han realizado de forma directa (la medición se corresponde con el valor buscado) y absoluta (el instrumento utilizado – máquina universal de ensayo electromecánico modelo ME 405/1 Servosis- permite medir directamente la magnitud deseada).

Los valores de resistencia a la fractura para cada uno de los grupos de puentes cerámicos aparecen en la tabla 17. Los valores se dan en kilogramo-fuerza o kilopondio.

MATERIAL	N° OBS.	N	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	MIN	MAX
CI	10	10	414,95	91,329	216,9	539,0
LI	10	10	335,40	100,447	335,2	481,0
YZ	10	10	256,55	103,012	242,0	428,3
ZZ	10	8	198,43	43,709	188,9	275,0
M	10	9	866,50	24,472	860,1	905,6
<b>Total</b>	50	47	413,93	246,886		

Tabla 18. Valores de resistencia a la fractura de las estructuras estudiadas. Unidad Fkg.

Los resultados muestran que las medias más bajas se dan en los núcleos confeccionados con la cerámicas IPS e.max<sup>®</sup> (198,43±43,7) y con la cerámica In Ceram<sup>®</sup> YZ (256,55±103,01), les sigue Lava<sup>™</sup> All Ceramic System (335,40±100,44). El grupo cerámico que obtuvo los mayores valores de resistencia fue el grupo de Cercon (414,95±91,32).

Sin embargo, el grupo que opuso la mayor resistencia a la fractura fue el grupo control de núcleos metálicos con valores de 866,50±24,47. (Fig. 147)

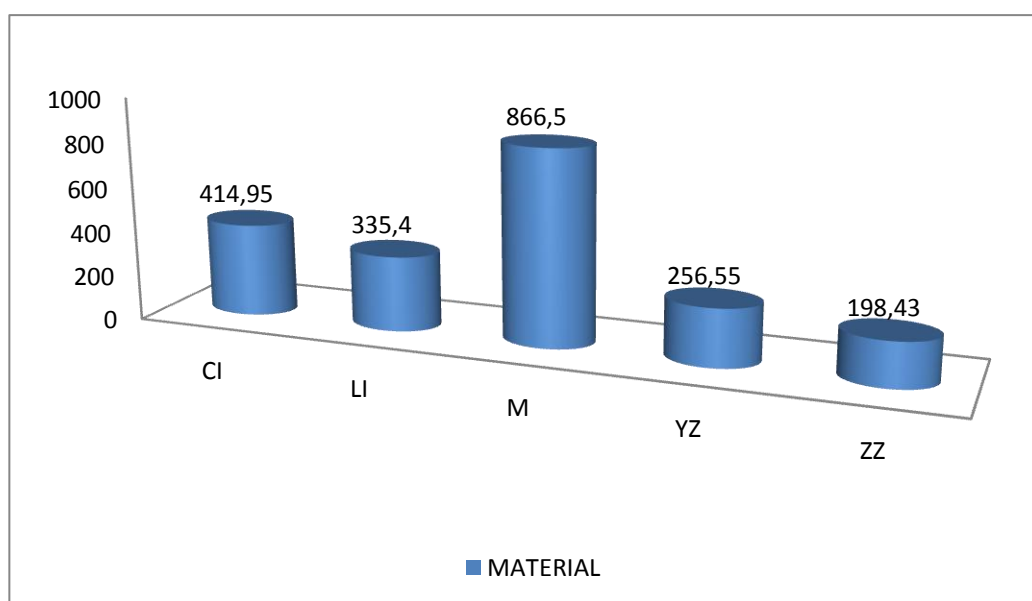
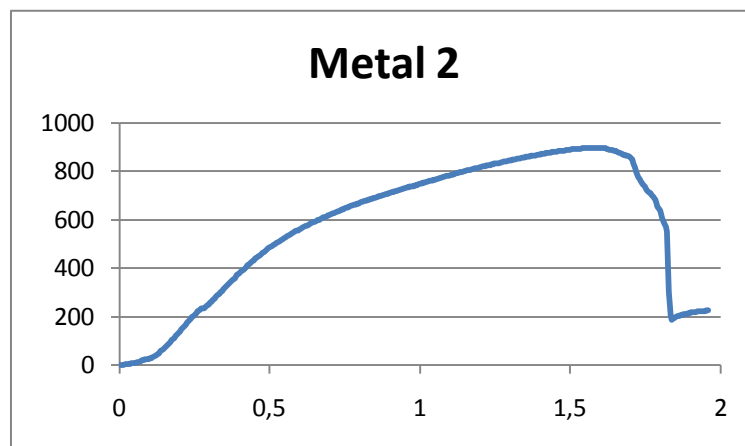
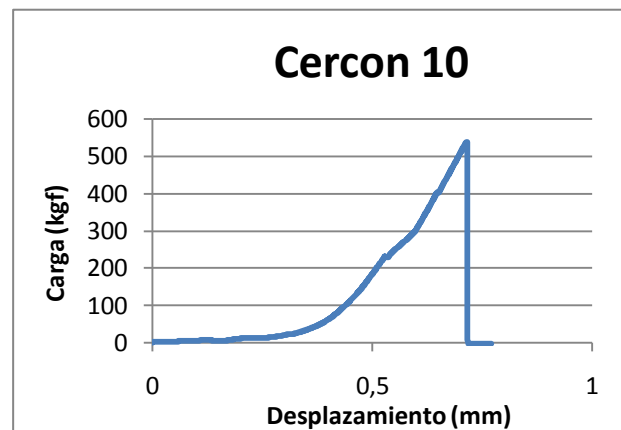
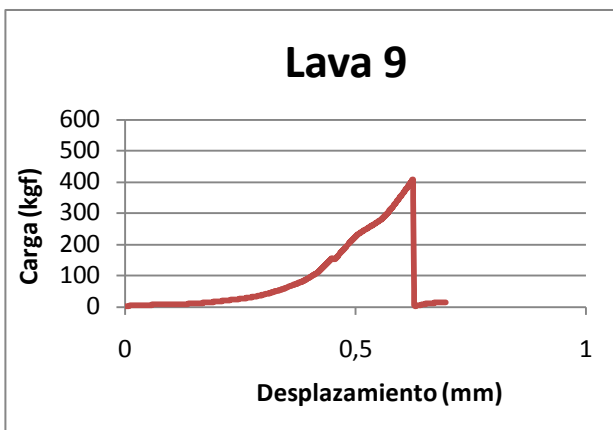
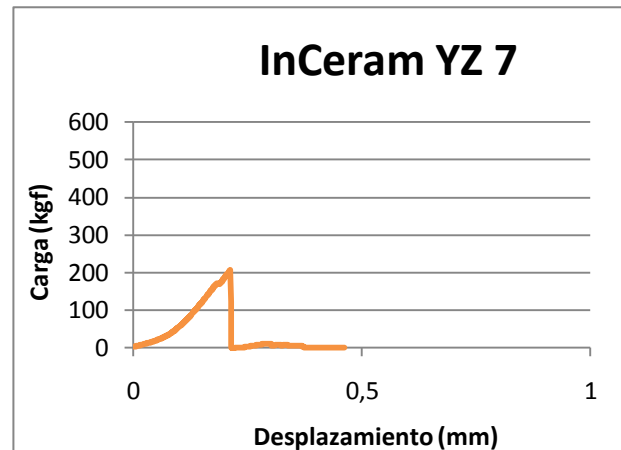
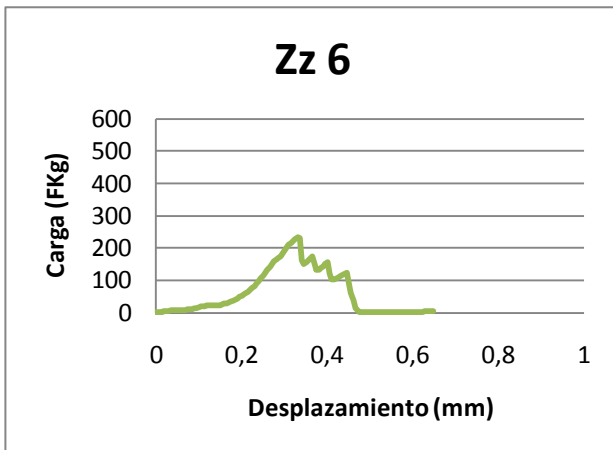


Fig. 146 Gráfica que muestra los valores de resistencia a la fractura de los distintos grupos.

Las figuras 147- 151 muestran las curvas tensión-deformación de diferentes probetas de los grupos estudiados. Las curvas descritas por los materiales cerámicos son más abruptas que las del grupo metal, dado que se trata de materiales más frágiles que toleran peor las fuerzas de flexión. El grupo metal, sin embargo, es capaz de soportar más fuerza antes de fracturarse.



Figs. 147-151. Curvas tensión-deformación hasta el límite de fractura de las probetas: nº 6 del grupo IPS e.max®ZirCAD, nº 7 grupo InCeram YZ, nº 9 grupo Lava™, nº 10 Cercon®, nº 2 Metal.

Los tipos de fracturas que se produjeron en esta investigación en las estructuras de óxido de circonio aparecen reflejados en la tabla 19 y en la distribución de los valores en la figura 152. Al observar el modo en que se producía la fractura en las estructuras de óxido de circonio en esta investigación se comprobó que la mayoría de los casos, un 62,5%, se producía desde gingival hacia el centro del pónico, (Fig. 153) en un 20% de los casos se produjo la fractura del pónico y de uno de los pilares, en 7,5% se fracturó únicamente el pónico permaneciendo intactos los pilares y conectores (este hecho ocurrió en las probetas 5, 7 y 10 del grupo InCeram®YZ, Fig. 154) y finalmente en un 10% de los casos se produjo una destrucción total de los núcleos (Fig. 155).

TIPO DE FRACTURA EN NÚCLEOS DE ÓXIDO DE CIRCONIO			
CONECTOR (Desde gingival-centro pónico)	PÓNICO	PILAR Y/O CONECTOR	DESTRUCCIÓN DE LA ESTRUCTURA
CI1, CI2, CI3, CI 4, CI5, CI6, CI7, CI8, CI9, CI10, LI 3, YZ 1, YZ 3, YZ 4, YZ 6, YZ 8, YZ 9, ZZ1, ZZ 2, ZZ 3, ZZ 4, ZZ 5, ZZ 6, ZZ8, ZZ 10	YZ5, YZ7, YZ10	LI2, LI4, LI6, LI8, LI9, LI10 YZ 2 ZZ 2	LI 1, LI 5, LI 7 ZZ 9
Total: 25	Total: 3	Total: 8	Total: 4
<b>CI= Cercon®; LI= Lava™; YZ = InCeram®YZ; ZZ= IPS e.max®ZirCAD; M = Metal.</b>			

Tabla 19. Tipo de fractura en núcleos de óxido de circonio

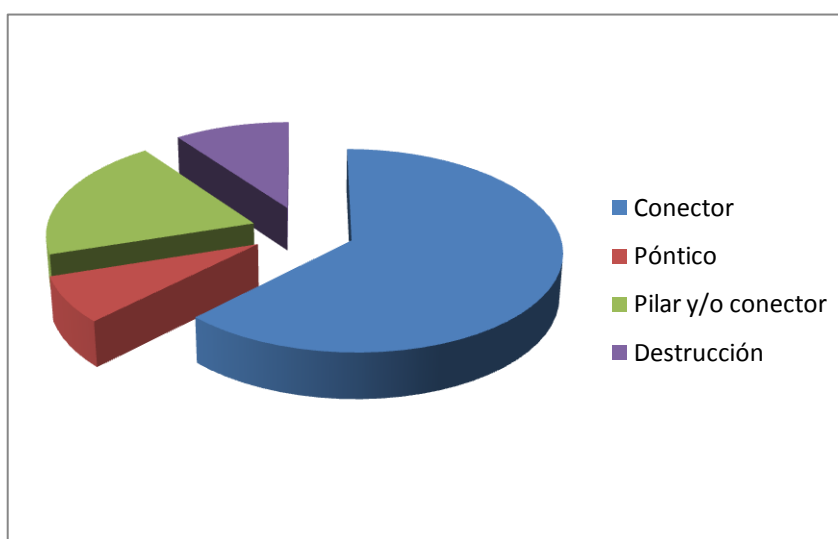


Fig. 152. Tipo de fractura en núcleos de óxido de circonio



Fig. 153. Imagen de la fractura que se produjo en el núcleo de puente de la probeta nº10 del grupo IPS e.max ZirCAD

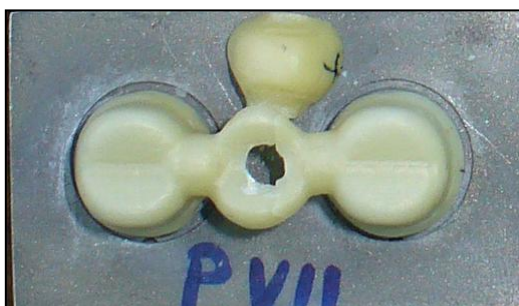


Fig. 154. Imagen de la fractura que se produjo en el núcleo de puente de la probeta nº7 del grupo InCeram®YZ



Fig. 155. Imagen de la fractura que se produjo en el núcleo de puente de la probeta nº7 del grupo Lava™

El tipo de fractura en el grupo control (metálicos) siguió el mismo patrón, produciéndose la fractura a nivel del conector. (Figs. 156 y 157)

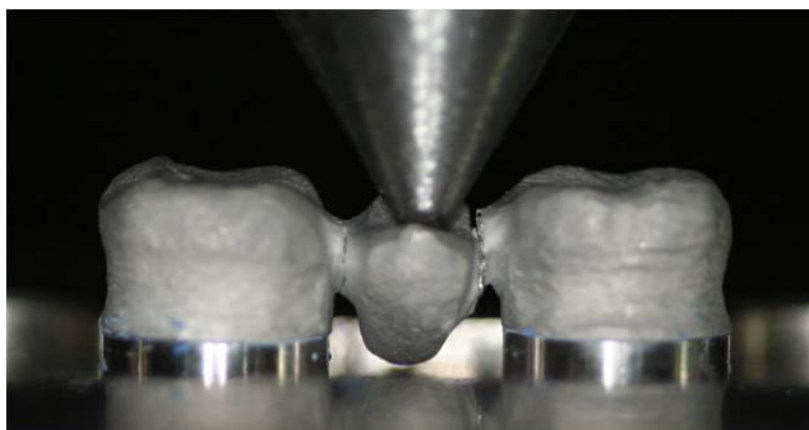


Fig. 156. Imagen de la fractura del núcleo de puente de la probeta nº10 del grupo metal.

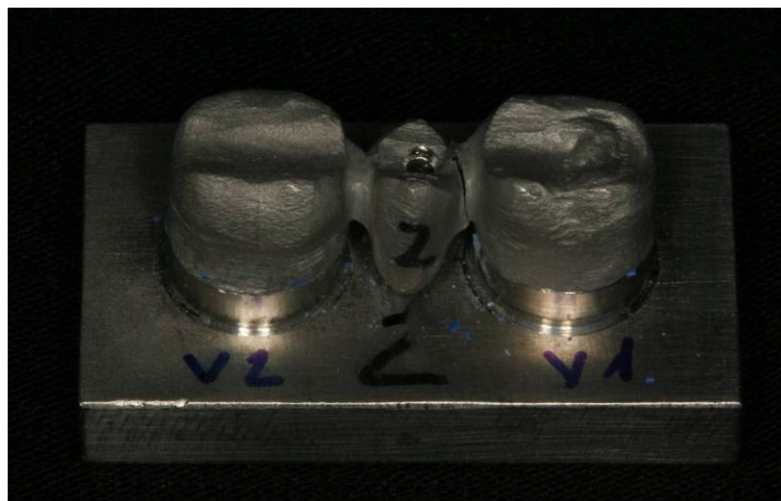


Fig. 157. Imagen de la fractura que se produjo en el núcleo de puente de la probeta nº2 del grupo metal.

### 5.2.2 ESTADÍSTICA INFERENCIAL

A continuación, se llevó a cabo el estudio estadístico inferencial utilizando el Test de Análisis de la Varianza (ANOVA) de un factor completamente aleatorizado. Se eliminaron tres casos que se corresponden con la probeta nº 5 del grupo metal y las probetas nº 4 y 5 del grupo cerámico IPS e.max®ZirCAD, por ser casos atípicos que desvirtualizaban el análisis estadístico. (Fig. 158)

Los resultados muestran que existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia ( $F(4,42)=94,83$ ,  $p<0.001$ ).

La comparación entre los distintos tipos de materiales se efectuó por el procedimiento de Tukey (Diferencias Honestamente Significativas de Tukey). Los resultados mostraron lo siguiente: el grupo control (M) difirió significativamente en las medias respecto al resto de materiales (fue el que obtuvo más resistencia media). Cercon®, a su vez, difiere de InCeram®YZ e IPS e.max®ZirCAD, pero no de Lava™. Cercon® tiene significativamente más media entonces que InCeram®YZ e IPS e.max®ZirCAD. Lava™ tiene significativamente más media que IPS e.max®ZirCAD. Entre InCeram®YZ e IPS e.max®ZirCAD no hay diferencia de medias.

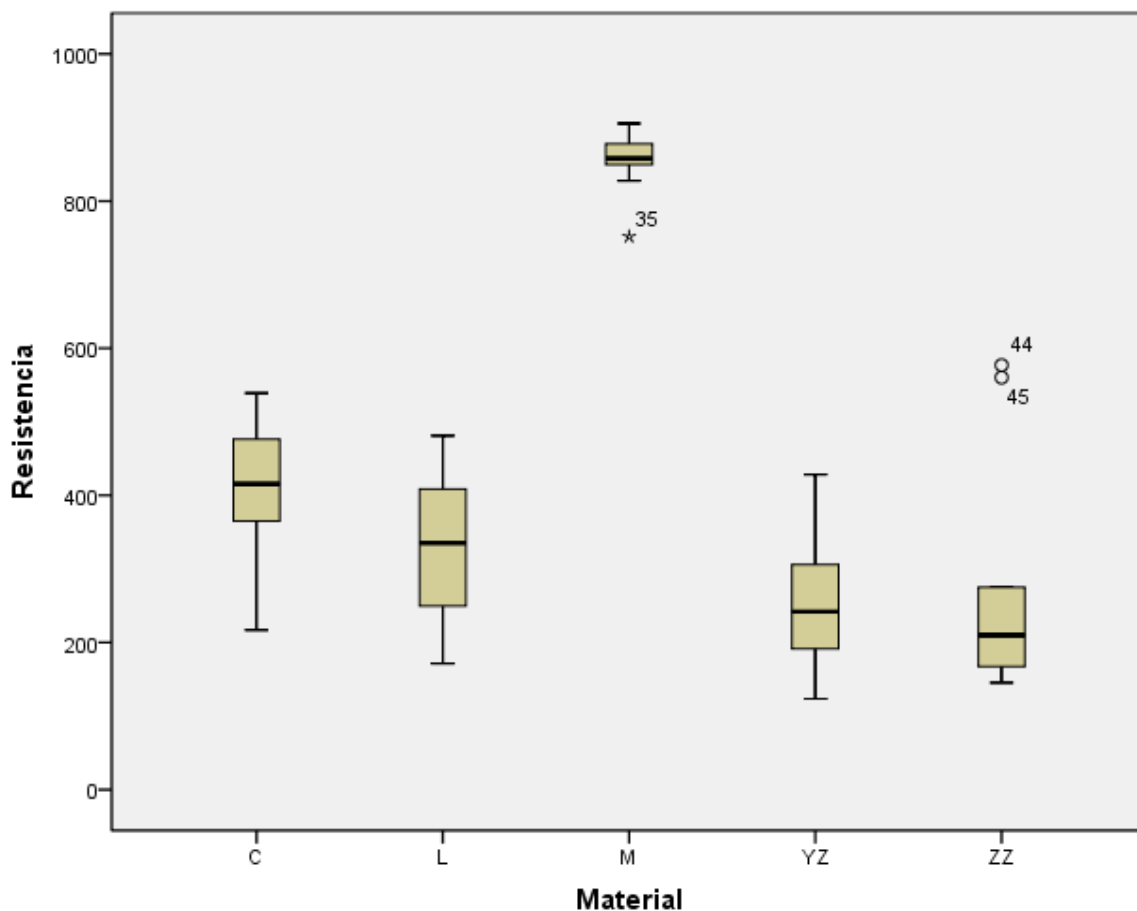
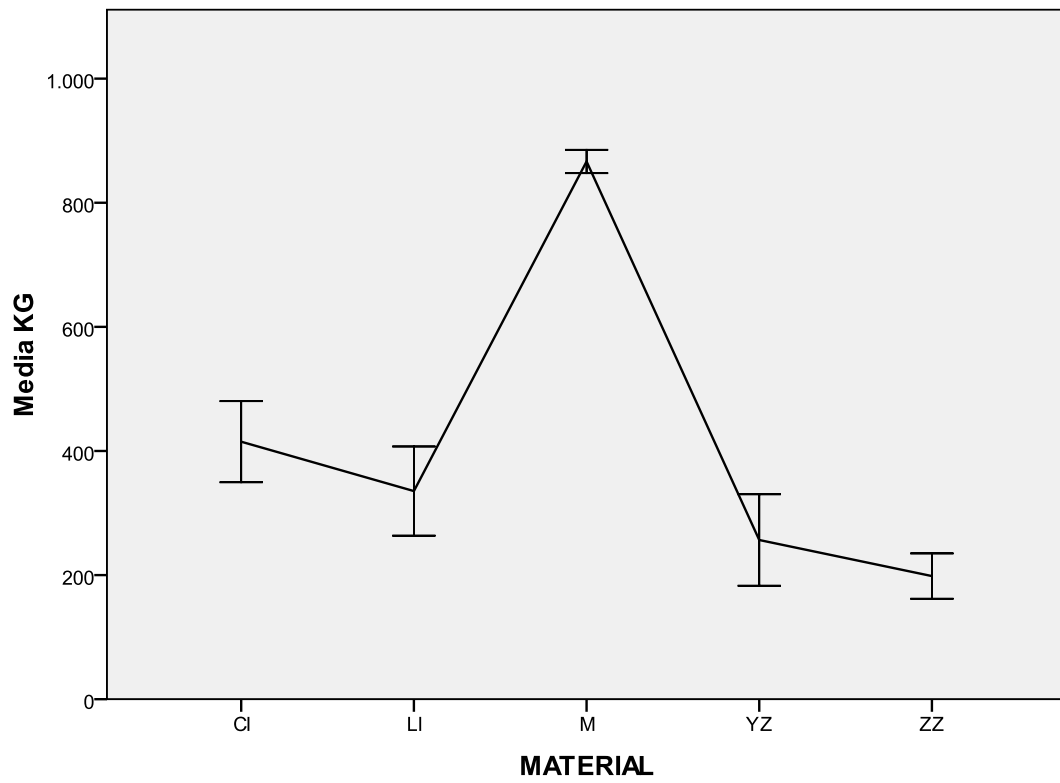


Fig. 158. Resistencia a la fractura según el material estudiado

En la figura 159 se pueden observar las medias y los intervalos de confianza para las medias (con un 95% de confianza). De esta figura se puede deducir claramente que el material M (metálicos) fue el que más fuerza soportó antes de fracturarse. Con diferencias estadísticamente significativas respecto al resto de los grupos de materiales cerámicos.

De entre los cuatro grupos de materiales cerámicos, los que difieren significativamente son IPS e.max®ZirCAD de Cercon® y de Lava™, así como InCeram®YZ de Cercon®.





Barras de error: 95% IC

Fig. 159. Medias e intervalos de confianza de resistencia a la fractura para los distintos materiales.

# 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 estética <sup>299</sup>. Para este fin, se han desarrollado en los últimos años sistemas cerámicos a base de óxido de circonio parcialmente estabilizado 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, la resistencia y el ajuste marginal son los criterios más importantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones fijas <sup>135</sup>. Estudiando la literatura publicada en los últimos años se ha podido observar que en la actualidad existen muy pocos trabajos que evalúen el ajuste marginal de las restauraciones cerámicas de alto contenido en circonia y las cualidades mecánicas de estos nuevos sistemas cerámicos producidos mediante tecnología CAD/CAM, y son aún más escasos cuando se evalúan prótesis parciales fijas.

## 6.1 SELLADO MARGINAL

Al revisar la literatura se observa que no existe un criterio unánime sobre el ajuste óptimo. Existe un amplio intervalo de valores empíricos comprendido 5 y 200  $\mu\text{m}$ ., hecho que pone de manifiesto la ausencia de un límite objetivo basado en la evidencia científica <sup>75, 135, 140, 156-159, 161, 175, 300</sup>. 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  $\mu\text{m}$  <sup>75, 145, 167-169, 301-304</sup>.

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 <sup>36, 135, 137, 159, 167, 168, 181, 189, 302</sup>.

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 clínicos <sup>305</sup>.

Para analizar *in vitro* el sellado marginal de una prótesis fija se han descrito varias técnicas: microfiltración <sup>178</sup>, microscopía <sup>182</sup>, perfilometría <sup>179</sup>, crear una réplica de la interfase <sup>141, 306</sup>, etc.

En esta investigación, *in vitro*, el primer planteamiento al diseñar la metodología fue seleccionar el método para realizar las mediciones de la discrepancia marginal vertical, siguiendo los criterios de Holmes y cols <sup>144</sup>, se optó por evaluar directamente la interfase marginal empleando un equipo de análisis de imagen, ya que se trata de una técnica simple y conservadora que permite analizar con precisión la discrepancia y la calidad marginal, y que permite explorar repetidamente todo el perímetro de la prótesis <sup>303, 304, 307-309</sup>. Se decidió medir la discrepancia marginal absoluta de cada restauración en ciento veinte localizaciones repartidas proporcionalmente en las vestibular y lingual de cada pilar, dado que es preciso realizar varias mediciones a lo largo del margen para obtener unos resultados relevantes <sup>174</sup>.

El segundo planteamiento fue seleccionar el número de restauraciones necesarias para comprobar las hipótesis planteadas. Tomando como referencia los estudios previos se crearon cuatro grupos experimentales de diez unidades cada uno sobre los que se confeccionaron las estructuras de óxido de circonio y un grupo control, también de diez unidades, sobre el que se confeccionaron las estructuras metálicas <sup>146, 156, 303, 304, 309-312</sup>.

Con el fin de evitar los factores externos que pudieran adulterar el ensayo, se obviaron los pasos clínicos de toma de impresión y vaciado, con lo cual los modelos de trabajo eran los propios muñones. Al eliminar el duplicado, se aseguraba que en el análisis inicial de la interfase se evaluaba exclusivamente la precisión marginal de los grupos analizados.

### 6.1.1 Discrepancia marginal total

Se comenzó el estudio examinando el ajuste marginal previo al cementado. La finalidad del análisis precementado era valorar el potencial de estos procedimientos para alcanzar la mínima interfase marginal. La discrepancia media total obtenida en la fase precementado fue de  $65,1 \pm 38,6 \mu\text{m}$ . Las estructuras cerámicas obtuvieron una media de  $63,57 \pm 40,05 \mu\text{m}$  y las estructuras metálicas  $71,2 \pm 19,3 \mu\text{m}$ .

Tras examinar esta variable se procedió al cementado de las estructuras sobre las respectivas probetas empleando una prensa de cementado bajo una fuerza de 15 N. durante 4 minutos <sup>113</sup>, aunque existen autores que afirman que la fuerza de cementado parece no

influye de forma significativa en la discrepancia marginal <sup>313</sup>, se decidió hacerlo así para estandarizar el procedimiento de cementado.

Tras el cementado se medía de nuevo la discrepancia marginal. De esta manera, se conseguía determinar el efecto del agente cementante en el sellado final de las restauraciones. Como se indicó previamente, el cementado tiene dos funciones primordiales: por un lado, aumentar la retención entre el binomio preparación-prótesis y por otro, mantener su integridad evitando la filtración de microorganismos patógenos. Para cumplir estos objetivos, el agente cementante debe rellenar perfectamente esta interfase ocupando el mínimo espesor posible.

La discrepancia marginal global postcementado aumentó ligeramente respecto a las mediciones precementado ( $77,0 \pm 40,1 \mu\text{m}$ ),  $73,55 \pm 39,38 \mu\text{m}$  en las restauraciones cerámicas, y  $90,9 \pm 27,8 \mu\text{m}$  las restauraciones metálicas.

Abduo y cols en 2010 publicaron una revisión sistemática en la que obtuvieron una media de discrepancia marginal absoluta en restauraciones parciales fijas confeccionadas con distintos sistemas de zirconia de  $73,8 \mu\text{m}$ , valores que concuerdan con los obtenidos en la presente investigación en restauraciones cerámicas <sup>314</sup>.

En el presente trabajo se observó que existía una diferencia significativa ( $p=0,00$ ) en la discrepancia marginal después del cementado con respecto a las mediciones realizadas antes del mismo. Estos resultados coinciden con los obtenidos por otros autores <sup>145, 175, 315-317</sup>.

Los grupos de los sistemas Lava<sup>TM</sup> y Cercon<sup>®</sup> no mostraron diferencias significativas entre el pre y el postcementado ( $p=0,20$ ) y ( $p=0,87$ ), respectivamente. Sin embargo los grupos cerámicos InCeram YZ e IPS e.max<sup>®</sup>ZirCAD, sí que presentaban diferencias entre el pre y el postcementado. En el grupo control no se obtuvieron diferencias significativas.

El cementado debe de proporcionar un completo asentamiento de la restauración sobre el diente. Sin embargo se sabe que la interposición del cemento entre el diente y la restauración puede producir una discrepancia entre ambos, impidiendo ese correcto asentamiento, siendo muchos los factores implicados y múltiples las técnicas dirigidas a minimizar esa discrepancia <sup>36, 135, 145, 154, 155, 175, 189, 203, 214, 318, 319</sup>.

El espesor de película del agente cementante es la variable más relevante en el ajuste marginal. Este parámetro depende de una serie de factores, entre los que cabe destacar la composición química, la viscosidad, la temperatura y la técnica de cementado. Según los datos ofrecidos por el fabricante, el grosor de capa del Ketac Cem<sup>®</sup> es de  $16 \mu\text{m}$ . En este sentido, algunos investigadores han señalado problemas en la fijación de restauraciones de

recubrimiento total con dichos cementos debido a un grosor excesivo de los mismos <sup>207, 212, 320-322</sup>. Siguiendo esta línea, White & Yu <sup>323</sup>, al analizar el espesor de película de distintos productos, observaron importantes discrepancias entre las principales familias de agentes cementantes. Así, los cementos de vidrio ionómero lograron unas cifras que oscilaban entre 19,5 y 25,4  $\mu\text{m}$ ., mientras que los compuestos a base de resina alcanzaron unos valores mayores, comprendidos entre 41,7 Y 106, 7  $\mu\text{m}$ . Por ello se decidió emplear un cemento de vidrio ionómero (Ketac Cem<sup>®</sup>, 3M Espe) en la presente investigación. Otros estudios también obtuvieron mejores resultados al emplear cementos de vidrio-ionómero <sup>211, 315</sup>.

Hoy en día, es conocido que el parámetro técnico que más influye en el cementado de una restauración es el espacio de alivio creado para el agente cementante. En las técnicas convencionales de confección, para conseguir este espacio se aplican varias capas de una pintura de espesor conocido sobre la superficie del muñón. Pero con la aparición de la tecnología CAD/CAM, este procedimiento ha sido sustituido por un espaciado virtual del núcleo mediante un software. En estos programas informáticos, este dato se puede introducir de forma manual, especificando el grosor deseado, o bien, de forma automática. En el presente estudio se confeccionaron las cofias dotándoles de un alivio interno de 50  $\mu\text{m}$ . Este espaciado, al disminuir la presión hidráulica generada durante este proceso, debería permitir un flujo más adecuado del material y por ende, un mejor asentamiento de la prótesis.

Son muchos pues los factores que pueden influir sobre el sellado marginal de las restauraciones después del cementado, por lo que será preciso conocerlos y tratar de minimizar los efectos adversos que se pueden producir durante esta fase clínica.

### 6.1.2 Discrepancia marginal por sistema cerámico

Los resultados obtenidos demostraron que todos los sistemas cerámicos evaluados eran capaces de confeccionar restauraciones con un adecuado ajuste, dentro del límite aceptado clínicamente de 120  $\mu\text{m}$ .

Las restauraciones ceramometálicas convencionales presentan normalmente un desajuste, en torno a las 50-70  $\mu\text{m}$  <sup>316, 324</sup>, a pesar de que algunos autores han descrito valores alrededor de las 30  $\mu\text{m}$  en coronas ceramometálicas <sup>311, 313</sup>. Reich y cols obtuvieron una discrepancia marginal absoluta de 67 $\pm$ 45  $\mu\text{m}$  en puentes ceramometálicos <sup>172</sup>, valores muy similares a los obtenidos por Gonzalo y cols en 2007 de 66,65 $\pm$ 31,37  $\mu\text{m}$ . <sup>81</sup>. Baig y cols en

2010 publicaron valores de discrepancia de  $37,1 \pm 22,3 \mu\text{m}$  en coronas totalmente metálicas<sup>304</sup>, el grupo metal de la investigación obtuvo valores superiores tras el cementado:  $90,9 \pm 27,8 \mu\text{m}$ . Las causas del desajuste en las restauraciones ceramometálicas son bien conocidas: el colado del metal tiende a redondear los márgenes del encerado y la aplicación de la porcelana también contribuye a alterar el sellado de cofia<sup>162, 194, 195, 325</sup>.

Los valores de discrepancia varían de un sistema a otro, siendo el sistema Lava<sup>TM</sup> el que ha obtenido mejores resultados tanto antes como después del cementado ( $25,5 \pm 15,7 \mu\text{m}$  y  $31,3 \pm 20,5 \mu\text{m}$  respectivamente), situando el límite de la discrepancia muy por debajo de los  $50-70 \mu\text{m}$  de las restauraciones ceramometálicas. Estos valores coinciden con los publicados por Abduo y cols con una media de discrepancia marginal absoluta de  $31,4 \mu\text{m}$ <sup>314</sup>. El sistema InCeram YZ<sup>®</sup> también obtuvo valores por debajo de los descritos en restauraciones ceramometálicas ( $39,5 \pm 28,4 \mu\text{m}$  y  $50,4 \pm 26,4 \mu\text{m}$  respectivamente), valores similares a los publicados por Bindl y Mörmann,  $53 \pm 9$  en núcleos postcementado<sup>326</sup>, y por Gonzalo y cols en puentes, ( $40 \pm 19 \mu\text{m}$  y  $48 \pm 15 \mu\text{m}$  pre y postcementado)<sup>307</sup>.

No se obtuvieron diferencias significativas entre Lava<sup>TM</sup> y el sistema InCeram YZ<sup>®</sup>, sin embargo el sistema Lava<sup>TM</sup> si obtuvo diferencias significativas con el resto de los sistemas tanto en el pre como en el postcementado.

El sistema InCeram YZ<sup>®</sup> obtuvo valores significativamente más bajos de discrepancia que el sistema Cercon<sup>®</sup>, resultados que coinciden con lo publicado en otros estudios.<sup>312, 326</sup>

El sistema IPSe.max<sup>®</sup>ZirCAD también obtuvo valores por debajo de las restauraciones metálicas, aunque la diferencia no fue significativa. No se ha encontrado ningún estudio publicado en la literatura que haya estudiado el ajuste marginal de este sistema, por lo que no es posible compararlo.

Los resultados obtenidos por el sistema Lava<sup>TM</sup> varían de unas a otras publicaciones. En el presente estudio el sistema Lava<sup>TM</sup> obtuvo valores por debajo del resto de los sistemas estudiados, al igual que en otros estudios<sup>327-329</sup>. Vigolo y Fonzi publicaron que existía una menor discrepancia, estadísticamente significativa, tanto en núcleos como en puentes de 4 piezas entre el sistema Lava<sup>TM</sup> y los demás sistemas estudiados<sup>327</sup>. Hertlein en 2003 publicó valores de  $59 \pm 21 \mu\text{m}$ <sup>330</sup>.

Att y cols publicaron resultados de discrepancia marginal en núcleos de puentes de 3 piezas superiores a los obtenidos en nuestro estudio ( $64 \mu\text{m}$ ), sin embargo, fueron menores de forma significativa que el resto de sistemas estudiados (Procera y DCS)<sup>331</sup>.

Estos valores concuerdan con los diferentes estudios que afirman que los nuevos sistemas cerámicos basados en tecnología CAD/CAM superan a las clásicas técnicas de laboratorio<sup>75, 172</sup>. Las técnicas de confección asistidas por ordenador afirman ser más exactas porque la adaptación marginal depende de un procedimiento automatizado de diseño y fresado, evitando así los errores inherentes a la elaboración tradicional<sup>318</sup>. Algunos estudios sugieren que el empleo de bloques ya sinterizados obtiene mejoras en el ajuste marginal, sin embargo, también presentan ciertos inconvenientes, como que requiere una mayor precisión, se produce un mayor desgaste de los instrumentos de fresado, se pueden producir descascarillados en la cerámica y por tanto, se alarga el tiempo de procesamiento<sup>326, 332, 333</sup>. Además de que el hecho de fresar bloques ya presinterizados para obtener los núcleos ha demostrado una reducción en el tiempo de trabajo sin afectar al ajuste marginal<sup>330, 334</sup>, existen autores que han publicado mejores ajustes con bloques presinterizados<sup>308, 331</sup>.

Existen estudios que publican valores de discrepancia marginal más bajos, entre 0 y 115  $\mu\text{m}$ , pero se trata de estudios realizados en coronas unitarias a partir de cerámicas totalmente sinterizadas<sup>146, 335</sup>. En el presente estudio se han analizado núcleos de puentes de tres unidades, y la obtención de valores más altos puede deberse a una geometría más compleja en comparación con las coronas unitarias.

Sin embargo el sistema Cercon<sup>®</sup> ha obtenido valores más altos (115,3 $\pm$ 24,6  $\mu\text{m}$  y 116,1 $\pm$ 24,1  $\mu\text{m}$  respectivamente) existiendo diferencias significativas con los sistemas Lava<sup>™</sup> e InCeram YZ<sup>®</sup>, tanto en el pre como en el postcementado. Estos resultados coinciden con los publicados por otros autores. Baig en 2010 encontró discrepancias significativamente mayores entre coronas del sistema Cercon<sup>®</sup> y coronas totalmente metálicas<sup>304</sup>. Komine en 2005, en puentes de 4 unidades, encontró diferencias estadísticamente significativas en el grupo de estructuras con diseño curvo entre las confeccionadas con el sistema Cercon (119,946 $\pm$ 1,04  $\mu\text{m}$ ) y las del sistema InCeram YZ<sup>®</sup> (86,76 $\pm$ 1,04  $\mu\text{m}$ ), mientras que no encontró diferencias significativas entre estos grupos en las estructuras de diseño recto<sup>308</sup>. Bindl y Mörmann publicaron valores similares a los obtenidos en la presente investigación (120 $\pm$ 6  $\mu\text{m}$ )<sup>326</sup>. Otros autores han publicado valores que concuerdan con los obtenidos en la investigación, aunque ligeramente menores, Sánchez en 2007<sup>113</sup> obtuvo una media de 104,28 $\pm$ 12,91  $\mu\text{m}$ , Abduo y cols en 2010: 106,5  $\mu\text{m}$ .<sup>314</sup>

Beuer y cols también encontraron mayores discrepancias tanto marginales como internas para el sistema Cercon<sup>®</sup> en comparación con los sistemas estudiados<sup>312</sup>.



Un estudio clínico sobre el sistema DCM, prototipo de Cercon®, registraron ajustes marginales deficientes, y una tasa del 21,7% de caries secundarias tras 5 años de seguimiento, concluyendo que era necesario mejorar el ajuste de las restauraciones<sup>336</sup>. Otros autores no han descrito la aparición de caries secundarias debido a la falta de ajuste marginal, sin embargo un periodo de seguimiento de un año puede considerarse muy corto<sup>337</sup>. Otro estudio clínico que examinó el ajuste interno a partir de la réplica de la interfase encontró peores ajustes para el sistema Cercon® respecto a restauraciones ceramometálicas<sup>338</sup>.

Estas diferencias pueden deberse a que el sistema Cercon® no escaneaba directamente el troquel, sino el encerado de la cofia. Este sistema empleaba sólo tecnología CAM. Es decir, el núcleo no se diseñaba virtualmente sobre una imagen digital de la preparación, sino que es el técnico el que modelaba con cera la estructura para ser posteriormente digitalizada. De manera que todos los parámetros se definían a través del correspondiente encerado. Al igual que ocurría con los núcleos metálicos. En este punto, conviene recordar que un patrón de cera siempre tiene una contracción aproximada de un 0,4% tras su enfriamiento. Si a este error se suma la distorsión inherente a todo procedimiento manual, se puede entender perfectamente el ajuste obtenido por estas restauraciones. Diversos estudios han publicado peores ajustes en los sistemas CAM que en aquellos que emplean tecnología CAD/CAM<sup>304, 308, 312, 314, 326, 339</sup>.

Así pues a la vista de los resultados obtenidos se podría considerar que las diferencias observadas entre los grupos analizados se deben fundamentalmente a la diferente técnica de confección. Esta aseveración coincide con estudios previos en que se afirma que las diferencias existentes entre los ajustes marginales de las restauraciones cerámicas radican en los procesos de confección de sus estructuras internas, ya que el diseño influye de forma significativa en el ajuste marginal<sup>149, 154, 169, 189, 200, 201, 230, 308, 314, 318</sup>.

Por ello se debe de rechazar la segunda hipótesis nula “No existirán diferencias estadísticamente significativas entre los ajustes de los cuatro sistemas cerámicos confeccionados con tecnología CAD/CAM.”

### **6.1.3. Discrepancia entre pilares.**

En el estudio se observó que ambos pilares aumentaron la discrepancia tras el cementado sin tener en cuenta el material empleado, sin embargo no existieron diferencias

significativas entre ambos pilares para los sistemas analizados tanto antes ( $p=0,420$ ) como después del cementado ( $p=0,241$ ).

Existen pocos estudios publicados que analicen la discrepancia entre pilares en puentes fijos.

Gonzalo y cols no observaron diferencias significativas para ninguno de los grupos cuando las mediciones se realizaron previamente al cementado al comparar ambos pilares dentro de cada grupo. Lo mismo ocurrió para los tres grupos cerámicos analizados después del cementado, sin embargo en este caso el grupo control si ofreció diferencias significativas entre ambos pilares ( $p= 0.038$ ). El análisis con MEB postcementado para los pilares 1 y 2 con los distintos materiales analizados, no halló diferencias significativas para ninguno de los cuatro grupos<sup>81, 307</sup>. Estos resultados coinciden con los obtenidos en un estudio previo sobre puentes con los sistemas Lava<sup>TM</sup> y Procera<sup>® 340</sup>.

Reich y cols en un estudio clínico publicado en 2008 en el que analizaban el ajuste marginal de puentes de 4 unidades de Lava tampoco obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre el pilar mesial y el distal<sup>341</sup>.

Sin embargo, el estudio publicado por Beuer y cols en 2009 comparando las discrepancias marginales entre núcleos de tres unidades de diferentes sistemas cerámicos, obtuvo diferencias estadísticamente significativas entre los pilares (premolar y molar) en el grupo Xawex/Etkon ( $p=0,006$ ) y el grupo InCeramyZ/Cerec InLab ( $p=0,002$ ), mientras que para el sistema Cercon<sup>®</sup> no obtuvo diferencias ( $p=0,830$ )<sup>312</sup>.

Son necesarios estudios ulteriores para corroborar este aspecto.

#### **6.1.4. Discrepancia entre vestibular y lingual**

Se observó que ambas caras aumentaron de forma significativa la discrepancia tras el cementado sin tener en cuenta el material empleado.

Al analizar la discrepancia marginal entre ambas caras se observó que no existieron diferencias significativas entre las mediciones realizadas en las caras vestibular y lingual.

Estos resultados coinciden con los hallados por Suárez y cols para coronas cerámicas<sup>342</sup>.

Existen pocos estudios publicados que analicen las discrepancias entre las caras de los retenedores de los pilares de prótesis parcial fija.

En un estudio previo realizado en 2006 comparando los núcleos del sistema Lava™ y Cercon® no se observaron diferencias significativas entre las caras, al igual que ocurrió en el presente estudio <sup>343</sup>.

Gonzalo y cols en 2008 tampoco encontraron diferencias significativas entre las caras <sup>340</sup>.

Existen algunas limitaciones en el estudio como haber realizado mediciones en los planos vertical y horizontal, y en este estudio sólo se realizan en el plano vertical. Además los núcleos no fueron sometidos a ningún proceso artificial de envejecimiento empleados para simular las condiciones orales, aunque según algunos autores este proceso no es necesario <sup>135</sup> Att y cols publicaron que la simulación masticatoria y térmica producía un efecto insignificante en el ajuste marginal en puentes de circonio. Estos resultados predicen una buena estabilidad a largo plazo a nivel del margen con restauraciones de circonio <sup>331</sup>.

Existe cierta controversia respecto a si la adición posterior de cerámica de recubrimiento puede incrementar la discrepancia marginal. Mientras algunas investigaciones demuestran que puede ser así <sup>147, 197</sup>, en varias investigaciones se ha comprobado que la cocción de la porcelana de recubrimiento no incrementa la interfase de los núcleos cerámicos ya que estos materiales, al tener unas características físico-químicas similares, son más compatibles entre sí. De esta premisa se deduce que las diferencias existentes entre los ajustes marginales de las restauraciones cerámicas radican en los procesos de confección de sus estructuras internas <sup>149, 154, 169, 189, 200, 201, 230, 318, 344</sup>. Recientes estudios realizados en puentes de zirconio parecen obtener resultados en los que confirman que el desajuste marginal puede incrementarse tras la adición de la cerámica de revestimiento, <sup>199, 302, 345</sup> por lo que nuestros resultados podrían verse afectados en posteriores fases al realizar la adición de cerámica de revestimiento. Sin embargo, el estudio de Vigolo y Fonzi publicado en 2008 afirma lo contrario, demostrando que tanto los ciclos de cocción de la porcelana como los ciclos de glaseado no afectan al ajuste marginal de las restauraciones de óxido de circonio confeccionadas mediante tecnología CAD/CAM <sup>327</sup>. Aún así, consideramos que todavía son pocas investigaciones que hayan investigado los efectos de los procesos de cocción en restauraciones de zirconio.

En la tabla 20 se presenta un resumen de los principales estudios publicados sobre ajuste marginal en puentes de circonio. Las casas comerciales empleadas en dichos estudios son:

- <sup>+</sup> DCS Dental AG Allschwil, Suiza
- <sup>TM</sup> 3M ESPE, Seefeld, Alemania
- <sup>++</sup> Degudent, Hanau, Alemania
- <sup>±</sup> Sirona, Bensheim, Alemania
- <sup>¥</sup> Xawex AG, Fallanden, Suiza
- <sup>§</sup> Noritake Dental Supply Co. Ltd., Aichi, Japón
- <sup>†</sup> Nobel Biocare AB, Goteborg, Suecia
- <sup>††</sup> KaVo, Biberach, Alemania
- <sup>‡</sup> Etkon AG, Graefelfing, Alemania

Las diferencias entre los resultados del presente estudio y otros pueden deberse al empleo de distintos métodos de medición, tipos de microscopio y magnificación, diferente número y localización de las mediciones así como el uso de diferentes agentes cementantes.

Los resultados obtenidos en el presente trabajo, indican que los sistemas cerámicos analizados, tienen capacidad suficiente para confeccionar restauraciones con una adecuada adaptación marginal.

Como se ha mencionado anteriormente, la técnica de confección parece influir en la adaptación marginal de estas restauraciones cerámicas. Sin embargo, todavía quedan algunas cuestiones por resolver en relación a este tema. Respecto a los sistemas CAD/CAM, sería interesante analizar su fiabilidad, determinado la distorsión generada en cada fase del proceso para poder comparar de una forma más objetiva las distintas técnicas de digitalización, diseño y mecanizado.

AUTOR Y AÑO	MATERIAL				Nº	EXTENSIÓN	DISCREPANCIA MARGINAL (Media±desviación estándar en µm)		TÉCNICA DE EVALUACIÓN
	Material	Sistema	Estado del bloque	Restauración			Absoluta	Vertical	
<b>Tinschert et al</b> <sup>166</sup> 2001	DZ Zircon	DSC <sup>+</sup> CAD/CAM	Sinterizado	Núcleos	5	3	66,8	44,1	In vitro. Medición réplica interna (x200)
					5	4	71,4	46,3	
					5	5	60,5	46,3	
<b>Hertlein et al</b> <sup>330</sup> 2003	Lava	Lava <sup>TM</sup> All Ceramic System CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos	5	3	59±21	*	In vitro. Microscopio + equipo análisis de imagen
<b>Komine et al</b> <sup>308</sup> 2005	Cercon	Cercon Smart System <sup>++</sup> CAM	Presinterizado	Núcleos	8	4 – recto	88,05±1,03	*	In vitro. Réplica externa (x40)
					8	4 - curvo	119,94±1,04	*	
	InCeram YZ cubes	Cerec InLab <sup>±</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos	8	4 - recto	88,53±1,02	*	
					8	4- curvo	86,76±1,04	*	
	Xawex	Xawex System <sup>¥</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos	8	4 – recto	113,40±1,03	*	
8	4 – curvo	147,33±1,04	*						
<b>Reich et al</b> <sup>172</sup> 2005	Lava	Lava <sup>TM</sup> All Ceramic System CAD/CAM	Presinterizado	Puentes <sup>a</sup>	8	3	80±50	*	In vivo. Medición réplica interna (x50)
<b>Tsumita et al</b> <sup>346</sup> 2007	Cercon	Cercon Smart System <sup>++</sup> CAM	Presinterizado	Puentes <sup>a</sup>	21	3	86,9	*	In vivo. Medición réplica interna. (x10)
<b>Bindl and Mörmann</b> <sup>326</sup> 2007	InCeram YZ cubes	Cerec InLab <sup>±</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos	2	3	53±9	*	In vitro. Cementados con resina compuesta. Examen con microscopía tras seccionarlos. (x120)
	DZ Zircon	DSC <sup>+</sup> CAD/CAM	Sinterizado	Núcleos	2	3	32±14	*	
	Cercon	Cercon Smart System <sup>++</sup> CAM	Presinterizado		2	3	120±6	*	
<b>Kunii et al</b> <sup>333</sup> 2007	Katana Zirconia Blocks	Katana <sup>§</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos	3	3	23,7	*	In vitro. Cementados con Resina compuesta (Rely X). Examen externo con microscopía (x 40)

AUTOR Y AÑO	MATERIAL			Nº	EXTENSIÓN	DISCREPANCIA MARGINAL (Media±desviación estándar en µm)		TÉCNICA DE EVALUACIÓN	
	Material	Sistema	Estado del bloque			Restauración	Absoluta		Vertical
<b>Gonzalo et al</b> <sup>340</sup> <b>2008</b>	Procera	Procera Bridge Zirconia† CAD/CAM	Presinterizado	Puentes <sup>a</sup>	10	3	26±19	*	In vitro. Cementado con vidrio ionómero. (KetacCem) Examen externo con microscopía (x1000)
	Lava	Lava™ All Ceramic System CAD/CAM	Presinterizado	Puentes <sup>a</sup>	10	3	76±36	*	
<b>Acevedo et al</b> <sup>343</sup> <b>2008</b>	Cercon	Cercon Smart System** CAM	Presinterizado		10	3	116,1±24,1	*	In vitro. Cementado con vidrio ionómero. (KetacCem) Examen externo con microscopía (x 40)
	Lava	Lava™ All Ceramic System CAD/CAM	Presinterizado		10	3	31,3±20,5	*	
<b>Reich et al</b> <sup>341</sup> <b>2008</b>	Lava	Lava™ All Ceramic System CAD/CAM	Presinterizado	Puentes <sup>a</sup>	24	4	91±58	*	In vivo. Medición réplica interna (x50)
<b>Vigolo and Fonzi</b> <sup>327</sup> <b>2008</b>	Procera	Procera Bridge Zirconia† CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos	15	4		61,8	In vitro. Examen microscópico externo (x50)
				Puentes <sup>b</sup>	15	4		62,46	
				Puentes <sup>a</sup>	15	4		63,46	
	ZS-Blanks	Everest** CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos	15	4		63,37	
				Puentes <sup>b</sup>	15	4		65,34	
				Puentes <sup>a</sup>	15	4		65,49	
	Lava	Lava™ All Ceramic System CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos	15	4		46,30	
				Puentes <sup>b</sup>	15	4		46,79	
				Puentes <sup>a</sup>	15	4		47,28	

AUTOR Y AÑO	MATERIAL		Nº	EXTENSIÓN	DISCREPANCIA MARGINAL (Media±desviación estándar en µm)		TÉCNICA DE EVALUACIÓN		
	Material	Sistema	Estado del bloque	Restauración		Absoluta	Vertical		
<b>Att et al</b> <sup>331</sup> <b>2009</b>	DCS	DCS <sup>+</sup> CAD/CAM	Sinterizado	Núcleo	8	3	86,0	In vitro. Cementado con vidrio ionómero (KetacCem) Medición réplica externa (x250)	
				Puente <sup>a/pre</sup>					86,0
				Puente <sup>a/post</sup>					86,0
				Puente <sup>a/envej</sup>					84,0
	Procera	Procera Bridge Zirconia <sup>+</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Núcleo	8	3	82,0		
				Puente <sup>a/pre</sup>					89,0
				Puente <sup>a/post</sup>					89,0
				Puente <sup>a/envej</sup>					88,0
	InCeram YZ cubes	Cerec InLab <sup>±</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Núcleo	8	3	64,0		
				Puente <sup>a/pre</sup>					67,0
				Puente <sup>a/post</sup>					76,0
				Puente <sup>a/envej.</sup>					78,0
<b>Beuer et al</b> <sup>347</sup> <b>2009</b>	Lava	Lava <sup>TM</sup> All Ceramic System CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos	10	3	15,0±7	In vitro. Cementados con vidrio ionómero (KetacCem). Examen microscópico interno tras sección de las probetas. (x200)	
		Procera Bridge Zirconia <sup>+</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos					10
	InCeramYZ	Cerec InLab <sup>±</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos	10	3	56,6±19,6		
				Cercon Smart System <sup>++</sup> CAM					Presinterizado
	<b>Dittmer et al</b> <sup>345</sup> <b>2009</b>	ZS-Blanks	Everest <sup>++</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos	10	4		129,8

AUTOR Y AÑO	MATERIAL		Estado del bloque	Restauración	Nº	EXTENSIÓN	DISCREPANCIA MARGINAL (Media±desviación estándar en µm)		TÉCNICA DE EVALUACIÓN
	Material	Sistema					Absoluta	Vertical	
<b>Beuer et al</b> <b>2009</b> <sup>312</sup>	Xawex	Etkon <sup>‡</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos	10	3	29,1±14		In vitro. Cementados con vidrio ionómero. Examen microscópico interno tras sección de las probetas. (x50)
	InCeramYZ	Cerec InLab <sup>±</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos	10	3	56,6±19,6		
	Cercon	Cercon Smart System <sup>++</sup> CAM	Presinterizado	Núcleos Puentes <sup>a</sup>	10	3	81,4±20,3 112,8		
<b>Gonzalo et al</b> <b>2009</b> <sup>307</sup>	Procera Bridge zirconia	Procera Bridge Zirconia <sup>†</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Puentes <sup>a/pre</sup>	10	3	9,0±10		In vitro. Cementados con vidrio ionómero (KetacCem). Examen microscópico externo (x40)
				Puentes <sup>a/post</sup>	10	3	12±9		
	Lava	Lava <sup>TM</sup> All Ceramic System CAD/CAM	Presinterizado	Puentes <sup>a/pre</sup>	10	3	66±31		
				Puentes <sup>a/post</sup>	10	3	71±45		
InCeram YZ cubes	Cerec InLab <sup>±</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Puentes <sup>a/pre</sup> Puentes <sup>a/post</sup>	10	3	40±19 48±15			
<b>Kohorst et al</b> <b>2009</b> <sup>332</sup>	InCeramYZ cubes	Cerec InLab <sup>±</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos	10	4	182,7±26,1	111,5±34,2	In vitro. Medición réplica interna (x51,2)
	ZS-Blanks	Everest <sup>††</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos	10	4	206,3±56,4	197,3±57,0	
	Cercon	Cercon Smart System <sup>++</sup> CAM	Presinterizado	Núcleos	10	4	189,3±10,5	114,5±32,1	
	Digizon	Digident CAD/CAM	Sinterizado	Núcleos	10	4	57,9±28,8	23,8±18,8	
<b>Kohorst et al</b> <b>2010</b> <sup>199</sup>	ZS-Blanks	Everest <sup>††</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos	10	4	129,8±40,0		In vitro. Medición réplica interna. (x51,2)
				Puentes <sup>a</sup>	10	4	112,3		
	InCeram YZ Cubes	Cerec InLab <sup>±</sup> CAD/CAM	Presinterizado	Núcleos Puentes <sup>a</sup>	10	4	102,2±26,1 111,1		
			<sup>/pre</sup> Precementado	<sup>/post</sup> Postcementado			<sup>/envej.</sup> Tras someterse envejecimiento artificial		



## 6.2 RESISTENCIA A LA FRACTURA

Las cerámicas son materiales frágiles, por lo que las restauraciones cerámicas siempre se van a encontrar ante el riesgo de fracturarse. Para aumentar el rango de aplicaciones de las cerámicas y hacer de este material una opción terapéutica fiable se observó que debía mejorarse su resistencia a la fractura. Por ello, se ha desarrollado las cerámicas a base de óxido de circonio.

Durante la última década muchos trabajos se han centrado en la cerámica de circonia, sin embargo la mayor parte de estos trabajos han sido realizados por empresas industriales, fuera del ámbito académico. Por lo que en consecuencia, existe gran cantidad de datos disponibles en hojas técnicas de productos de las casas comerciales pero existen muchos menos en las revistas científicas. White y cols en 2005, realizaron un ensayo de resistencia a la flexión de tres puntos, y comprobaron que los datos de la hoja técnica del fabricante eran sustancialmente más altos que los logrados en el experimento (1272 versus 786MPa), aunque puede que esta discrepancia se deba al resultado de las diferentes muestras y configuración de prueba, preparación de la superficie, y las condiciones experimentales<sup>233</sup>. Al comprobar este hecho y la escasez de estudios publicados que analizasen el comportamiento mecánico de los núcleos de óxido de circonio se decidió realizar el presente estudio *in vitro* en el que se analizó la resistencia a la flexión de cuatro sistemas cerámicos a base de óxido de circonio: Cercon®, Lava™, InCeram® YZ, e IPS e.max® ZirCAD, ya que, la resistencia a la flexión es la base empleada, por lo general, para comparar la resistencia de los materiales cerámicos.

La mayoría de los autores está de acuerdo en que dependiendo de las características anatómicas y fisiológicas de cada individuo la fuerza oclusal va a sufrir grandes variaciones. No obstante, también coinciden en que dependiendo de la región de las arcadas la fuerza de oclusión va a ser diferente. La máxima fuerza de oclusión se ha medido a nivel del primer molar (300-800 N) y según nos vamos acercando al sector anterior se va reduciendo, siendo en la región incisiva de 60 a 200 N, un tercio o un cuarto inferior de la registrada a nivel molar<sup>348</sup>,<sup>349</sup>. Sin embargo en algunos momentos de la masticación, así como en algunas parafunciones, estos valores pueden aumentar considerablemente. Existen estudios que afirman que la fuerza oclusal puede llegar a alcanzar valores de hasta 1000 N<sup>48</sup>.

Algunos autores han descrito una disminución en las fuerzas de masticación en pacientes con restauraciones de prótesis parcial fija, así como en pacientes con restauraciones

implantosoportadas<sup>9, 240</sup>. Se ha llegado a establecer que las fuerzas pueden llegar a ser un 40% menor en restauraciones de prótesis parcial fija, que las ejercidas por el mismo paciente en el lado de los dientes naturales, y que por tanto con restauraciones capaces de soportar 500-665 N se estaría dentro del margen de seguridad suficiente para el éxito de la restauración<sup>350</sup>. Si se tiene en cuenta la disparidad de criterios, la existencia de otros factores a considerar como la fatiga del material, y la posibilidad de que en un momento determinado se pueden producir fuerzas puntuales importantes durante la masticación, se podría estimar que la fuerza mínima que deberían soportar las restauraciones en el sector posterior deben oscilar entre 500 y 900 N<sup>242</sup>.

Debido a estos factores, hay autores que consideran que se debe aumentar en un 50% el valor encontrado en la resistencia a la fractura de los estudios *in vitro*, para tener un margen de seguridad suficiente cuando estas restauraciones estén funcionando en la cavidad oral. Es por tanto asumible en principio que la resistencia a la fractura debe rondar en estudios *in vitro* alrededor de los **1000 N**, para considerar que tienen un pronóstico clínico favorable. Evidentemente, todo esto deberá ser comprobado posteriormente con estudios longitudinales *in vivo*<sup>268, 272</sup>.

En 2001, Tinschert y cols publicaron un estudio en el que la resistencia a la fractura de puentes de tres unidades confeccionados a base de óxido de circonio fue significativamente mayor que aquellos fabricados con cerámicas de disilicato (IPS Empress) y de alúmina (InCeram Alumina)<sup>272</sup>. Este estudio y otros afirman que los puentes de circonio pueden soportar las fuerzas fisiológicas oclusales aplicadas en la región posterior, y podrían ser la alternativa a las restauraciones ceramometálicas<sup>268, 351, 352</sup>.

Se han descrito distintos factores que pueden influenciar los resultados la resistencia a la fractura en un estudio *in vitro*, como la microestructura del material cerámico<sup>52</sup>, la técnica de fabricación, la terminación de la superficie<sup>353</sup>, así como el método de cementado<sup>354</sup>. Aunque recientes estudios afirman que no parece influir en la resistencia el método de fresado empleado<sup>355</sup>. Existen autores que no han encontrado diferencias significativas entre el tipo de cemento empleado y la fractura de las coronas, por lo que el agente cementante parece no influir<sup>317, 356</sup>.

En el presente estudio *in vitro*, las probetas fueron diseñadas para simular puentes de tres unidades de acuerdo con los criterios clínicos de preparación para prótesis fija totalmente cerámica, y los procedimientos de cementado siguieron los protocolos clínicos para garantizar una situación lo más parecida a las condiciones de la clínica<sup>49, 357</sup>.

Tradicionalmente se ha considerado que la línea de terminación más adecuada para las restauraciones totalmente cerámicas era el hombro recto con una profundidad entre 1-1.5 mm, ya que esta línea de terminación mejoraba la resistencia a la fractura de estas restauraciones<sup>154</sup>. Pero con la incorporación de las cerámicas de alta resistencia se planteó emplear otro tipo de línea de terminación menos agresiva para la estructura dentaria, por lo que comenzaron a emplearse el chamfer y del hombro redondeado<sup>149, 168, 189</sup>. La introducción de las cerámicas de óxido de circonio y el empleo de la tecnología CAD/CAM requieren que los márgenes sean redondeados para que los escáneres puedan registrar la zona axiokingival sin defectos. Por lo que en el estudio se empleó una línea de terminación en chamfer. Serrano, al estudiar la resistencia a la fractura de diferentes cerámicas y líneas de terminación no encontró diferencias estadísticamente significativas en cuanto a que el tipo de línea de terminación influya en la resistencia a la fractura<sup>242</sup>.

Para reproducir las condiciones clínicas de la forma más fiel se decidió construir prótesis parciales fijas de tres unidades, en lugar de usar barras o cilindros simples, ya que las dimensiones y formas de los puentes son muy diferentes de las barras. El patrón de los puentes no es uniforme, pudiendo influir en la concentración de las fuerzas, y variar la distribución ésta, lo que puede causar diferentes patrones de fractura<sup>265</sup>.

Otros factores que pueden influir en los resultados de resistencia a la fractura son tanto las condiciones de la prueba como las condiciones de almacenamiento, el tipo de test de fatiga empleado y la dirección y localización de la carga aplicada<sup>238, 358</sup>.

Algunos autores afirman que los test *in vitro* para analizar la resistencia a la fractura de los nuevos materiales cerámicos deberían incluir test de fatiga<sup>359</sup>, ya que esta carga cíclica puede suponer una disminución en la resistencia a la fractura<sup>360-363</sup>. Sin embargo, Sundh y cols en 2006, observaron que ninguno de los materiales exhibía ningún signo de defecto tras ser sometidos a una carga dinámica de 100.000 ciclos de 90 cargas/minuto<sup>268</sup>. Diversos autores coinciden en que la carga cíclica no afecta a la resistencia del material<sup>71, 364, 365</sup>. En 2006 publicaron que la fatiga por cargas cíclicas no influyó significativamente en la resistencia del sistema Lava, incluso parecía incrementarla<sup>366</sup>. El mayor problema al someter estructuras de óxido de circonio a cargas cíclicas es que la cerámica de revestimiento es muy susceptible a sufrir el fenómeno descrito como "*Chipping*" o descascarillado de la misma<sup>367</sup>. Dado que en la presente investigación se estudió el comportamiento de los núcleos se consideró que no era necesario someter las probetas a cargas cíclicas.

Al igual que en estudios similares, se decidió realizar un test de flexión en tres puntos hasta producir la fractura de las estructuras con una velocidad de 0,5 mm/min<sup>28, 43, 55, 121, 266, 268, 278, 368</sup> (Fig. 160). Existen hipótesis que afirman que las velocidades relativamente altas puede desarrollar la distribución anormal de la tensión durante el ensayo, provocando el fracaso de cohesión en cualquiera de los materiales estudiados, e influyendo en los valores obtenidos<sup>55</sup>.

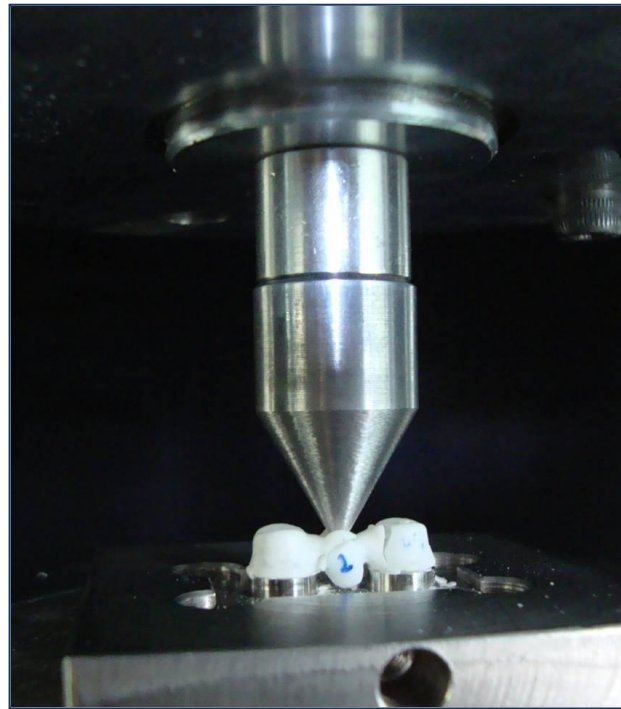


Fig. 160. Imagen que muestra la fractura de la probeta nº2 del grupo ZZ, al aplicar la carga

Ante las fuerzas de flexión sobre una estructura se producen fuerzas de compresión en el lado que se aplica la fuerza, y fuerzas de tracción en el lado contrario. Las grietas suelen producirse en el lado de tracción, y se propagan hacia el lado de compresión provocando la fractura.

En las prótesis ceramometálicas convencionales la subestructura metálica tiene una mayor capacidad de absorción del estrés mecánico, limitando la propagación de las fisuras<sup>260</sup>. En estas restauraciones es frecuente encontrar fracasos en los que el desprendimiento de la cerámica ocurre sólo en la zona gingival del pónico. En otros casos, puede desprenderse total ó parcialmente la cerámica, pero generalmente la subestructura metálica queda intacta. Esto es debido a que las fuerzas de tensión provocan en la subestructura metálica una deformación que la rigidez de la cerámica no puede soportar. Actualmente esto es mucho menos frecuente

debido al uso de aleaciones mucho más rígidas, que reducen notablemente la flexión de la estructura<sup>262, 263</sup>.

El estrés al que se ven sometidas las restauraciones cerámicas afecta de manera muy significativa a la propagación de las grietas, y además es diferente a lo que ocurre con las restauraciones ceramometálicas convencionales. Cuando una prótesis parcial fija (PPF) totalmente cerámica se fractura lo hace completamente, es decir, hay una fractura global (del armazón y de la porcelana de revestimiento)<sup>15, 268, 272</sup>. La fractura se produce casi sistemáticamente de un modo característico, de forma oblicua, de gingival a oclusal y del conector al centro del pónico. En general es una línea de fractura limpia sin que prácticamente se rompa la cerámica de revestimiento<sup>265, 267, 272, 273</sup>. Uno de los problemas más importantes que plantean las restauraciones de óxido de circonio es la fractura de la cerámica de recubrimiento según las diferentes investigaciones<sup>336, 356, 369-375</sup>. Aún así, también se produce este tipo de fractura, de forma oblicua, de gingival a oclusal y del conector al centro del pónico, independientemente del lugar de aplicación de la fuerza, ya sea en el centro del pónico como en la zona del conector, siendo por tanto esta la zona más débil de toda la estructura (Fig. 161)<sup>268-270, 272, 351, 352, 376, 377</sup>.

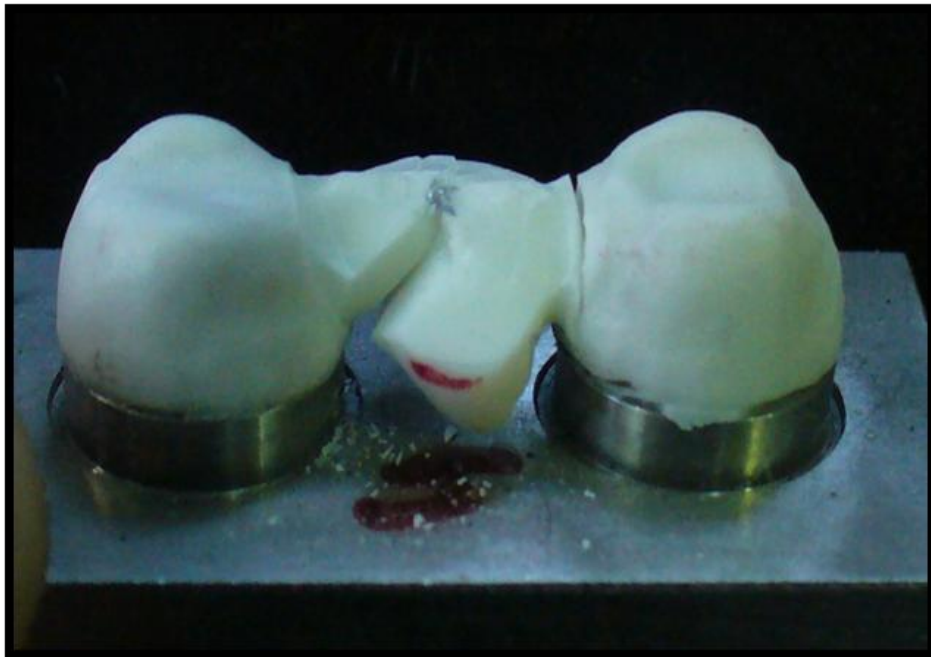


Fig. 161. Imagen de la fractura que se produjo en el núcleo de puente de la probeta nº5 del grupo Cercon®

En el presente estudio in vitro se observó que en la mayoría de las estructuras de óxido de circonio estudiadas (62,5%) la fractura se produjo reproduciendo el mismo patrón: desde el lado gingival del conector hasta el centro del pónico, coincidiendo con lo publicado en la literatura. (Fig. 162) <sup>265, 267, 272, 273</sup>. Taskonak y cols en 2006, publicó que dichas fracturas se originaron a nivel de la superficie oclusal <sup>266</sup>. Sin embargo en 2008 el mismo autor publicó que las fracturas se iniciaron desde la superficie gingival de los conectores <sup>267</sup>. Pluengsombut y cols en 2009 demostraron que la fractura se iniciaba a nivel gingival de la superficie del conector y se propagaba hacia el pónico <sup>378</sup>.

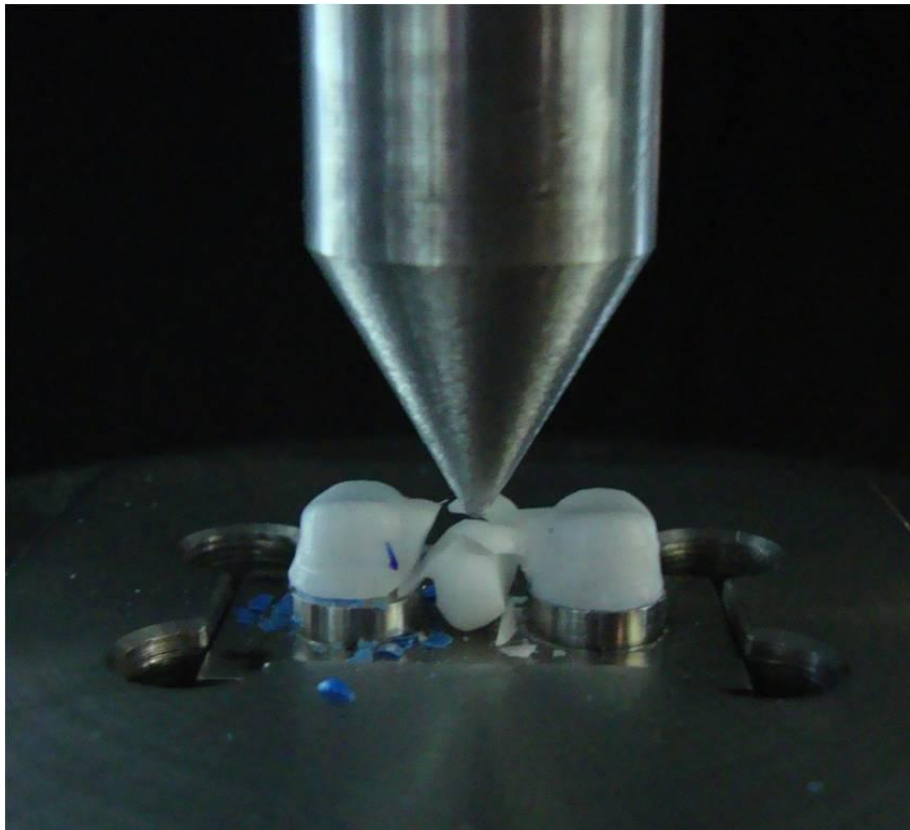


Fig. 162. Imagen que muestra la fractura de la probeta n°1 del grupo IPS e.max ZirCAD, al aplicar la carga

Los resultados del estudio realizado coinciden con lo publicado en la literatura, por lo que se puede afirmar que la zona del conector es la zona más débil de toda la estructura <sup>268-270, 272, 351, 352, 376, 377</sup>. En la figura 163 se puede observar el modo en el que se fracturaron la mayoría de las probetas estudiadas.



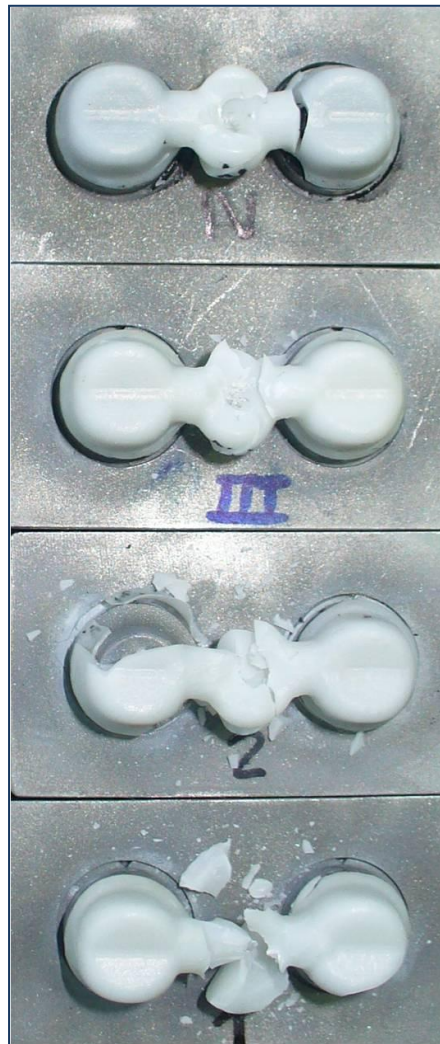


Fig. 163. Imágenes que muestran la fractura a nivel del conector y el pónico en el grupo de estructuras confeccionadas con InCeram<sup>®</sup> YZ (probetas nº1, nº2, nº3 y nº4)

Los estudios también demuestran que una reducción del tamaño de los conectores incrementa la tensión a ese nivel. Por lo que para la supervivencia de puentes en sectores posteriores es importante el diseño del conector<sup>261, 264, 265, 339, 379</sup>.

El radio del conector también debe considerarse, Bahat y cols en 2009, demostraron que aumentándolo de 0,6 a 0,9 mm la resistencia a la fractura en puentes de circonio con unos conectores de 3x3 mm, se incrementaba en un 20%<sup>380</sup>. Otros autores también han demostrado que con un radio mayor se reduce la concentración de fuerzas al recibir una carga, y por tanto se aumenta la resistencia a la fractura<sup>265, 379, 381</sup>.

Modificar las dimensiones del conector aumentándolo de tamaño, supone un aumento de la resistencia a la fractura<sup>242, 250, 271, 372, 382-384</sup>.

Clínicamente el diseño del conector debería determinarse considerando las propiedades del material, limitaciones anatómicas (altura protésica), consideraciones biológicas (espacio biológico) e higiénicas así como expectativas estéticas<sup>272, 339</sup>.

Por lo tanto, la dimensión de los conectores y el radio de curvatura a nivel gingival del conector deben tenerse en cuenta a la hora de diseñar los puentes de óxido de circonio.

Uno de los objetivos del estudio era valorar la resistencia a la fractura de los diferentes núcleos cerámicos de óxido de circonio. Los resultados, registrados en fuerza-kilogramo o kilopondio, muestran que las medias más bajas se dan en los núcleos confeccionados con los sistemas IPS e.max<sup>®</sup> (198,43±43,7) e InCeram<sup>®</sup> YZ (256,55±103,01 seguido por Lava<sup>™</sup> All Ceramic System (335,40±100,44). El grupo cerámico que obtuvo los mayores valores de resistencia fue el grupo de Cercon (414,95±91,32).

Sin embargo, el grupo que opuso la mayor resistencia a la fractura fue el grupo control de núcleos metálicos con valores de 866,50±24,47. (Fig. 164)

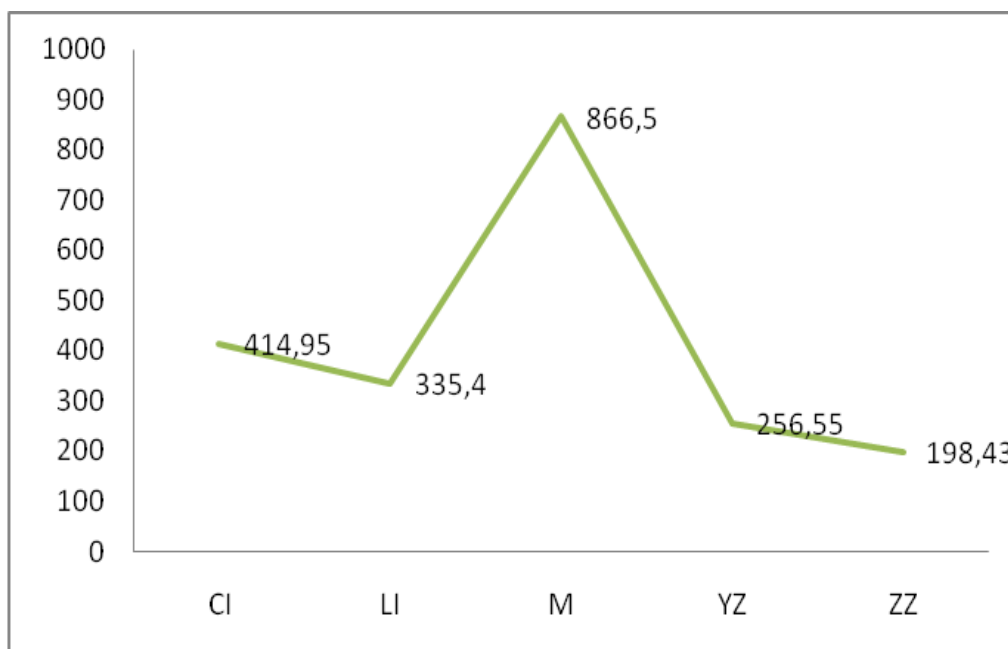


Fig. 164. Gráfica que muestra los valores de resistencia a la fractura de los distintos grupos en fuerza-kilogramo. CI= Cercon<sup>®</sup>; LI= Lava<sup>™</sup>; YZ = InCeram<sup>®</sup>YZ; ZZ= IPS e.max<sup>®</sup>ZirCAD; M = Metal.



Puesto que las condiciones del estudio fueron muy similares a las empleadas en el estudio realizado por Serrano en 2005, se podrían comparar los resultados obtenidos en cuanto a los valores de resistencia a la fractura de los puentes del sistema Cercon®. En la presente investigación los núcleos obtuvieron mayores valores de resistencia ( $414,95 \pm 91,32$ ) que los resultados publicados por Serrano tanto en puentes con el conector estándar ( $125,6 \pm 23,1$ ) como en puentes con el conector modificado ( $139,6 \pm 24,1$ ). (Fig. 165) En 15 de los 20 puentes estudiados por Serrano se fracturó antes la cerámica de recubrimiento que la cerámica del núcleo <sup>242</sup>.

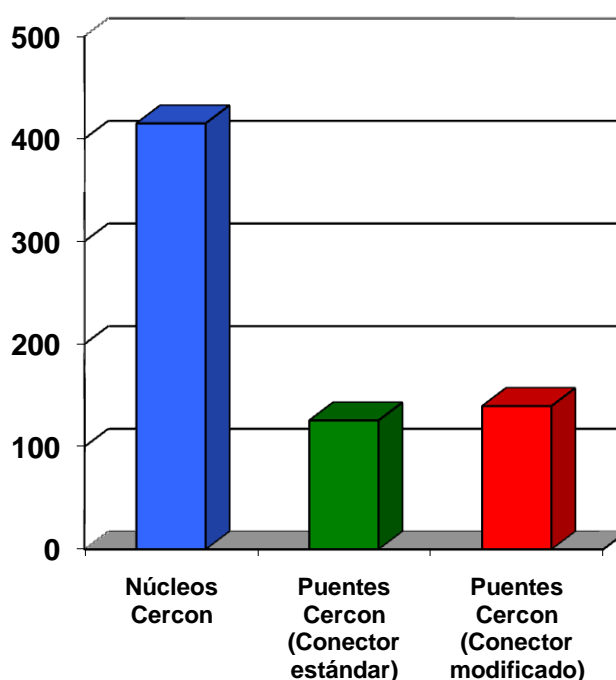


Fig. 165. Diagrama de barras con la distribución de los valores de resistencia a la flexión en FKg.

El hecho de que los núcleos obtuvieran valores de resistencia más elevados que los núcleos recubiertos por cerámica de revestimiento concuerda con lo publicado por otros autores <sup>233, 266, 268</sup>. Guazzato y cols en 2004 afirmaron que puede ser incluso aconsejable en el caso de las prótesis parciales fijas no cubrir el núcleo con cerámica de revestimiento, al menos en áreas donde las consideraciones estéticas no son decisivas <sup>233, 270</sup>.

Sin embargo, otros estudios afirman que la resistencia a la fractura es mayor en aquellas probetas en las que se ha unido el núcleo y la cerámica de revestimiento, a aquellos en los que la estructura está fabricada únicamente con la cerámica del núcleo <sup>121, 266, 268, 269, 385</sup>. Además la

cerámica de recubrimiento aporta otros beneficios como son mejorar la estética y equiparar el desgaste del antagonista como si se tratase de dentición natural <sup>112, 386</sup>.

Se debe resaltar que en el presente estudio todas las mediciones fueron expresadas en fuerza-kilogramo o kilopondio, que es la unidad de fuerza en el Sistema Técnico de Unidades. Debido a que muchos de los estudios expresan los resultados en Newton, se ha realizado la conversión para poder comparar los resultados. (Tabla 21)

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN	
MATERIAL	RESISTENCIA (N)
CI	4066,51 ± 895,02
LI	3286,92 ± 984,38
YZ	2514,19 ± 1009,51
ZZ	1944,61 ± 428,34
M	8491,7 ± 239,80
CI= Cercon®; LI= Lava™; YZ = InCeram®YZ; ZZ= IPS e.max®ZirCAD; M = Metal.	

Tabla 21. Valores de resistencia en Newton (N).

La media de resistencia a la flexión para las restauraciones cerámicas es de 2953 N, aunque se pueden observar valores significativamente mayores entre el grupo de núcleos Cercon® (4066,51±895,02) y los grupos InCeram®YZ e IPS e.max® ZirCAD.

Existen pocos estudios que hayan estudiado la resistencia a la fractura de puentes cerámicos a base de óxido de zirconio, por lo que se decidió incluir los resultados publicados en coronas. Los valores más altos los han obtenido los núcleos de cerámica Denzir confeccionados por el sistema CAD/CAM Decim recubiertos por cerámica de revestimiento, obteniendo valores entre 2226 y 4114 N, similares a los obtenidos en nuestra investigación para los núcleos cerámicos. Sin embargo el resto de sistemas estudiados en coronas han obtenido valores inferiores a los de la presente investigación. La tabla 22 muestra un resumen de lo publicado sobre resistencia a la fractura de diferentes sistemas cerámicos en coronas.

RESISTENCIA A LA FRACTURA DE CORONAS CERÁMICAS				
AUTOR	MATERIAL	Nº	CEMENTO	RESISTENCIA A LA FRACTURA (N)
Behrens et al <sup>387</sup> 2004	Lava™ (núcleo 0,3)	12	Vidrio-ionómero	913±106
	Lava™ (núcleo 0,5)	12	(Ketac Cem)	1333±107
Sundh & Sjögren <sup>278</sup> 2004	Denzir+ IPS Empress 2 (nucleo+ recubrimiento)	10	Fosfato de zinc (PhosphaCEM)	3486 ± 1067
	Denzir (núcleo 0,5mm)+ IPS Empress2 (recub)	10		2226 ± 553
	Denzir (núcleo)+ IPS Eris	10		4114 ± 321
	Denzir (núcleo 0,5mm)+ IPS Eris (recub)	10		2740 ± 272
	Empress 2	10		2346 ± 371
Okutan et al <sup>317</sup> 2006	Everest® HPC all-ceramic crowns	16	Vidrio-ionómero (Ketac Cem)	1622±433
		16	Resina Panavia®21EX	1957±806
Fischer et al <sup>385</sup> 2007	Lava Frame (núcleo) + IPS e.max (recubrimiento)	10	Vidrio-ionómero (Ketac Cem)	818,0±127,2
	Lava Frame (núcleo)+ Lava Ceram (recubrimiento)	10		852,3 ± 131,9
	Lava Frame (núcleo)+ VM 9 (Vita, recubrimiento)	10		935,2±186,3
Rosentritt et al <sup>356</sup> 2009	Lava frame (núcleo) + Lava	8	Fosfato de Zn	1200*
	Ceram (recubrimiento)	8	(Harvard)	1400*
	Cercon	8	Fosfato de Zn (Harvard)	1600*
		8	Resina (Variolink)	2400*

\*Información sobre la desviación estándar, no disponible

Tabla 22. Resistencia a la fractura de diferentes sistemas cerámicos en coronas.

Se puede observar que de los pocos estudios publicados, la mayoría de los estudios se han realizado con el sistema Lava™ All Ceramic System. Rosentritt y cols en 2001 publicaron una mediana de 992 N para puentes del sistema Lava™ en sectores posteriores tras carga cíclica, el percentil 75% llegaba a soportar fuerzas de 1596 N<sup>388</sup>. Este mismo autor en 2003 publicó valores de resistencia a la fractura entre 1000 y 2000 N<sup>123</sup>. Posteriormente publicaron otro estudio evaluando la fractura en coronas empleando diferentes tipos de cerámicas y obtuvieron valores de resistencia a la fractura entre 1111 N y 2295 N<sup>356</sup>. Otros autores en la IADR de 2001, presentaron trabajos en los que obtuvieron valores de resistencia a la fractura de puentes de tres unidades de Lava™ no sometidos a carga cíclica de 1816 N<sup>389, 390</sup>. Stiesch-Scholz y cols en 2005<sup>391</sup> encontraron diferencias significativas entre Lava™ (1250 N) y Empress 2 (400 N) y comprobaron como la carga cíclica producía una reducción en la resistencia a la fractura en puentes de 4 unidades para ambos materiales. Ludwig y cols. en 2001 obtuvieron diferencias significativas con puentes Empress 2, ya que mientras estos se fracturaban por completo a 729±59 N, los puentes de Lava sufrían la fractura de la cerámica de revestimiento a 848±68 N<sup>392</sup>. Silva y cols. en 2011 analizando coronas de Lava obtuvieron valores de 1134±182 N considerando el fracaso al fracturarse la cerámica de revestimiento, no llegaron a fracturarse los núcleos<sup>393</sup>. Todos los estudios revisados han publicado valores más bajos que los obtenidos en la presente investigación (3286,92 ± 984,38), quizás pueda deberse a que muchos de ellos consideraban la fractura al romperse la cerámica de revestimiento, y es probable que la fuerza necesaria para fracturar los núcleos sea mayor.

Sundh y cols en 2005 realizaron un estudio en puentes de tres unidades con núcleos de cerámica presinterizada, Denzir, con un grosor de cofia de 0,5 mm, y unos conectores de 3x3 mm<sup>2</sup>, dimensiones iguales a las empleadas en la presente investigación. Los núcleos que no recibieron ningún tratamiento térmico y que únicamente fueron sometidos a carga estática obtuvieron valores de resistencia a la fractura de 3480±139 N, similares a la media de las restauraciones cerámicas obtenida en este estudio (2953 N). No encontraron diferencias significativas con los núcleos sometidos a carga dinámica en agua (3291±444). Por lo que la carga dinámica parece no afectar a la resistencia del material estudiado. Sin embargo el tratamiento térmico y el recubrimiento con cerámica sí que afectaron a las propiedades mecánicas, mostrando una menor resistencia a la fractura de forma significativa respecto a los núcleos que no recibieron ningún tratamiento tras su procesado<sup>268</sup>. Entre las explicaciones posibles se plantearon dos opciones, que se deba a una compresión en la superficie como un efecto del proceso de mecanizado<sup>70</sup> y que los tratamientos térmicos posteriores o el

recubrimiento cerámico libere estas tensiones; o bien que durante el tratamiento térmico se produzca una transformación de la fase metaestable tetragonal en monoclinica o una alteración del tamaño del grano<sup>69</sup>. Esto podría explicar las diferencias obtenidas entre núcleos Cercon® de la presente investigación y los puentes de Cercon® del estudio de Serrano que obtuvieron una resistencia tres veces menor.

En cuanto a los núcleos de InCeram®YZ, en la presente investigación obtuvieron una resistencia a la fractura de 2514,19±1009,51 N, valores superiores obtenidos a los publicados por Sundh y col en 2006 quienes obtuvieron valores máximos de 1025N, con una mediana de 1625N. En esa investigación los núcleos de Denzir obtuvieron valores de resistencia significativamente más altos que los núcleos de InCeram®YZ<sup>376</sup>.

En el presente estudio in vitro las estructuras de puentes de los cuatro sistemas cerámicos estudiados (Cercon®, Lava™, InCeram® YZ, IPS e.max® ZirCAD) obtuvieron valores de resistencia a la fractura por encima de la media de las fuerzas masticatorias máximas (1000N) Por lo que se podría afirmar que estos sistemas serían capaces de soportar las fuerzas máximas de masticación. Sin embargo son precisos estudios clínicos a largo plazo para poder corroborar este aspecto.

Sería conveniente pues confirmar los resultados obtenidos en la presente investigación con una investigación clínica. La valoración clínica es el criterio más importante a la hora de elegir un biomaterial. Se sabe que en la práctica real interactúan una serie de variables, como son las características periodontales, presencia de hábitos parafuncionales, nivel de higiene, etc. prácticamente impredecibles en los estudios in vitro, y que sin embargo son absolutamente primordiales en la vida de las restauraciones.

Finalmente y a la vista de los resultados obtenidos en el presente estudio y los obtenidos en las diferentes investigaciones, se deberían realizar estudios comparativos entre los núcleos y las estructuras con la cerámica de recubrimiento, para poder observar la influencia de esta última tanto en el sellado marginal, como en la resistencia a la fractura de las restauraciones de óxido de circonio.

La tabla 23 muestra un resumen de lo publicado sobre resistencia de diferentes sistemas cerámicos en puentes.

AUTOR Y AÑO	MATERIAL				Nº RESISTENCIA A LA FRACTURA (media±SD) (N)		
	SISTEMA	TIPO DE RESTAURACIÓN	EXTENSIÓN	CEMENTO		NO SOMETIDOS A CARGA DINÁMICA	SOMETIDOS A TTO. TÉRMICO /CARGA CÍCLICA
<b>Tinschert et al.</b> <sup>394</sup> <b>2000</b>	InCeram Zirconia	Puente <sup>a</sup>	3	Fosfato de zinc		1692 ± 262	
	DC-Zircon		3			2289 ± 223	
	IPS Empress 2 <sup>§</sup>		3			1332 ± 131	
<b>Rosentritt et al.</b> <sup>388</sup> <b>2001</b>	Lava <sup>TM</sup>	Puente <sup>a</sup>	3	Resina	8		992 <sup>b</sup>
	IPS Empress 2 <sup>§</sup>		3		8		387 <sup>b</sup>
<b>Ludwig et al.</b> <sup>392</sup> <b>2001</b>	Lava <sup>TM</sup>	Puente <sup>a</sup>	3	ProTec CEM <sup>§</sup>	6	848±68 <sup>c</sup>	
	IPS Empress 2 <sup>§</sup>		3		6	729±59 <sup>d</sup>	
<b>Rountree et al.</b> <sup>389</sup> <b>2001</b>	Lava <sup>TM</sup>	Puente <sup>a</sup>	3	C.V.I. (KetacCem)	8	1816,9±234,0	
	Lava <sup>TM</sup>		3		8		1457,6±407,3
	Lava <sup>TM</sup>		4		8	930,3±212,5	
	Lava <sup>TM</sup>		4		8		978,5±245,2
<b>Suttor et al.</b> <sup>390</sup> <b>2001</b>	Lava <sup>TM</sup>	Puente <sup>a</sup>	3	C.V.I. (KetacCem)	8	1816±288	
	Lava <sup>TM</sup>		3		8		1457±265
<b>Nakamura et al.</b> <sup>395</sup> <b>2002</b>	Dicor	Puente <sup>a</sup>	3	Cemento de resina (Variolink2 <sup>§</sup> )	5	490	
	Empress <sup>§</sup>		3		5	607	
	Empress 2 <sup>§</sup>		3		5	1424	
<b>Chitmongkolsuk et al.</b> <sup>396</sup> <b>2002</b>	Ceramometálica	Puente <sup>a</sup>	3	Cemento de resina		3500	
			3				2800
	Empress 2 <sup>§</sup>		3			1300	
			3				923,8
<b>Stiesch-Scholz et al.</b> <sup>391</sup> <b>2005</b>	Lava <sup>TM</sup>	Puente <sup>a</sup>	4	*		1250	950
	Empress 2		4	*		400	325

AUTOR Y AÑO	MATERIAL			Nº	RESISTENCIA A LA FRACTURA (media±SD) (N)		
	SISTEMA	TIPO DE RESTAURACIÓN	EXTENSIÓN		CEMENTO	NO SOMETIDOS A CARGA DINÁMICA	SOMETIDOS A TTO. TÉRMICO /CARGA CÍCLICA
<b>Sundh et al.</b> <sup>268</sup> <b>2005</b>	Denzir	Núcleo	3	Fosfato de zinc (PhosphaCEM <sup>§</sup> )	5	3480 ± 139	
	Denzir	Núcleo	3		5		3291 ± 444
	Denzir	Núcleo <sup>e</sup>	3		5		2251±120
	Denzir	Núcleo <sup>f</sup>	3		5		1611±463
	Denzir	Puente <sup>g</sup>	3		5		2237 ± 363
	Denzir	Puente <sup>h</sup>	3		5		1973 ± 175
<b>Serrano</b> <sup>242</sup> <b>2005</b>	Cercon®	Puente <sup>i</sup>	3	*	10	1230,88 ± 226,38	
	Cercon®	Puente <sup>j</sup>	3		10	1368,08 ±236,18	
<b>Sundh et al.</b> <sup>376</sup> <b>2006</b>	Denzir	Núcleo	3	Fosfato de zinc (PhosphaCEM <sup>§</sup> )	5		1625 <sup>b</sup>
	Denzir	Núcleo <sup>f</sup>	3		5		1275 <sup>b</sup>
		Puente <sup>h</sup>	3		5		1450 <sup>b</sup>
	Vita YZ	Núcleo	3		5		925 <sup>b</sup>
	Vita YZ	Núcleo <sup>k</sup>	3		5		1100 <sup>b</sup>
	Vita YZ	Puente <sup>l</sup>	3		5		1925 <sup>b</sup>
<b>Larsson et al.</b> <sup>271</sup> <b>2007</b>	Procera®Zirconia	Núcleo <sup>m</sup>	4	Panavia F2.0 <sup>†</sup>	8		428±28
		Núcleo <sup>n</sup>	4		8		602±79
		Núcleo <sup>o</sup>	4		8		897±113
<b>Tsalouchou</b> <b>2008</b>	Zirconia Everest®	Puente <sup>p</sup>		Fosfato de zinc			2135,6±330,1
	Zirconia Everest®	Puente <sup>q</sup>					2189,9±317,6

<sup>a</sup> Núcleo + cerámica de recubrimiento

<sup>b</sup> Dato de la mediana

<sup>c</sup> Fractura de la cerámica de revestimiento

<sup>d</sup> Fractura completa

<sup>e</sup> Denzir (núcleo) + cocciones iguales que para Eris

- <sup>f</sup> Denzir (núcleo) + coccciones iguales que para Vita D
- <sup>g</sup> Denzir (núcleo) + Eris (cerámica de vidrio de recubrimiento)
- <sup>h</sup> Denzir (núcleo) + Vita D (feldespática, recubrimiento)
- <sup>i</sup> Cercon: con conector estándar(núcleo) + Ceram S (recubrimiento)
- <sup>j</sup> Cercon: con conector modificado(núcleo) + Ceram S (recubrimiento)
- <sup>k</sup> Vita YZ (núcleo)+ coccciones iguales que para Vita D
- <sup>l</sup> Vita YZ (núcleo) + Vita D (recubrimiento)
- <sup>m</sup> Conectores 3 mm
- <sup>n</sup> Conectores 3,5 mm
- <sup>o</sup> Conectores 4 mm
- <sup>p</sup> Zirconia Everest® (núcleo)+IPS e.max®ZirPress (recubrimiento)
- <sup>q</sup> Zirconia Everest® (núcleo)+IPS e.max®Ceram (recubrimiento)
- \* Dato no disponible
- <sup>s</sup> Vivadent/Ivoclar
- <sup>t</sup> Kuralay Medical Inc





# CONCLUSIONES

---

Teniendo en cuenta las limitaciones de este estudio in vitro, se pueden extraer de sus resultados las siguientes conclusiones:

1. Todos los sistemas de procesado por tecnología CAD/CAM estudiados tienen capacidad para elaborar restauraciones con una adecuada adaptación marginal, dentro de los límites aceptados clínicamente.
2. El sistema Lava® demostró el mejor comportamiento en relación al sellado marginal, seguido del sistema In-Ceram YZ.
3. Todos los sistemas cerámicos analizados, con excepción del grupo Cercon, obtuvieron valores de discrepancia marginal inferiores al grupo control.
4. El cementado incrementó la discrepancia marginal en todos los casos, aunque solo se demostró significación para los sistemas In-Ceram YZ e IPS e.max ZirCAD.
5. No se observaron diferencias en la discrepancia marginal pre y postcementado entre ambos pilares.
6. No se observaron diferencias en la discrepancia marginal pre y postcementado entre las caras vestibular y lingual.
7. Todos los sistemas estudiados tienen una resistencia superior a los 1000 N necesarios para ser utilizados clínicamente con seguridad.
8. Los núcleos del sistema Cercon® fueron los que presentaron una mayor resistencia a la fractura.
9. Son necesarios estudios clínicos a largo plazo para confirmar la bondad los sistemas estudiados.

# BIBLIOGRAFÍA

---

1. Vega JM. Materiales en odontología: fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicodinámicos. Madrid: Avances Médico Dentales; 1996.
2. Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico. Quintessence (ed esp) 1998;11(8):515-19.
3. Vega JM. Porcelanas y cerámicas actuales. RCOE 1999;4(1):41-54.
4. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. JADA 1997;128:297-307.
5. Fons-Font A, Solá-Ruiz MF, Martínez-González A, Casas-Terrón J. Clasificación actual de las cerámicas dentales. RCOE 2001;6(6):645-56.
6. Tinschert J, Natt G, Spiekermann H. Determinaciones actuales de las cerámicas dentales. Labor dental 2001;2(6):196-211.
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. Shillingburg H. Fundamentos esenciales en prótesis fija: Ed. Quintessence; 2000.
11. Salido MP, Serrano B, Suárez MJ, Sánchez A, Pradíes G. Sistema Procera AllCeram: Una solución estética y funcional para restauraciones fijas múltiples. Revista Internacional de Prótesis Estomatológica 2002;4:136-43.
12. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 2001;85(1):61-6.
13. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. J Prosthet Dent 2002;88(1):4-9.
14. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. J Prosthet Dent 2002;88(1):10-5.
15. Cornell DF, Kois JC, Rifkin LR. Advances in ceramic restorations. Interview by Mark J. Friedman. Compend Contin Educ Dent 2002;23(5):450-2, 54, 56 passim.
16. Vega Del Barrio JM. Uniones ceramo-metálicas y ceramo-cerámicas: perspectivas futuras. Gaceta Dental 2004:149.

17. Riley EJ, Sozio RB, Shklar G, Krech K. Shrink-free ceramic crown versus ceramometal: a comparative study in dogs. *J Prosthet Dent* 1983;49(6):766-71.
18. Sozio RB, Riley EJ. The shrink-free ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1983;49(2):182-7.
19. Ödman P, Andersson B. Seguimiento de coronas AllCeram de proceras, durante 5-10,5 años: estudio clínico prospectivo. *Rev Int Prót Estomatológica* 2002;4(4):268-73.
20. White SN, Caputo AA, Vidjak FM, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater* 1994;10(1):52-8.
21. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. *J Prosthet Dent* 1999;81(1):23-32.
22. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. *J Prosthet Dent* 1999;81(6):662-7.
23. Hobo S, Iwata T. [Castable apatite ceramics--development and clinical application--1]. *Shikai Tenbo* 1985;66(4):817-24.
24. Hobo S, Iwata T. [Castable apatite ceramics--development and clinical application--2]. *Shikai Tenbo* 1985;66(5):1059-70.
25. Hobo S, Iwata T. [Castable apatite ceramics--its development and clinical application--3]. *Shikai Tenbo* 1985;66(6):1287-96.
26. Hobo S. [Development of apatite ceramics for dental casting]. *DE J Dent Eng* 1985(74):14-7.
27. Probst L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *J Oral Rehabil* 1996;23(3):147-51.
28. Rizkalla AS, Jones DW. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dent Mater* 2004;20(2):207-12.
29. McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent* 2000;83(2):216-22.
30. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004;20(5):441-8.
31. Sorensen JA, Fanuscu MI, Choi C. Status of clinical trial on Empress crowns (Abstract). *J Dent Res* 1995;74:159.

32. Suárez MJ, Pradíes G, Serrano B, Lozano J. In-Ceram Zirconia: alternativa estética en puentes posteriores. *Rev Int Prótesis Estomatol* 2000;2(5):407-12
33. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 1993;51(1):59-64.
34. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 1998;80(4):450-6.
35. Segal BS. Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):544-50.
36. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 2000;84(4):419-24.
37. Suárez MJ, González de Villaumbrosia P, Pradíes G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003;16:229-32.
38. Fons A, Solá M, Granel M, Oteiza B. Cofias internas para jackets diseñadas y maquinadas por ordenador: Sistema All-Ceram. *Rev Int Prót Est* 1999;1:74-80.
39. Andersson M, Razzoog M, Odén A, Hegenbarth E, Land B. Procera: una nueva fórmula para las coronas de cerámica total. *Quintessence (ed Esp)* 1999;12:567-79.
40. Walter MH, Wolf BH, Wolf AE, Boening KW. Six-year clinical performance of all-ceramic crowns with alumina cores. *Int J Prosthodont* 2006;19(2):162-3.
41. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 2003;82(3):238-42.
42. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater* 2005;21(5):454-63.
43. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20(5):449-56.
44. Suárez MJ, Lozano JF, Salido MP, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17(1):35-8.
45. Gascón F, Torrella F, Fons A. Clasificación de las actuales cerámicas dentales utilizadas en prótesis estomatológicas fijas: un estudio preliminar. *Acta Estomatológica Valenciana* 1986;2:113-20.

46. 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.
47. López Soto E, Díaz-Romeral P, Orejas J. Aplicaciones clínicas de las nuevas tecnologías en restauraciones totalmente cerámicas (I). Gaceta Dental 2008;191:183-92.
48. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. J Prosthet Dent 1995;74(2):145-50.
49. Burke FJ. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns constructed in a leucite-reinforced ceramic. Dent Mater 1999;15(5):359-62.
50. Lehner C, Studer S, Brodbeck U, Scharer P. Short-term results of IPS-Empress full-porcelain crowns. J Prosthodont 1997;6(1):20-30.
51. Solá MF, Labaig C, Suárez MJ. Cerámica para puentes de tres unidades sin estructura metálica: sistema IPS-Empress 2. Revista Internacional de Prótesis Estomatológica 1999;1:41-47.
52. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. Int J Prosthodont 2000;13(6):468-72.
53. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J 1965;119(6):251-67.
54. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. Int J Prosthodont 1998;11(2):183-9.
55. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. J Prosthet Dent 2004;91(4):349-55.
56. Fischer H, Schafer M, Marx R. Effect of surface roughness on flexural strength of veneer ceramics. J Dent Res 2003;82(12):972-5.
57. Anglada JM, Salsench J, Nogueras J, Samsó J. Análisis de la composición de algunas cerámicas dentales. Archivos de Odontoestomatol 1992;8(5):221-24.
58. Salido MP. Estudio comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas [Madrid: UCM; 1999].
59. Suárez MJ, L Lozano JF, De las Casas F. Restauraciones cerámicas con el sistema In-Ceram. Gaceta Dental 1998;93:74-80.
60. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. Int J Prosthodont 1997;10(5):459-66.
61. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. Int J Prosthodont 1996;9(5):434-9.



62. Brunton PA, Smith P, McCord JF, Wilson NH. Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem? *Br Dent J* 1999;186(9):430-4.
63. Martínez Rus F, Suárez García MJ, Serrano Madrigal B, Pradés Ramiro GJ, Salido Rodríguez-Manzaneque MP. Evaluación clínica de puentes Procera®AllCeram. Resultados a 2 años. *Rev Int Prót Estomatológica* 2005;7(1):38-43.
64. Pradés G. Estético, biocompatible, resistente ¿es la zirconia el material “ideal” para nuestras prótesis sobre implantes? . *Profesión Dental* 2009;12(3):42-46.
65. Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. *Int J Comput Dent* 2004;7(1):67-76.
66. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA--the system for all-ceramic ZrO<sub>2</sub> crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001;4(3):195-206.
67. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703-04
68. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008;24(3):289-98.
69. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1-25.
70. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;15(6):426-33.
71. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18(8):590-5.
72. Luthardt RG, Holzhueter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002;81(7):487-91.
73. 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.
74. Forrest S, Maragos S. All-ceramic systems: case presentation and discussion. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26(1):32, 34, 38.
75. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26(7):507-8, 10, 12 passim; quiz 17, 27.
76. Kugel G, Perry RD, Aboushala A. Restoring anterior maxillary dentition using alumina- and zirconia-based CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2003;24(8):569-72, 74, 76 passim; quiz 80.
77. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):557-62.

78. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;86(5):520-5.
79. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005;33(1):9-18.
80. Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res* 1994;73(12):1824-32.
81. Gonzalo E. Estudio experimental del sellado marginal en puentes posteriores de óxido de circonio [Madrid: Facultad de Odontología. Universidad Complutense de Madrid; 2007].
82. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont* 1992;5(1):9-16.
83. Mackert JR, Jr., Russell CM. Leucite crystallization during processing of a heat-pressed dental ceramic. *Int J Prosthodont* 1996;9(3):261-5.
84. Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater* 2000;16(6):389-95.
85. Duke ES. Taking the mystery out of CAD/CAM in dental practice. *Compend Contin Educ Dent* 2004;25(2):140-3.
86. Cadafalch J. Caracterización microestructural y mecánica de materiales en base a cerámica elaborados por tecnología CAD/CAM para su utilización en prótesis odontológica. [Barcelona: Universidad de Barcelona 2003].
87. Grajower R, Lewinstein I. Effect of manipulative variables on the accuracy of crown wax patterns. *J Prosthet Dent* 1985;53(2):168-72.
88. Zelster C, Lewinsteins I, Grajower R. Fit of crowns wax patterns after removal from the die. *J Prosthe Dent* 1985;53(3):344-6.
89. Ito M, Yamagishi T, Oshida Y, Munoz CA. Effect of selected physical properties of waxes on investments and casting shrinkage. *J Prosthet Dent* 1996;75(2):211-6.
90. Ito M, Kuroiwa A, Nagasawa S, Yoshida T, Yamagishi T, Oshida Y. Effect of wax meeting range and investment liquid concentration on the accuracy of a three-quarter crown casting. *J Prosthet Dent* 2002;87(1):57-61.
91. Zel JM. Comparación entre los sistemas CAD/CAM actuales. *Quintessence técnica* (ed. esp.) 1999;10(7):392-403.
92. Milan FM, Consani S, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MA, Sousa-Neto MD, Knowles JC. Influence of casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns. *Braz Dent J* 2004;15(2):127-32.

93. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137(9):1289-96.
94. Van der Zel J. Comparación entre los sistemas CAD/CAM actuales. *Quintessence técnica (ed esp)* 1999;10(7):392-403.
95. Hembree JH, Jr. Comparisons of fit of CAD-CAM restorations using three imaging surfaces. *Quintessence Int* 1995;26(2):145-7.
96. Sjogren G, Molin M, van Dijken JW. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont* 2004;17(2):241-6.
97. Reich SM, Wichmann M, Rinne H, Shortall A. Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM-generated restorations after three years: a pilot study. *J Am Dent Assoc* 2004;135(5):605-12.
98. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23(10):911-6, 18, 20 passim; quiz 24.
99. Fasbinder DJ. CAD/CAM ceramic restorations in the operatory and laboratory. *Compend Contin Educ Dent* 2003;24(8):595-8, 600-4; quiz 05.
100. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137 Suppl:22S-31S.
101. Fasbinder DJ. The CEREC system: 25 years of chairside CAD/CAM dentistry. *J Am Dent Assoc* 2010;141 Suppl 2:3S-4S.
102. Winterholler C. Advanced techniques for full-mouth reconstruction. *Compend Contin Educ Dent* 2004;25(2):144, 46, 48-50.
103. Fritzsche G. Correlation and function in Cerec 3D--what is new? *Int J Comput Dent* 2003;6(1):83-8.
104. Schneider W. Cerec 3D--a new dimension in treatment. *Int J Comput Dent* 2003;6(1):57-66.
105. Jedynekiewicz NM, Martin N. CEREC: science, research, and clinical application. *Compend Contin Educ Dent* 2001;22(6 Suppl):7-13.
106. Morin M. CEREC: the power of technology. *Compend Contin Educ Dent* 2001;22(6 Suppl):27-9.
107. Prevost AP, Bouchard Y. Cerec: correlation, an accurate and practical method for occlusal reconstruction. *Int J Comput Dent* 2001;4(3):185-93.

108. Kurbad A. Cerec goes inLab--the metamorphosis of the system. *Int J Comput Dent* 2001;4(2):125-43.
109. Neumann P. CAD/CAM--ceramics an overview for the Cerec practitioner. *Int J Comput Dent* 1999;2(1):45-57.
110. Haak R, Seemann R. La clínica odontológica en la era digital: novedades en la IDS de 1995. *Quintessence (ed. Esp)* 1996;9(5):332-38.
111. Hornbrook D. Tecnología CAD/CAM en su consulta. *Dent Pract Report (ed. esp.)* 2006 1(1):37-43.
112. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137 Suppl:14S-21S.
113. Sánchez Jorge MI. Influencia del diseño de la preparación protésica y del método de escaneado en el ajuste marginal de estructuras cerámicas para prótesis fija. [Madrid: U.C.M.; 2007.
114. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23(7):637-41, 44, 46 passim; quiz 54.
115. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 2002;33(6):415-26.
116. Carollo JA. All-ceramic, three-unit bridges: an esthetic choice. *Compend Contin Educ Dent* 2003;24(3):218, 21-3, 25-9.
117. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. The Procera AllCeram system. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000;20(2):151-61.
118. Radz GM. A new CAD/CAM esthetic crown system. *Compend Contin Educ Dent* 1998;19(6):560-2, 64-6.
119. Russell M, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog M, Lang B. Nuevo método asistido por ordenador para la fabricación de coronas y prótesis parciales fijas. *Quintessence (ed esp.)* 1996;9(8):484-90.
120. Suárez MJ. Evaluación del sellado marginal de coronas de titanio colado y mecanizado con dos líneas de terminación [Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2003.
121. Snyder MD, Sierraalta M, Razzoog ME. Load of fractures of veneered zirconia material. [abstr 451]. *J Dent Res* 2003;82(Spec Iss B):194.
122. Tambra TR, Razzoog ME, Lang BR, Wang RF, Lang BE. Wear of enamel opposing YPSZ zirconia core material with two surface finishes. [abstr 915]. *J Dent Res* 2003;82(Spec Iss B).

123. Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. *J Oral Rehabil* 2003;30(9):873-7.
124. Cehreli MC, Kokat AM, Akca K. CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. *J Appl Oral Sci* 2009;17(1):49-55.
125. Luthy H FF, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler L, Hammerle CH. Strength and reliability of 4-unit all-ceramic bridges [abstr 0722]. *J Dent Res* 2003;82(Spec Iss B):102.
126. Groger G, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Ceramic veneering of Au alloy and CAM zirconia ceramic. *J Dent Res* 2003;82(Spec Iss B):194.
127. Sailer L LH, Feher A, Schumacher M, Scharer P, Hammerle CH. 3-year clinical results of zirconia posterior fixed partial dentures made by direct ceramic machining (DCM) [abstr 0074]. *J Dent Res* 2003;82 (Spec Iss B):21.
128. Bünemann. Clever and smart. *Labor dental técnica* 2001;4(10).
129. Aragonese MI. Circonio. Nuevos sistemas de confección estéticos y biocompatibles en cerámica dental (sin metal). *Gaceta Dental* 2006;146:70-84.
130. Sierraalta M, Odén A, Razzoog ME. Material Strength of zirconia produced with two methods. [abstr 450]. *J Dent Res* 2003;82(Spec Iss B).
131. De las Casas F. Prótesis fija circonio mecanizado-cerámica. *Gaceta Dental* 2004;151.
132. Trushkowsky RD. Ceramic inlay fabrication with three-dimensional copy milling technology--Celay. *Compend Contin Educ Dent* 1998;19(11):1077-80, 82-4 passim; quiz 86.
133. Siervo S, Bandettini B, Siervo P, Falleni A, Siervo R. The CELAY system: a comparison of the fit of direct and indirect fabrication techniques. *Int J Prosthodont* 1994;7(5):434-39.
134. Eidenbenz S, Lehner CR, Scharer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont* 1994;7(2):134-42.
135. Beschnidt 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.
136. Gascón F, Gil JA, Fons A, Badal R. Análisis experimental de dos líneas de terminación en restauraciones ceramometálicas. *Av. Odontoestomatol* 1990;6:525-30.
137. Sola MF, Labaig C, Martínez A, Máñes J. Estudio comparativo "in vitro" del ajuste marginal de restauraciones ceramometálicas y completas de cerámica. *Soprodent* 1993;9:67-70.

138. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 1991;65(3):357-64.
139. Bader JD, Rozier RG, McFall WTJ, Ramsey DL. Effect of crown margins on periodontal conditions in regularly attending patients. *J Prosthet Dent* 1991;65(1):75-9.
140. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent* 1990;64(6):636-42.
141. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont* 2004;17(6):680-5.
142. De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L, De Boever J. An 18-year retrospective survival study of full crowns with or without posts. *Int J Prosthodont* 2006;19(2):136-42.
143. Bruni A. La precisión en el cierre marginal. *Labor Dental* 1999;4:276-87.
144. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62(4):405-8.
145. Suárez MJ, Pradíes GJ, P SM, Lopez Lozano JF. Estudio comparativo in vitro sobre el ajuste marginal con diferentes cementos. *Rev Int Prot Est* 2002;4(3):217-21.
146. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont* 2004;17(1):59-64.
147. 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.
148. Goldman M, Laosonthorn P, White RR. Microleakage--full crowns and the dental pulp. *J Endod* 1992;18(10):473-5.
149. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials* 1996;17(19):1891-5.
150. Valderhaug J, Birkeland JM. Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses. Pocket depth and loss of attachment. *J Oral Rehabil* 1976;3(3):237-43.
151. Silness J. Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. *J Periodontal Res* 1970;5(1):60-8.
152. Silness J. Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. 3. The relationship between the location of the crown margin and the periodontal condition. *J Periodontal Res* 1970;5(3):225-9.

153. Silness J. Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. 2. The influence of full and partial crowns on plaque accumulation, development of gingivitis and pocket formation. *J Periodontal Res* 1970;5(3):219-24.
154. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent* 2004;92(3):250-7.
155. Belser UC, MacEntee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent* 1985;53(1):24-9.
156. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005;93(6):551-8.
157. Martínez A, Solá MF, Selva E, Fons A. Análisis experimental in vitro del ajuste marginal en restauraciones estéticas. *Avances en Odontoestomatología* 1995;11:369-72.
158. Gardner FM. Margins of complete crowns--literature review. *J Prosthet Dent* 1982;48(4):396-400.
159. Lombardía T, Alvarez A, Casado JR, Rodríguez MA, Villa MA. Valoración de la discrepancia marginal en coronas de recubrimiento total. *Archivos de Odontoestomatol* 1990;6(8):15-24.
160. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival crown margin configurations: a review and discussion. Part I: Terminology and widths. *J Prosthet Dent* 1990;64(5):548-52.
161. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent* 1966;16(2):297-305.
162. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater* 1985;1(5):197-9.
163. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 1993;51(3):129-34.
164. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998;80(4):394-404.
165. Council adopts American Dental Association Specification No.8 (dental zinc phosphate cement) and 11 (agar impression material). *JADA* 1967;74:1565-73.
166. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001;26(4):367-74.
167. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131(3):107-11.

168. Salido MP, Suárez MJ, Pradíes G, Caruana G. Análisis comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas. *Rev Int Prot Est* 2000;2(3):225-32.
169. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10(5):478-84.
170. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2003;90(5):459-64.
171. Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. *Int J Prosthodont* 2004;17(5):577-80.
172. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 2005;113(2):174-9.
173. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990;64(1):18-24.
174. 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.
175. 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.
176. Hayashi M, Wilson NH, Ebisu S, Watts DC. Influence of explorer tip diameter in identifying restoration margin discrepancies. *J Dent* 2005;33(8):669-74.
177. Kelly JR, Davis SH, Campbell SD. Nondestructive, three-dimensional internal fit mapping of fixed prostheses. *J Prosthet Dent* 1989;61(3):368-73.
178. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent* 1997;22(4):173-85.
179. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):575-84.
180. Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosthodont* 2004;17(2):218-23.
181. 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.



182. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc* 1989;3(1):147-58; discussion 58-9.
183. Chan C, Haraszthy G, Geis-Gerstorfer J, Weber H, Huettemann H. Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns. *Quintessence Int* 1989;20(3):189-93.
184. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Prótesis fija. Procedimientos clínicos y de laboratorio. Barcelona: Ed Salvat SA; 1991.
185. Fernández Bodereau E, Naldini P. Diseños de márgenes cervicales coronarios. Cómo y cuándo. *Quintessence (ed esp)* 2002;15(8):493-501.
186. Shillingburg HT, Jr., Hobo S, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 1973;29(3):276-84.
187. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent* 1981;45(2):138-45.
188. Wang CJ, Millstein PL, Nathanson D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):786-90.
189. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1994;72(6):585-90.
190. Massironi D, Ferraris F. Preparación protésica con la técnica del chámfer modificado y la utilización de instrumental no rotatorio sónico. *Gaceta Dental* 2005;164.
191. Becker CM, Kaldahl WB. Current theories of crown contour, margin placement, and pontic design. *J Prosthet Dent* 1981;45(3):268-77.
192. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent* 2001;85(4):363-76.
193. Ramfjord SP. Periodontal aspects of restorative dentistry. *J Oral Rehabil* 1974;1(2):107-26.
194. Strating H, Pameijer CH, Gildenhuys RR. Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations. Part I. *J Prosthet Dent* 1981;46(1):59-65.
195. Van Rensburg F, Strating H. Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations: Part II. *J Prosthet Dent* 1984;52(2):210-4.
196. Dederich DN, Svare CW, Peterson LC, Turner KA. The effect of repeated firings on the margins of nonprecious ceramometals. *J Prosthet Dent* 1984;51(5):628-30.

197. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent* 1995;73(1):49-54.
198. Campbell SD. The effect of sintering temperature on the dimensional stability of a new ceramic coping. *J Prosthet Dent* 1986;55(3):309-12.
199. 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(4):283-91.
200. Groten M, Girthofer S, Probster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil* 1997;24(12):871-81.
201. Probster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil* 1997;24(9):636-45.
202. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999;2(1):9-35.
203. Salido MP, Suárez MJ, Pradíes GJ, Lopez Lozano J. Influencia del lugar de aplicación del cemento en la retención y ajuste marginal de las restauraciones de prótesis fija. *Rev Eur Odonto-estomatol* 1997;9(5):279-86.
204. Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont* 2003;16(2):109-16.
205. Baldissara P, Comin G, Martone F, Scotti R. Comparative study of the marginal microleakage of six cements in fixed provisional crowns. *J Prosthet Dent* 1998;80(4):417-22.
206. Button GL, Barnes RF, Moon PC. Surface preparation and shear bond strength of the casting-cement interface. *J Prosthet Dent* 1985;53(1):34-8.
207. Suárez MJ, Lopez Lozano JF, Salido MP, Del Rio F. Factores a considerar en el cementado de las restauraciones de prótesis fija. *Rev Eur Odonto-estomatol* 1994;6(6):335-40.
208. Wilson PR. Crown behaviour during cementation. *J Dent* 1992;20(3):156-62.
209. Grajower R, Lewinstein I. A mathematical treatise on the fit of crown castings. *J Prosthet Dent* 1983;49(5):663-74.
210. 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.
211. Piemjai M. Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *Int J Prosthodont* 2001;14(5):412-6.

212. 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 Est* 2001;3(3):183-88.
213. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Finite element analysis studies of a metal-ceramic crown on a first premolar tooth. *Int J Prosthodont* 2002;15(6):521-7.
214. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998;80(3):280-301.
215. Sánchez-Redondo C, Iglesias I, Callejas JA, Pradíes GJ. Estudio comparativo in vitro con analizador de imagen de la radioopacidad de cementos dentales. *Rev Int Prot Est* 2000;2(4):320-25.
216. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent* 2003;89(2):127-34.
217. 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(2):175-83.
218. Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent* 1999;81(5):597-609.
219. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003;19(8):725-31.
220. Ergin S, Gemalmaz D. Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal copings. *J Prosthet Dent* 2002;88(5):491-7.
221. Vallittu PK, Forss H. Adhesion of glass ionomer cement to a ceramometal alloy. *J Prosthet Dent* 1997;77(1):12-6.
222. Levine WA. An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *J Prosthet Dent* 1989;62(2):175-8.
223. Yang B, Scharnberg M, Wolfart S, Quaas AC, Ludwig K, Adlung R, et al. Influence of contamination on bonding to zirconia ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007;81(2):283-90.
224. Yang B, Wolfart S, Scharnberg M, Ludwig K, Adlung R, Kern M. Influence of contamination on zirconia ceramic bonding. *J Dent Res* 2007;86(8):749-53.
225. Jiménez-Planas A, Martín A, Esteban I, Abalos C. Materiales de cementado. Encuesta sobre 367 profesionales de la Comunidad Autónoma de Andalucía. *Rev Euro Odon* 2003;15(3):119-28.

226. Sadoun M, Asmussen E. Bonding of resin cements to an aluminous ceramic: a new surface treatment. *Dent Mater* 1994;10(3):185-9.
227. Blatz MB, Sadan A, Arch GH, Jr., Lang BR. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):381-7.
228. Blatz MB, Sadan A, Blatz U. The effect of silica coating on the resin bond to the intaglio surface of Procera AllCeram restorations. *Quintessence Int* 2003;34(7):542-7.
229. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent* 2003;90(1):18-23.
230. Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent* 2005;93(3):253-9.
231. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):268-74.
232. Aranda Navarro A. Propiedades y características de los materiales empleados en la confección de puentes totalmente cerámicos. *Gaceta Dental* 2003;142:76-105.
233. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005;94(2):125-31.
234. Fischer H, Dautzenberg G, Marx R. Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. *Dent Mater* 2001;17(4):289-95.
235. Fischer H, Rentzsch W, Marx R. R-curve behavior of dental ceramic materials. *J Dent Res* 2002;81(8):547-51.
236. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):551-6.
237. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent* 2004;91(3):247-52.
238. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7(4):329-38.
239. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004;91(6):561-9.
240. Mericske-Stern R, Venetz E, Fahrlander F, Burgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2000;84(5):535-47.

241. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977;35(6):297-303.
242. Serrano Madrigal B. Estudio experimental de la resistencia a la fractura de puentes totalmente cerámicos [UCM; 2005.
243. Waltimo A, Kononen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res* 1993;101(3):171-5.
244. Waltimo A, Kempainen P, Kononen M. Maximal contraction force and endurance of human jaw-closing muscles in isometric clenching. *Scand J Dent Res* 1993;101(6):416-21.
245. Oram DA, Davies EH, Cruickshanks-Boyd DW. Fracture of ceramic and metaloceramic cylinders. *J Prosthet Dent* 1984;52(2):221-30.
246. Philp GK, Brukl CE. Compressive strengths of conventional, twin foil, and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1984;52(2):215-20.
247. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004;92(5):491-5.
248. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater* 2005;21(12):1158-62.
249. 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;22(6):597-603.
250. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32(3):180-7.
251. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont* 2008;21(3):223-7.
252. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont* 2008;21(3):217-22.
253. Ghazy MH, Madina MM. Fracture resistance of metal- and galvano-ceramic crowns cemented with different luting cements: in vitro comparative study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):610-2.
254. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):859-65.

255. Filser F, Lüthy H, Klover P, Shärer P, Gauckler L. Prótesis de cerámica en la zona de los dientes laterales. Análisis de los materiales en cuanto a la carga admisible y la fiabilidad. *Quintessence técnica (ed esp)* 2002;13:279-91.
256. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 2008;24(3):308-18.
257. Tomba Martinez AG, Cavalieri AL. Análisis por elementos finitos de alúmina sometida a esfuerzos mecánicos y térmicos. *Materials Research* 2001;4:7-12.
258. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):viii, 531-44.
259. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1999;12(1):28-37.
260. Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res* 1986;65(7):993-7.
261. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater* 2007;23(1):106-14.
262. Reitemeier B, Hansel K, Kastner C, Walter MH. Metal-ceramic failure in noble metal crowns: 7-year results of a prospective clinical trial in private practices. *Int J Prosthodont* 2006;19(4):397-9.
263. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003;90(1):31-41.
264. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995;74(6):1253-8.
265. Oh W, Gotzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res* 2002;81(9):623-7.
266. Taskonak B, Mecholsky JJ, Jr., Anusavice KJ. Fracture surface analysis of clinically failed fixed partial dentures. *J Dent Res* 2006;85(3):277-81.
267. Taskonak B, Yan J, Mecholsky JJ, Jr., Sertgoz A, Kocak A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mater* 2008;24(8):1077-82.
268. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005;21(5):476-82.

269. Ozen J, Caglar A, Beydemir B, Aydin C, Dalkiz M. Three-dimensional finite element stress analysis of different core materials in maxillary implant-supported fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2007;38(6):e355-63.
270. Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV. Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. *Int J Prosthodont* 2004;17(2):142-9.
271. Larsson C, Holm L, Lovgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J Oral Rehabil* 2007;34(9):702-9.
272. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14(3):231-8.
273. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001;4(2):89-106.
274. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res* 2007;86(2):142-6.
275. Fleming GJ, Dickens M, Thomas LJ, Harris JJ. The in vitro failure of all-ceramic crowns and the connector area of fixed partial dentures using bilayered ceramic specimens: the influence of core to dentin thickness ratio. *Dent Mater* 2006;22(8):771-7.
276. Wakabayashi N, Anusavice KJ. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res* 2000;79(6):1398-404.
277. Hikita K FT, Kawakami T, Ishijima T. Clinical outcome of all-ceramic crowns fabricated by CAD/CAM system. *Int J Prosthodont* 2006;19(1):30.
278. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004;31(7):682-8.
279. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 2002;87(4):438-45.
280. Wassermann A, Kaiser M, Strub JR. Clinical long-term results of VITA In-Ceram Classic crowns and fixed partial dentures: A systematic literature review. *Int J Prosthodont* 2006;19(4):355-63.

281. Bornemann G RS, Huels A. Prospective clinical trial with conventionally luted zirconia-based fixed partial dentures-18-month result. . J Dent Res 2003;82((special issue B) Abstract 0842).
282. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. J Prosthet Dent 2006;96(2):104-14.
283. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. Dent Mater 2007;23(8):1018-29.
284. Edelhoff D, Ozcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. Clin Oral Implants Res 2007;18 Suppl 3:193-204 [erratum 2008;19:326-328].
285. Gillgrass TJ, Millett DT, Creanor SL, MacKenzie D, Bagg J, Gilmour WH, et al. Fluoride release, microbial inhibition and microleakage pattern of two orthodontic band cements. J Dent 1999;27(6):455-61.
286. Smith DC. Composition and characteristics of glass ionomer cements. J Am Dent Assoc 1990;120(1):20-2.
287. Christensen GJ. Glass ionomer as a luting material. J Am Dent Assoc 1990;120(1):59-62.
288. Zumstein TA, Strub JR. [Cement adhesion]. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 1981;91(4):196-205.
289. Charlton DG, Moore BK, Swartz ML. Direct surface pH determinations of setting cements. Oper Dent 1991;16(6):231-8.
290. Curtis SR, Richards MW, Meiers JC. Early erosion of glass-ionomer cement at crown margins. Int J Prosthodont 1993;6(6):553-7.
291. Gemalmaz D, Yoruc B, Ozcan M, Alkumru HN. Effect of early water contact on solubility of glass ionomer luting cements. J Prosthet Dent 1998;80(4):474-8.
292. Um CM, Oilo G. The effect of early water contact on glass-ionomer cements. Quintessence Int 1992;23(3):209-14.
293. Assief D, Rimer Y, Aviv Y. El flujo de cemento de fosfato de cinc bajo una restauración de recubrimiento total y su efecto en la adaptación marginal según donde se localice la aplicación del cemento. Quintessence (ed esp) 1988;1:26-34.
294. Ishikiriyama A, Oliveira Jde F, Vieira DF, Mondelli J. Influence of some factors on the fit of cemented crowns. J Prosthet Dent 1981;45(4):400-4.
295. López F, Fernández D, Caruana G. El análisis de la imagen en mineralogía y mineralotecnía. Rocas y minerales 1985;4:36-41.
296. Martin A, Luna JD. Bioestadística para ciencias de la salud. Madrid: Norma 1995.



297. Calatayud J, Martin G. Bioestadística en la investigación odontológica. Madrid: Pues; 2002.
298. Ramón Torrell J, editor. Métodos de investigación en Odontología. Barcelona; 2000. Masson, editor.
299. Gebhard-Achilles W. Un método global para la recuperación de la estética y la funcionalidad con prótesis fijas. Quintessence téc (ed esp) 2005;16(1):20-30.
300. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. J Dent 2010;38(7):553-9.
301. 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.
302. 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(2):33-8.
303. 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.
304. 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.
305. Behr M, Hindelang U, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Comparison of failure rates of adhesive-fixed partial dentures for in vivo and in vitro studies. Clin Oral Investig 2000;4(1):25-30.
306. 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.
307. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. J Prosthet Dent 2009;102(6):378-84.
308. Komine F, Gerds T, Witkowski S, Strub JR. Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. Acta Odontol Scand 2005;63(6):361-6.
309. Suárez MJ, Lozano JF, Salido MP, Martínez F. Marginal fit of titanium metal-ceramic crowns. Int J Prosthodont 2005;18(5):390-1.
310. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. J Prosthet Dent 2011;105(4):249-55.

311. Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont* 2004;17(5):529-35.
312. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater* 2009;25(1):94-102.
313. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1991;66(6):747-53.
314. Abduo J, Lyons K, Swains M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;37:866-76.
315. Kern M, Schaller HG, Strub JR. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int J Prosthodont* 1993;6(6):585-91.
316. Martinez Rus F. Estudio experimental del ajuste marginal en coronas cerámicas de alto contenido en circonia [Madrid: Facultad de Odontología. Universidad Complutense de Madrid; 2005.
317. Okutan M, Heydecke F, Butz F, Strub R. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO<sub>4</sub> all-ceramic crowns after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2006;33:827-32.
318. Naert I, Van der Donck A, Beckers L. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *J Oral Rehabil* 2005;32(1):51-7.
319. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J Prosthet Dent* 1995;74(1):25-32.
320. White SN, Kipnis V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. *J Prosthet Dent* 1993;69(1):28-31.
321. Brackett WW, Vickery JM. The influence of mixing temperature and powder/liquid ratio on the film thickness of three glass-ionomer cements. *Int J Prosthodont* 1994;7(1):13-6.
322. White SN, Yu Z, Kipnis V. Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1992;68(3):476-81.
323. White SN, Yu Z. Film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):782-5.
324. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1990;63(1):26-31.
325. Abbate MF, Tjan AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1989;61(5):527-31.

326. Bindl A, Mormann WH. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007;27(6):567-75.
327. Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont* 2008;17(8):621-6.
328. Piwowarczyk A, Lauer H. . Determining the marginal fit of CAD/CAM bridge frameworks. *Pan European Federation Conference (PEF; CED) #0254; 2006.*
329. Juárez García A, Barceló Santana F, Ríos Szalayll E. Comparación de la adaptación marginal y microfiltración entre dos sistemas de zirconia, con un mismo medio cementante. *Rev Odontológica Mexicana* 2011;15(2):103-08.
330. Hertlein G, Kraemer T, Sprengart T, Watzeg K. Milling time vs. marginal fit of CAD/CAM-manufactured zirconia restorations. *J Dent Res* 2003;82 ((IADR Abstracts):# 14553.
331. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009;101(4):239-47.
332. Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *Eur J Oral Sci* 2009;117(3):319-25.
333. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, et al. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J* 2007;26(6):820-6.
334. Hertlein G, Hoescheler S, Frank S, Suttor D. Marginal fit of CAD/CAM manufactured all ceramic zirconia prostheses. *J Dent Res* 2001;80(Special Issue (AADR Abstracts):Abstract # 0049.
335. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1999;7(4):113-9.
336. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20(4):383-8.
337. Tsumita M, Kokubo Y, Ohkubo C, Sakurai S, Fukushima S. Clinical evaluation of posterior all-ceramic FPDs (Cercon): a prospective clinical pilot study. *J Prosthodont Res* 2010;54(2):102-5.

338. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hammerle CH. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci* 2008;116(3):272-9.
339. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci* 2010;52(4):531-9.
340. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF. Marginal fit of Zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2008;21(5):398-9.
341. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci* 2008;116(6):579-84.
342. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003;16(3):229-32.
343. Acevedo R, Suárez M, MP S, JF LL. Estudio comparativo del sellado marginal de núcleos cerámicos de zirconio. *Rev Int Prót Est (ed. española)* 2008;10(3):187-92.
344. Song T. Marginal fit of the auro galvano crown system made using the electroforming technique. [Seoul, Korea: Seoul National University; 2004.
345. 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(8):3231-9.
346. Tsumita M, Kokubo Y, Ohkubo C, Nagayama Y, Sakurai S, Fukushima S. Clinical evaluation of marginal and internal gaps of zirconia-based 3 unit CAD/CAM fixed partial dentures. *Prosthodont Res Pract* 2007;6:114-9.
347. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 2009;13(3):343-9.
348. Michalakakis KX, Stratos A, Hirayama H, Kang K, Touloumi F, Oishi Y. Fracture resistance of metal ceramic restorations with two different margin designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent* 2009;102(3):172-8.
349. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2006;95(2):117-23.
350. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res* 1999;78(7):1336-44.
351. Att W, Stamouli K, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different zirconium dioxide three-unit all-ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontol Scand* 2007;65(1):14-21.

352. Att W, Grigoriadou M, Strub JR. ZrO<sub>2</sub> three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil* 2007;34(4):282-90.
353. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):468-75.
354. Burke FJ, Watts DC. Effect of differing resin luting systems on fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence Int* 1998;29(1):21-7.
355. Iseri U, Ozkurt Z, Kazazoglu E, Kucukoglu D. Influence of grinding procedures on the flexural strength of zirconia ceramics. *Braz Dent J* 2010;21(6):528-32.
356. Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H, Feilzer A. Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. *Quintessence Int* 2009;40(8):655-62.
357. Bindl A, Mormann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont* 2002;15(5):451-6.
358. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81(6):652-61.
359. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006;19(5):442-8.
360. Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. *Dent Mater* 2009;25(9):1122-7.
361. Strub JR, Beschmidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998;11(6):602-9.
362. Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomater* 2008;4(5):1440-7.
363. Jung YG, Peterson IM, Kim DK, Lawn BR. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J Dent Res* 2000;79(2):722-31.
364. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, et al. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials* 1998;19(16):1489-94.
365. Borchers L, Stiesch M, Bach FW, Buhl JC, Hubsch C, Kellner T, et al. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta Biomater* 2010;6(12):4547-52.

366. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006;34(5):317-25.
367. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Versus Veneered Y-TZP Crowns: Comparison of Failure Modes and Reliability After Fatigue. *Int J Prosthodont* 2010;23(5):434-42.
368. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006;96(3):154-64.
369. Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008;139 Suppl:8S-13S.
370. Nothdurft FD RP, Pospiech PR. Clinical long-term behavior of zirconia-based bridges (LAVA): five-year results. Dental Material Poster Session II. IADR Pan European Federation 2006.
371. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98(5):389-404.
372. Vult von Steyern P, Carlson P, K N. All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminium oxide- and zirconium dioxide-based ceramic systems. *Swed Dent J* 2005;Suppl:1-69.
373. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37(9):685-93.
374. Groten M, Huttig F. The performance of zirconium dioxide crowns: a clinical follow-up. *Int J Prosthodont* 2010;23(5):429-31.
375. Rocha EP, Anchieta RB, Freitas AC, Jr., de Almeida EO, Cattaneo PM, Chang Ko C. Mechanical behavior of ceramic veneer in zirconia-based restorations: a 3-dimensional finite element analysis using microcomputed tomography data. *J Prosthet Dent* 2011;105(1):14-20.
376. Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006;22(8):778-84.
377. Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures. *Dent Mater* 2007;23(12):1513-20.

378. Plengsombut K, Brewer JD, Monaco EA, Jr., Davis EL. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009;101(3):166-73.
379. Molin MK, Onesti MP, Petersson TB, Derand TB. Three-dimensional finite element analyses of all-ceramic posterior fixed partial dentures with different designs. *Int J Prosthodont* 2007;20(1):89-91.
380. Bahat Z, Mahmood DJ, Vult von Steyern P. Fracture strength of three-unit fixed partial denture cores (Y-TZP) with different connector dimension and design. *Swed Dent J* 2009;33(3):149-59.
381. Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002;87(5):536-42.
382. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996;27(10):701-6.
383. Pospiech P, Rammelsberg P, Unsold F. A new design for all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996;27(11):753-8.
384. Pospiech P, Rammelsberg P, Goldhofer G, Gernet W. All-ceramic resin-bonded bridges. A 3-dimensional finite-element analysis study. *Eur J Oral Sci* 1996;104(4 ( Pt 1)):390-5.
385. Fischer J, Stawarczyk B, Tomic M, Strub JR, Hammerle CH. Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia frameworks on in vitro fracture load of single crowns. *Dent Mater J* 2007;26(6):766-72.
386. McLaren E GR. Zirconia-based ceramics : material properties, esthetics, and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9, high-alumina frameworks. *Quintessence Dent Technol* 2005;28:1-12.
387. Behrens A, Burguer B, Hauptmann H. Fracture strength of colored zirconia copings with reduced wall thickness. *CED/NOF/ID Joint Meeting. Istanbul, Turkey; 2004.*
388. Rosentritt M, Behr M, R L, S K, G H. Fracture Strength of tooth colored posterior fixed partial dentures. *79th IADR Annual Meeting Chiba, Japan, Abstract 174; 2001.*
389. Rountree P, Nothdurft F, Pospiech P. In-vitro-investigations on the fracture strength of all-ceramic posterior bridges of ZrO<sub>2</sub>-ceramic. *J Dent Res* 2001;80(Special Issue IADR Abstracts # 173).
390. Suttor D, Hauptmann H, Frank S, Hoescheler S. Fracture resistance of posterior all ceramic zirconia bridges. *79th IADR Annual Meeting. Chiba, Japan. Abstract # 910; 2001.*

391. Stiesch-Scholz M, Scheneemann P, Borchers L. In vitro fracture resistance of 4-unit all-ceramic fixed partial dentures. IADR abstracts 2005(Abstract # 0555).
392. Ludwig K, M K, S K. Fracture Strength of all-ceramic anterior fixed partial dentures. J Dent Res 2001;80(Special Issue IADR Abstracts # 998).
393. Silva NR, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP, et al. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. J Dent Res 2011;90(1):104-8.
394. Tinschert J, Natt, G., Jorewitz, A., Fischer, H., Spiekermann, H., Marx, R.: Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken. (Fracture strenght of all-ceramic fixed partial dentures). Dtsch Zahnärztl Z 2000; 55:610-16.
395. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. J Oral Rehabil 2002;29(10):951-5.
396. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. Eur J Prosthodont Restor Dent 2002;10(1):15-22.

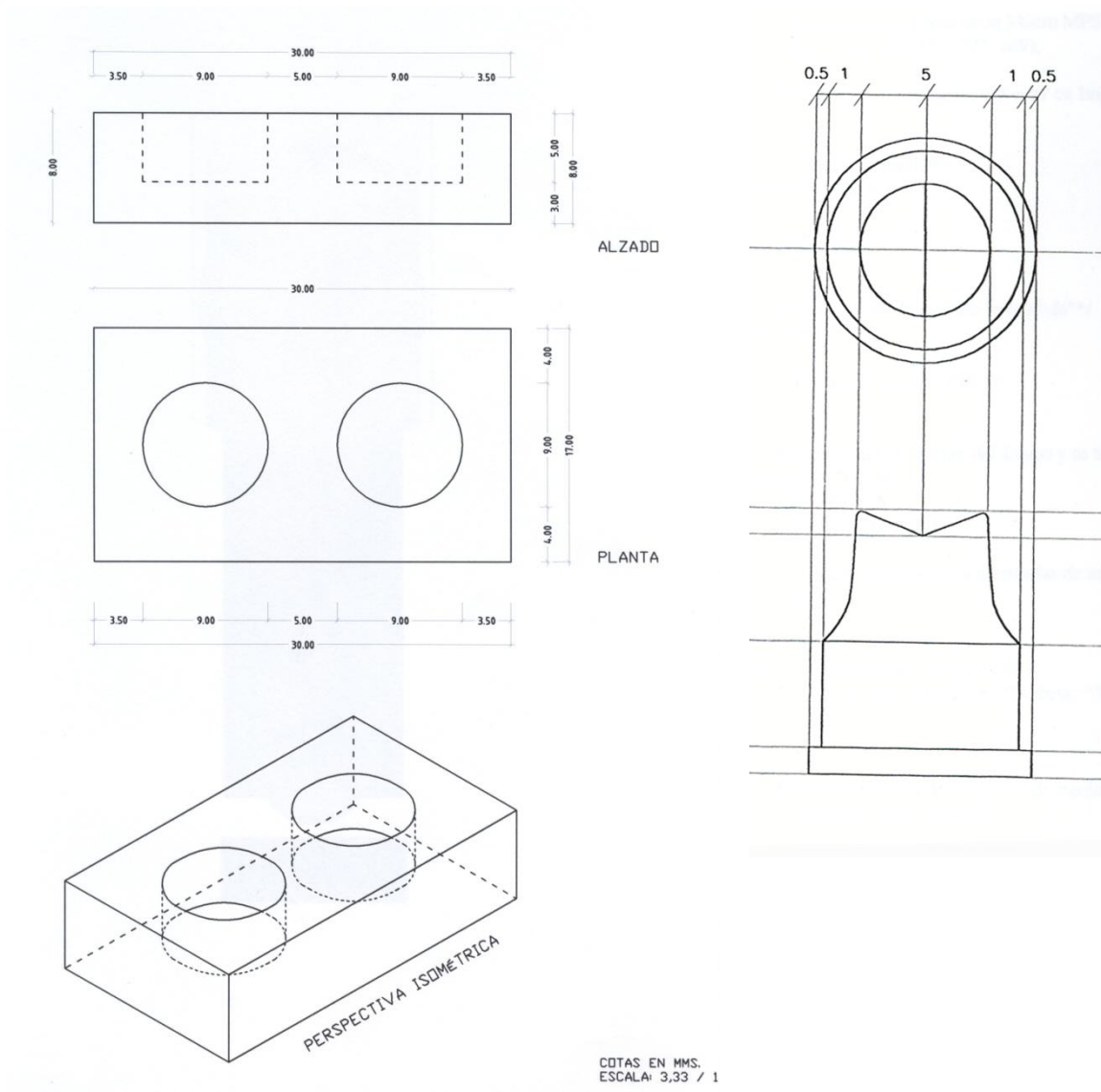




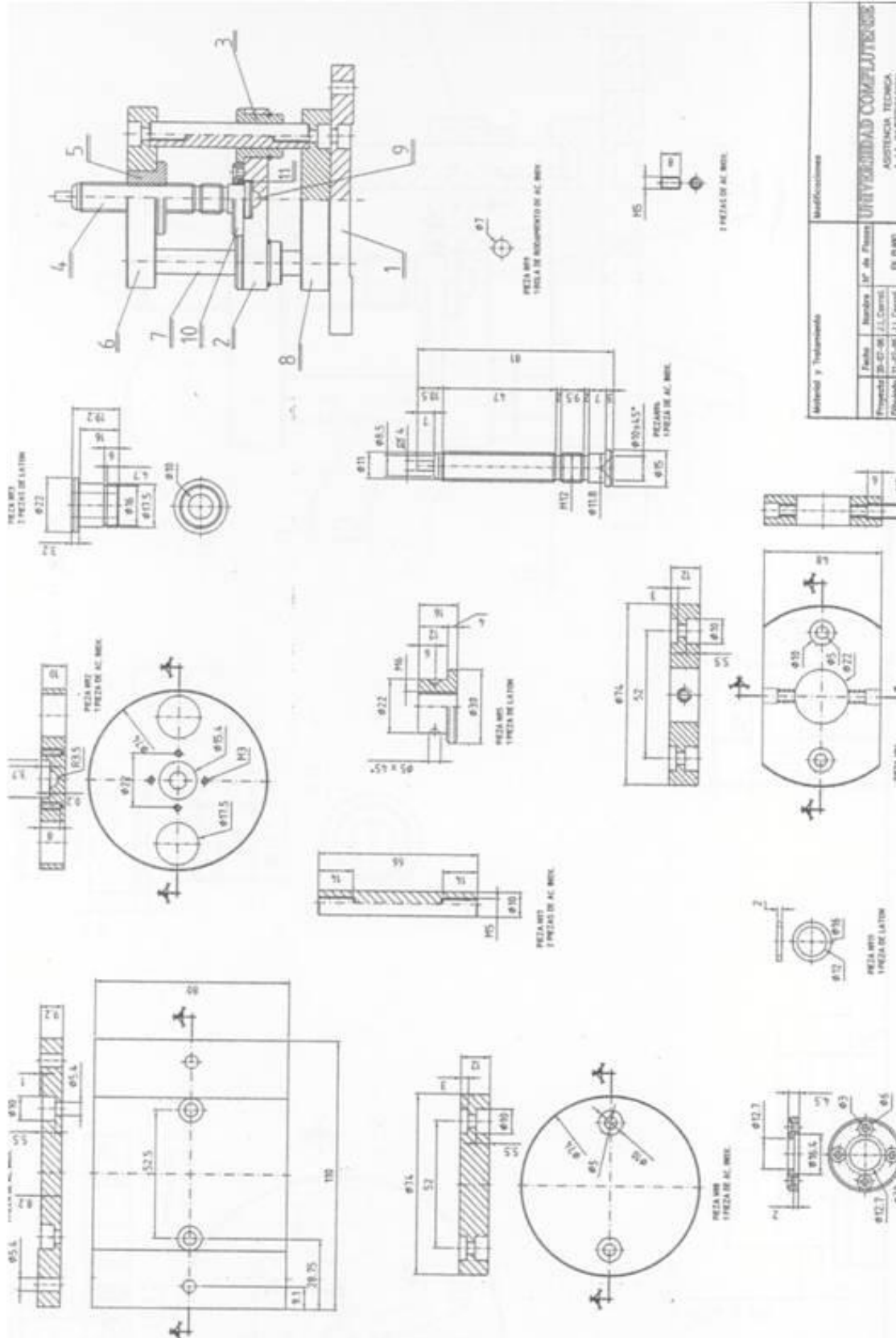
# ANEXO

---

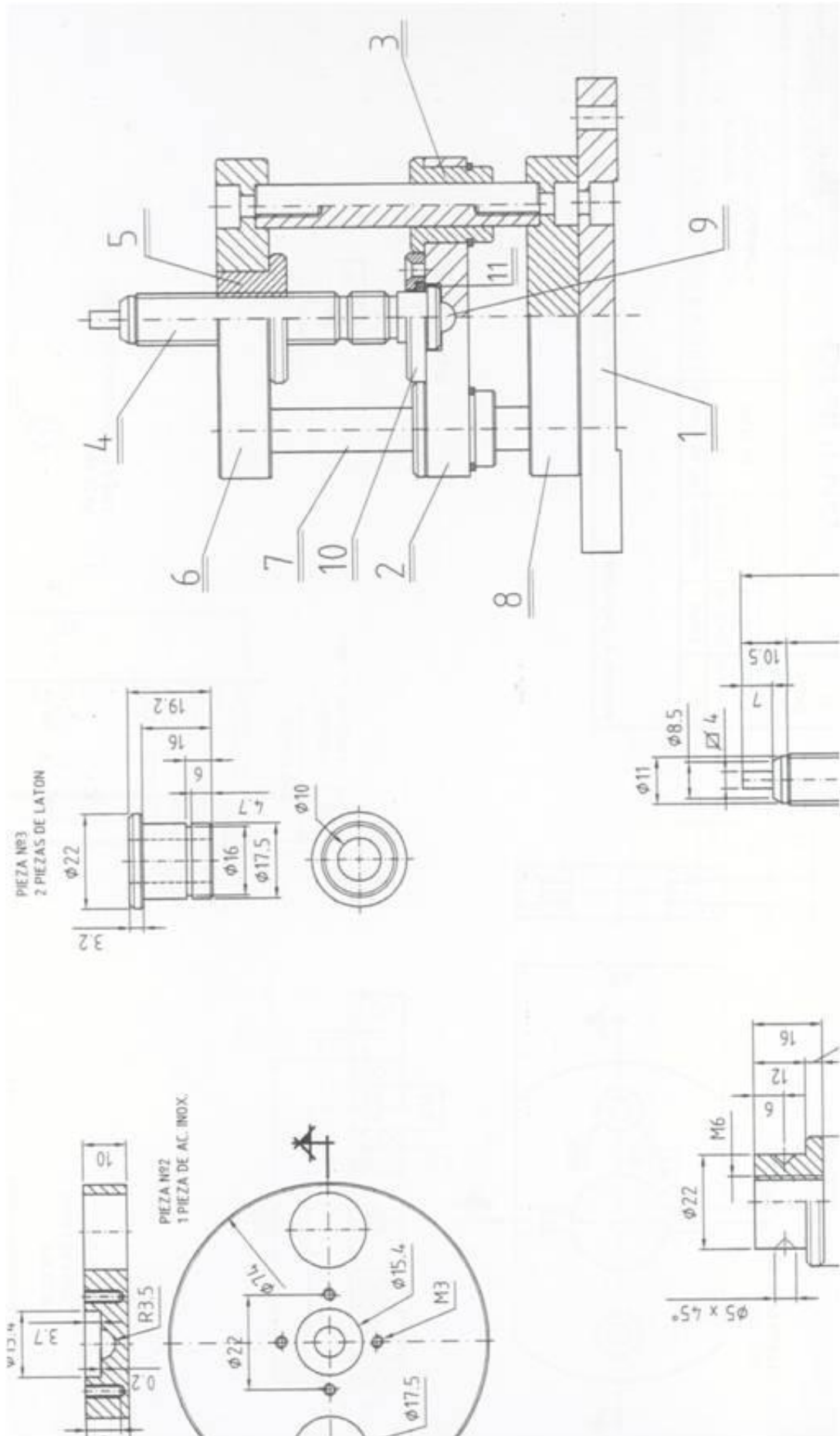
## 9. 1. PLANOS PARA LA CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS



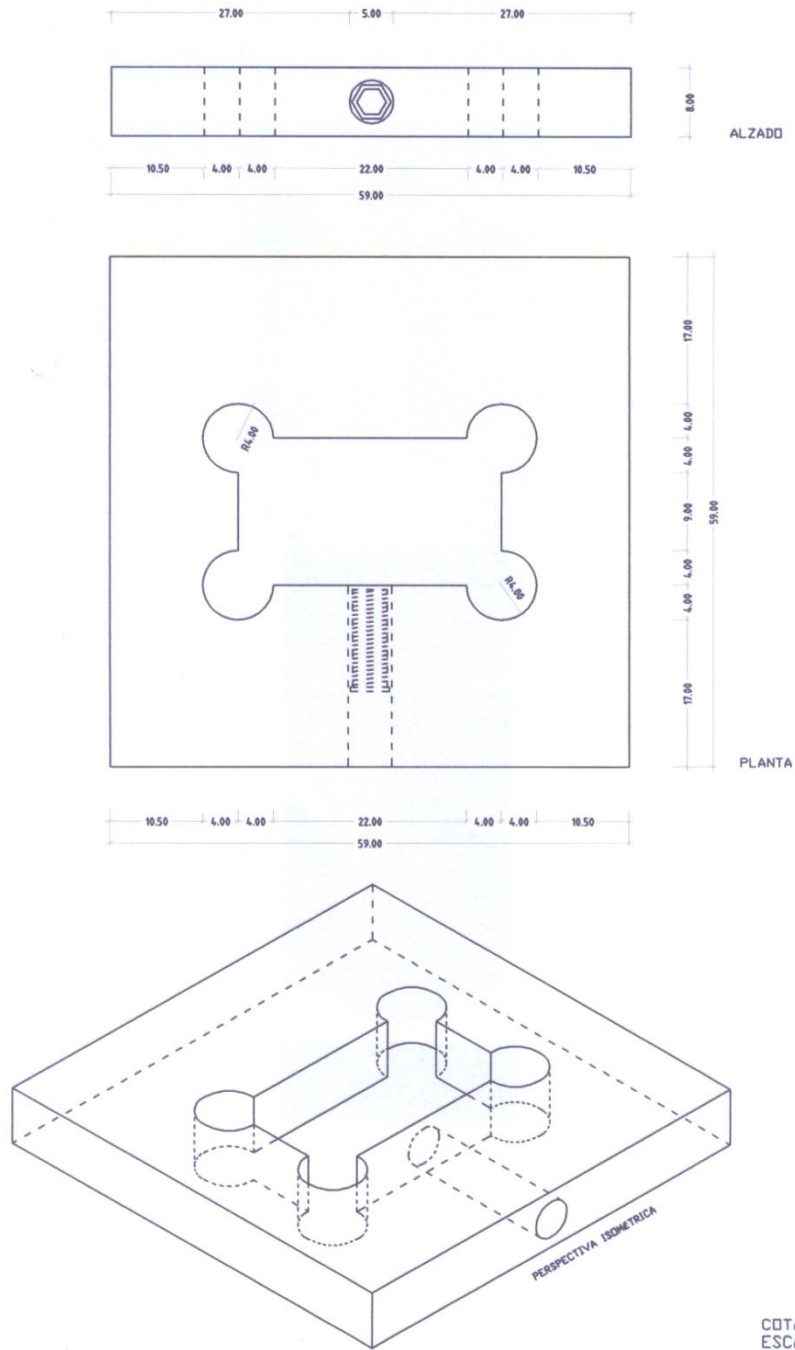
## 9.2 PLANO PARA LA CONFECCIÓN DE LA PRENSA DE CEMENTADO



Modificaciones	
Fecha	Norma
Proyecto	UF de Planes
Elaborado	J.L. Carrero
UNIVERSIDAD COMPLUTENSE	
AGENCIJA TECNICA	
DE PLANO	



### 9.3 PLANO PARA LA CONFECCIÓN DE LA PLETINA



COTAS EN MMS.  
ESCALA: 1,66 / 1

## 9.4 PRUEBAS ESTADÍSTICAS SELLADO MARGINAL

### 9.4.1 LISTADO DE DATOS

PROBETA	MATERIAL	PRE1A	PRE1B	PRE2A	PRE2B	POST 1A	POST1B	POST2A	POST 2B
1	LI	12,59	19,44	14,34	4,84	31,58	17,44	11,62	13,17
2	LI	15,89	73,63	7,55	59,87	16,47	16,47	13,37	54,64
3	LI	0	21,51	6,2	0	6,2	24,32	14,36	31,87
4	LI	7,55	7,17	59,49	7,36	17,82	35,07	60,55	48,64
5	LI	36,04	3,68	17,05	40,69	0,58	5,61	12,2	74,02
6	LI	15,89	23,44	0	12,59	0	46,7	6	24,41
7	LI	85,26	60,65	20,15	71,31	91,81	87,2	47,86	116,65
8	LI	28,68	27,32	16,08	35,85	33,91	34,88	33,71	31,87
9	LI	29,45	5,23	23,64	6,78	39,33	2,32	15,69	18,4
10	LI	0	60,84	68,79	13,95	0,58	54,25	55,03	5,03
1	CI	124,99	148,82	141,65	71,31	94,95	141,07	157,94	108,9
2	CI	195,52	175,37	144,95	135,06	199,79	83,32	157,74	123,44
3	CI	182,73	105,8	79,45	44,76	179,25	146,88	120,53	71,89
4	CI	155,41	142,43	101,54	71,5	47,67	152,89	112,97	142,04
5	CI	168,01	189,9	71,11	137,39	143,78	93,4	211,61	178,28
6	CI	54,06	130,41	73,83	112,97	17,24	129,06	122,24	60,46
7	CI	52,12	77,7	55,32	140,49	30,23	76,35	100,57	129,83
8	CI	119,75	112	109,87	40,3	111,03	139,13	120,72	120,34
9	CI	203,28	126,73	107,35	79,83	158,32	125,57	120,14	30,23
10	CI	50,19	112,78	96,5	167,81	60,65	123,82	68,4	131,77
1	YZ	13,75	16,28	17,63	16,85	17,05	24,41	25,38	84,1
2	YZ	40,89	0	71,7	0	18,6	2,32	45,15	1,16
3	YZ	34,49	0	93,59	15,5	96,89	22,28	97,28	51,35
4	YZ	25,96	0	13,95	0	32,56	1,36	39,07	2,13
5	YZ	0	30,42	0	107,74	0	40,31	0,58	104,06
6	YZ	49,41	1,74	46,12	9,3	55,04	1,94	88,95	22,48
7	YZ	77,7	42,63	12,78	61,62	117,66	69,96	32,75	63,26
8	YZ	139,52	2,71	178,44	125,56	142,62	3,49	150,62	120,92
9	YZ	61,43	26,55	34,49	2,13	88,84	72,09	7,75	29,46
10	YZ	119,37	2,52	63,37	22,87	106,19	19,84	77,9	36,43
1	ZZ	111,62	83,52	117,43	114,72	133,9	96,31	120,34	133,51
2	ZZ	83,52	84,49	201,14	160,84	88,55	113,36	209,86	218,2
3	ZZ	39,33	68,21	43,4	84,49	56,58	62,2	57,94	102,51
4	ZZ	54,45	82,94	56,97	34,1	68,79	87,2	74,02	78,87
5	ZZ	68,4	108,51	56	99,6	109,1	151,73	85,45	113,75
6	ZZ	44,57	51,93	67,43	39,72	62,78	49,6	83,32	63,75
7	ZZ	38,95	17,63	97,47	115,88	64,33	15,3	97,47	142,04
8	ZZ	95,14	104,83	53,67	0	127,7	91,07	81	22,67
9	ZZ	91,07	59,87	22,09	40,3	157,54	58,32	52,12	78,67
10	ZZ	62,98	78,67	105,41	18,02	110,07	142,23	114,72	77,51
1	M	130,99	91,85	137,58	82,94	156,38	126,92	177,89	115,49
2	M	91,07	67,43	0	118,01	170,91	188,55	19,95	18,79
3	M	88,94	57,94	93,21	94,37	108,71	74,21	169,17	114,33
4	M	66,27	65,3	118,98	132,93	156,77	47,28	149,21	135,26
5	M	38,95	64,91	60,65	42,43	45,34	109,68	55,22	74,41
6	M	59,76	60,26	67,24	50,57	69,96	63,36	75,18	55,61
7	M	74,02	55,61	47,86	56,39	85,65	69,95	57,36	64,53
8	M	54,84	57,16	67,43	59,1	73,05	67,82	78,28	67,82
9	M	65,11	61,23	63,56	73,25	85,48	72,66	71,5	83,52
10	M	59,1	59,87	63,94	47,86	72,11	70,73	77,32	61,04

### 9.4.2 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

LISTADO DE VARIABLES CALCULADAS

2

Obs	PROBETA	MATERIAL	PRE_TOT	POST_TOT	PRE_1	POST_1	PRE_2	POST_2	PRE_LIN
1	1	LI	12.803	18.453	16.015	24.510	9.590	12.395	12.140
2	2	LI	39.235	25.238	44.760	16.470	33.710	34.005	66.750
3	3	LI	6.928	19.188	10.755	15.260	3.100	23.115	10.755
4	4	LI	20.393	40.520	7.360	26.445	33.425	54.595	7.265
5	5	LI	24.365	23.103	19.860	3.095	28.870	43.110	22.185
6	6	LI	12.980	19.278	19.665	23.350	6.295	15.205	18.015
7	7	LI	59.343	85.880	72.955	89.505	45.730	82.255	65.980
8	8	LI	26.983	33.593	28.000	34.395	25.965	32.790	31.585
9	9	LI	16.275	18.935	17.340	20.825	15.210	17.045	6.005
10	10	LI	35.895	28.723	30.420	27.415	41.370	30.030	37.395
11	1	CI	121.693	125.715	136.905	118.010	106.480	133.420	10.065
12	2	CI	162.725	141.073	185.445	141.555	140.005	140.590	55.215
13	3	CI	103.185	129.638	144.265	163.065	62.105	96.210	75.280
14	4	CI	117.720	113.893	148.920	100.280	86.520	127.505	06.965
15	5	CI	141.603	156.768	178.955	118.590	104.250	194.945	63.645

Obs	POST_LIN	PRE_VES	POST_VES	VAR_TOT	VAR_1	VAR_2	VAR_LIN	VAR_VES
1	15.305	13.465	21.600	5.6500	8.495	2.805	3.165	8.135
2	35.555	11.720	14.920	-13.9975	-28.290	0.295	-31.195	3.200
3	28.095	3.100	10.280	12.2600	4.505	20.015	17.340	7.180
4	41.855	33.520	39.185	20.1275	19.085	21.170	34.590	5.665
5	39.815	26.545	6.390	-1.2625	-16.765	14.240	17.630	-20.155
6	35.555	7.945	3.000	6.2975	3.685	8.910	17.540	-4.945
7	101.925	52.705	69.835	26.5375	16.550	36.525	35.945	17.130
8	33.375	22.380	33.810	6.6100	6.395	6.825	1.790	11.430
9	10.360	26.545	27.510	2.6600	3.485	1.835	4.355	0.965
10	29.640	34.395	27.805	-7.1725	-3.005	-11.340	-7.755	-6.590
11	124.985	133.320	126.445	4.0225	-18.895	26.940	14.920	-6.875
12	103.380	170.235	178.765	-21.6525	-43.890	0.585	-51.835	8.530
13	109.385	131.090	149.890	26.4525	18.800	34.105	34.105	18.800
14	147.465	128.475	80.320	-3.8275	-48.640	40.985	40.500	-48.155
15	135.840	119.560	177.695	15.1650	-60.365	90.695	-27.805	58.135

Obs	VAR_PRE_12	VAR_POST_12	VAR_PREPOST_12	VAR_PRE_LV	VAR_POST_LV	VAR_PREPOST_LV
1	6.425	12.115	5.690	-1.325	-6.295	-4.970
2	11.050	-17.535	-28.585	55.030	20.635	-34.395
3	7.655	-7.855	-15.510	7.655	17.815	10.160
4	-26.065	-28.150	-2.085	-26.255	2.670	28.925
5	-9.010	-40.015	-31.005	-4.360	33.425	37.785
6	13.370	8.145	-5.225	10.070	32.555	22.485
7	27.225	7.250	-19.975	13.275	32.090	18.815
8	2.035	1.605	-0.430	9.205	-0.435	-9.640
9	2.130	3.780	1.650	-20.540	-17.150	3.390
10	-10.950	-2.615	8.335	3.000	1.835	-1.165
11	30.425	-15.410	-45.835	-23.255	-1.460	21.795
12	45.440	0.965	-44.475	-15.020	-75.385	-60.365
13	82.160	66.855	-15.305	-55.810	-40.505	15.305
14	62.400	-27.225	-89.625	-21.510	67.145	88.655
15	74.705	-76.355	-151.060	44.085	-41.855	-85.940

LISTADO DE VARIABLES CALCULADAS

3

Obs	PROBETA	MATERIAL	PRE_TOT	POST_TOT	PRE_1	POST_1	PRE_2	POST_2	PRE_LIN
16	6	CI	92.818	82.250	92.235	73.150	93.400	91.350	121.690
17	7	CI	81.408	84.245	64.910	53.290	97.905	115.200	109.095
18	8	CI	95.480	122.805	115.875	125.080	75.085	120.530	76.150
19	9	CI	129.298	108.565	165.005	141.945	93.590	75.185	103.280
20	10	CI	106.820	96.160	81.485	92.235	132.155	100.085	140.295
21	1	YZ	16.128	37.735	15.015	20.730	17.240	54.740	16.565
22	2	YZ	28.148	16.808	20.445	10.460	35.850	23.155	0.000
23	3	YZ	35.895	66.950	17.245	59.585	54.545	74.315	7.750
24	4	YZ	9.978	18.780	12.980	16.960	6.975	20.600	0.000



## Anexo

25	5	YZ	34.540	36.238	15.210	20.155	53.870	52.320	69.080
26	6	YZ	26.643	42.103	25.575	28.490	27.710	55.715	5.520
27	7	YZ	48.683	70.908	60.165	93.810	37.200	48.005	52.125
28	8	YZ	111.558	104.413	71.115	73.055	152.000	135.770	64.135
29	9	YZ	31.150	49.535	43.990	80.465	18.310	18.605	14.340
30	10	YZ	52.033	60.090	60.945	63.015	43.120	57.165	12.695

Obs	POST_LIN	PRE_VES	POST_VES	VAR_TOT	VAR_1	VAR_2	VAR_LIN	VAR_VES
16	94.760	63.945	69.740	-10.5675	-19.085	-2.050	-26.930	5.795
17	103.090	53.720	65.400	2.8375	-11.620	17.295	-6.005	11.680
18	129.735	114.810	115.875	27.3250	9.205	45.445	53.585	1.065
19	77.900	155.315	139.230	-20.7325	-23.060	-18.405	-25.380	-16.085
20	127.795	73.345	64.525	-10.6600	10.750	-32.070	-12.500	-8.820
21	54.255	15.690	21.215	21.6075	5.715	37.500	37.690	5.525
22	1.740	56.295	31.875	-11.3400	-9.985	-12.695	1.740	-24.420
23	36.815	64.040	97.085	31.0550	42.340	19.770	29.065	33.045
24	1.745	19.955	35.815	8.8025	3.980	13.625	1.745	15.860
25	72.185	0.000	0.290	1.6975	4.945	-1.550	3.105	0.290
26	12.210	47.765	71.995	15.4600	2.915	28.005	6.690	24.230
27	66.610	45.240	75.205	22.2250	33.645	10.805	14.485	29.965
28	62.205	158.980	146.620	-7.1450	1.940	-16.230	-1.930	-12.360
29	50.775	47.960	48.295	18.3850	36.475	0.295	36.435	0.335
30	28.135	91.370	92.045	8.0575	2.070	14.045	15.440	0.675

Obs	VAR_PRE_12	VAR_POST_12	VAR_PREPOST_12	VAR_PRE_LV	VAR_POST_LV	VAR_PREPOST_LV
16	-1.165	-18.200	-17.035	57.745	25.020	-32.725
17	-32.995	-61.910	-28.915	55.375	37.690	-17.685
18	40.790	4.550	-36.240	-38.660	13.860	52.520
19	71.415	66.760	-4.655	-52.035	-61.330	-9.295
20	-50.670	-7.850	42.820	66.950	63.270	-3.680
21	-2.225	-34.010	-31.785	0.875	33.040	32.165
22	-15.405	-12.695	2.710	-56.295	-30.135	26.160
23	-37.300	-14.730	22.570	-56.290	-60.270	-3.980
24	6.005	-3.640	-9.645	-19.955	-34.070	-14.115
25	-38.660	-32.165	6.495	69.080	71.895	2.815
26	-2.135	-27.225	-25.090	-42.245	-59.785	-17.540
27	22.965	45.805	22.840	6.885	-8.595	-15.480
28	-80.885	-62.715	18.170	-94.845	-84.415	10.430
29	25.680	61.860	36.180	-33.620	2.480	36.100
30	17.825	5.850	-11.975	-78.675	-63.910	14.765

### LISTADO DE VARIABLES CALCULADAS

4

Obs	PROBETA	MATERIAL	PRE_TOT	POST_TOT	PRE_1	POST_1	PRE_2	POST_2	PRE_LIN
31	1	ZZ	106.823	121.015	97.570	115.105	116.075	126.925	99.120
32	2	ZZ	132.498	157.493	84.005	100.955	180.990	214.030	122.665
33	3	ZZ	58.858	69.808	53.770	59.390	63.945	80.225	76.350
34	4	ZZ	57.115	77.220	68.695	77.995	45.535	76.445	58.520
35	5	ZZ	83.128	115.008	88.455	130.415	77.800	99.600	104.055
36	6	ZZ	50.913	64.863	48.250	56.190	53.575	73.535	45.825
37	7	ZZ	67.483	79.785	28.290	39.815	106.675	119.755	66.755
38	8	ZZ	63.410	80.610	99.985	109.385	26.835	51.835	52.415
39	9	ZZ	53.333	86.663	75.470	107.930	31.195	65.395	50.085
40	10	ZZ	66.270	111.133	70.825	126.150	61.715	96.115	48.345
41	1	M	110.840	144.170	111.420	141.650	110.260	146.690	87.395
42	2	M	69.128	99.550	79.250	179.730	59.005	19.370	92.720
43	3	M	83.615	116.605	73.440	91.460	93.790	141.750	76.155
44	4	M	95.870	122.130	65.785	102.025	125.955	142.235	99.115
45	5	M	51.735	71.163	51.930	77.510	51.540	64.815	53.670

Obs	POST_LIN	PRE_VES	POST_VES	VAR_TOT	VAR_1	VAR_2	VAR_LIN	VAR_VES
31	114.910	114.525	127.120	14.1925	17.535	10.850	15.790	12.595
32	165.780	142.330	149.205	24.9950	16.950	33.040	43.115	6.875
33	82.355	41.365	57.260	10.9500	5.620	16.280	6.005	15.895
34	83.035	55.710	71.405	20.1050	9.300	30.910	24.515	15.695
35	132.740	62.200	97.275	31.8800	41.960	21.800	28.685	35.075
36	56.675	56.000	73.050	13.9500	7.940	19.960	10.850	17.050
37	78.670	68.210	80.900	12.3025	11.525	13.080	11.915	12.690
38	56.870	74.405	104.350	17.2000	9.400	25.000	4.455	29.945
39	68.495	56.580	104.830	33.3300	32.460	34.200	18.410	48.250
40	109.870	84.195	112.395	44.8625	55.325	34.400	61.525	28.200
41	121.205	134.285	167.135	33.3300	30.230	36.430	33.810	32.850
42	103.670	45.535	95.430	30.4225	100.480	-39.635	10.950	49.895

Anexo

43	94.270	91.075	138.940	32.9900	18.020	47.960	18.115	47.865
44	91.270	92.625	152.990	26.2600	36.240	16.280	-7.845	60.365
45	92.045	49.800	50.280	19.4275	25.580	13.275	38.375	0.480

Obs	VAR_ PRE_12	VAR_ POST_12	VAR_ PREPOST_ 12	VAR_ PRE_LV	VAR_ POST_LV	VAR_ PREPOST_ LV
31	-18.505	-11.820	6.685	-15.405	-12.210	3.195
32	-96.985	-113.075	-16.090	-19.665	16.575	36.240
33	-10.175	-20.835	-10.660	34.985	25.095	-9.890
34	23.160	1.550	-21.610	2.810	11.630	8.820
35	10.655	30.815	20.160	41.855	35.465	-6.390
36	-5.325	-17.345	-12.020	-10.175	-16.375	-6.200
37	-78.385	-79.940	-1.555	-1.455	-2.230	-0.775
38	73.150	57.550	-15.600	-21.990	-47.480	-25.490
39	44.275	42.535	-1.740	-6.495	-36.335	-29.840
40	9.110	30.035	20.925	-35.850	-2.525	33.325
41	1.160	-5.040	-6.200	-46.890	-45.930	0.960
42	20.245	160.360	140.115	47.185	8.240	-38.945
43	-20.350	-50.290	-29.940	-14.920	-44.670	-29.750
44	-60.170	-40.210	19.960	6.490	-61.720	-68.210
45	0.390	12.695	12.305	3.870	41.765	37.895

LISTADO DE VARIABLES CALCULADAS

5

Obs	PROBETA	MATERIAL	PRE_TOT	POST_TOT	PRE_1	POST_1	PRE_2	POST_2	PRE_LIN
46	6	M	59.458	66.028	60.010	66.660	58.905	65.395	55.415
47	7	M	58.470	69.373	64.815	77.800	52.125	60.945	56.000
48	8	M	59.633	71.743	56.000	70.435	63.265	73.05	58.130
49	9	M	65.788	78.290	63.170	79.070	68.405	77.50	67.240
50	10	M	57.693	70.300	59.485	71.420	55.900	69.18	53.865

Obs	POST_LIN	PRE_VES	POST_VES	VAR_TOT	VAR_1	VAR_2	VAR_LIN	VAR_VES
46	59.485	63.500	72.570	6.5700	6.650	6.490	4.070	9.070
47	67.240	60.940	71.505	10.9025	12.985	8.820	11.240	10.565
48	67.820	61.135	75.665	12.1100	14.435	9.785	9.690	14.530
49	78.090	64.335	78.490	12.5025	15.900	9.105	10.850	14.155
50	65.885	61.520	74.715	12.6075	11.935	13.280	12.020	13.195

Obs	VAR_ PRE_12	VAR_ POST_12	VAR_ PREPOST_ 12	VAR_ PRE_LV	VAR_ POST_LV	VAR_ PREPOST_ LV
46	1.105	1.265	0.160	-8.085	-13.085	-5.000
47	12.690	16.855	4.165	-4.940	-4.265	0.675
48	-7.265	-2.615	4.650	-3.005	-7.845	-4.840
49	-5.235	1.560	6.795	2.905	-0.400	-3.305
50	3.585	2.240	-1.345	-7.655	-8.830	-1.175

DESCRIPTIVA VARIABLES NUMERICAS

6

The MEANS Procedure

Variable	Label	N	Mean	Std Dev	Min	50th Pctl	Max
PRE1A	PRE1A	50	70.4	51.3	0.0	59.4	203.3
PRE1B	PRE1B	50	62.6	47.6	0.0	60.5	189.9
PRE2A	PRE2A	50	65.8	46.9	0.0	63.5	201.1
PRE2B	PRE2B	50	61.6	48.0	0.0	53.5	167.8
POST1A	POST1A	50	79.2	53.8	0.0	72.6	199.8
POST1B	POST1B	50	71.0	48.9	1.4	70.0	188.6
POST2A	POST2A	50	80.7	54.0	0.6	76.3	211.6
POST2B	POST2B	50	77.1	48.5	1.2	73.0	218.2
PRE_TOT		50	65.1	38.6	6.9	59.1	162.7
POST_TOT		50	77.0	40.1	16.8	74.5	157.5
PRE_1		50	66.5	45.0	7.4	62.1	185.4
POST_1		50	75.1	44.3	3.1	75.3	179.7
PRE_2		50	63.7	41.0	3.1	55.2	181.0
POST_2		50	78.9	46.9	12.4	73.3	214.0
PRE_LIN		50	62.1	41.8	0.0	58.3	163.6
POST_LIN		50	74.1	40.3	1.7	70.3	165.8
PRE_VES		50	68.1	43.5	0.0	61.0	170.2

Anexo

POST_VES	50	80.0	48.0	0.3	73.9	178.8
VAR_TOT	50	11.9	15.1	-21.7	12.4	44.9
VAR_1	50	8.6	26.1	-60.4	8.9	100.5
VAR_2	50	15.2	21.5	-39.6	13.8	90.7
VAR_LIN	50	11.9	22.1	-51.8	11.6	61.5
VAR_VES	50	11.9	20.7	-48.2	11.0	60.4
VAR_PRE_12	50	2.8	38.1	-97.0	2.1	82.2
VAR_POST_12	50	-3.8	43.5	-113	-3.1	160.4
VAR_PREPOST_12	50	-6.6	37.2	-151	-3.4	140.1
VAR_PRE_LV	50	-6.0	36.2	-94.8	-5.7	69.1
VAR_POST_LV	50	-5.9	37.6	-84.4	-2.4	71.9
VAR_PREPOST_LV	50	0.1	30.4	-85.9	-1.2	88.7

DESCRIPTIVA VARIABLES NUMERICAS (POR MATERIAL)

7

MATERIAL=CI

The MEANS Procedure

Variable	Label	N	Mean	Std Dev	Min	50th Pctl	Max
PRE1A	PRE1A	10	130.6	60.4	50.2	140.2	203.3
PRE1B	PRE1B	10	132.2	33.4	77.7	128.6	189.9
PRE2A	PRE2A	10	98.2	29.5	55.3	99.0	145.0
PRE2B	PRE2B	10	100.1	44.3	40.3	96.4	167.8
POST1A	POST1A	10	104.3	64.6	17.2	103.0	199.8
POST1B	POST1B	10	121.1	27.3	76.4	127.3	152.9
POST2A	POST2A	10	129.3	38.7	68.4	120.6	211.6
POST2B	POST2B	10	109.7	43.6	30.2	121.9	178.3
PRE_TOT		10	115.3	24.6	81.4	112.3	162.7
POST_TOT		10	116.1	24.1	82.3	118.3	156.8
PRE_1		10	131.4	41.5	64.9	140.6	185.4
POST_1		10	112.7	33.5	53.3	118.3	163.1
PRE_2		10	99.1	23.6	62.1	95.7	140.0
POST_2		10	119.5	33.5	75.2	117.9	194.9
PRE_LIN		10	116.2	29.8	75.3	109.6	163.6
POST_LIN		10	115.4	21.2	77.9	117.2	147.5
PRE_VES		10	114.4	38.8	53.7	124.0	170.2
POST_VES		10	116.8	44.9	64.5	121.2	178.8
VAR_TOT		10	0.8	17.7	-21.7	-0.5	27.3
VAR_1		10	-18.7	26.6	-60.4	-19.0	18.8
VAR_2		10	20.4	35.6	-32.1	22.1	90.7
VAR_LIN		10	-0.7	34.8	-51.8	-9.3	53.6
VAR_VES		10	2.4	27.1	-48.2	3.4	58.1
VAR_PRE_12		10	32.3	46.2	-50.7	43.1	82.2
VAR_POST_12		10	-6.8	46.6	-76.4	-11.6	66.9
VAR_PREPOST_12		10	-39.0	51.9	-151	-32.6	42.8
VAR_PRE_LV		10	1.8	48.7	-55.8	-18.3	67.0
VAR_POST_LV		10	-1.4	51.2	-75.4	6.2	67.1
VAR_PREPOST_LV		10	-3.1	51.4	-85.9	-6.5	88.7

MATERIAL=LI

Variable	Label	N	Mean	Std Dev	Min	50th Pctl	Max
PRE1A	PRE1A	10	23.1	25.0	0.0	15.9	85.3
PRE1B	PRE1B	10	30.3	25.5	3.7	22.5	73.6
PRE2A	PRE2A	10	23.3	22.7	0.0	16.6	68.8
PRE2B	PRE2B	10	25.3	25.1	0.0	13.3	71.3
POST1A	POST1A	10	23.8	28.0	0.0	17.1	91.8
POST1B	POST1B	10	32.4	25.5	2.3	29.6	87.2
POST2A	POST2A	10	27.0	20.4	6.0	15.0	60.6
POST2B	POST2B	10	41.9	33.5	5.0	31.9	116.7
PRE_TOT		10	25.5	15.7	6.9	22.4	59.3
POST_TOT		10	31.3	20.5	18.5	24.2	85.9
PRE_1		10	26.7	19.5	7.4	19.8	73.0

DESCRIPTIVA VARIABLES NUMERICAS (POR MATERIAL)

8

----- MATERIAL=LI -----

The MEANS Procedure

Variable	Label	N	Mean	Std Dev	Min	50th Pctl	Max
POST_1		10	28.1	23.2	3.1	23.9	89.5
PRE_2		10	24.3	15.0	3.1	27.4	45.7
POST_2		10	34.5	21.3	12.4	31.4	82.3
PRE_LIN		10	27.8	22.7	6.0	20.1	66.8
POST_LIN		10	37.1	24.9	10.4	34.5	101.9
PRE_VES		10	23.2	14.9	3.1	24.5	52.7
POST_VES		10	25.4	19.6	3.0	24.6	69.8
VAR_TOT		10	5.8	12.0	-14.0	6.0	26.5
VAR_1		10	1.4	14.4	-28.3	4.1	19.1
VAR_2		10	10.1	13.4	-11.3	7.9	36.5
VAR_LIN		10	9.3	20.0	-31.2	10.8	35.9
VAR_VES		10	2.2	10.6	-20.2	4.4	17.1
VAR_PRE_12		10	2.4	14.8	-26.1	4.3	27.2
VAR_POST_12		10	-6.3	17.2	-40.0	-0.5	12.1
VAR_PREPOST_12		10	-8.7	14.1	-31.0	-3.7	8.3
VAR_PRE_LV		10	4.6	22.1	-26.3	5.3	55.0
VAR_POST_LV		10	11.7	18.0	-17.2	10.2	33.4
VAR_PREPOST_LV		10	7.1	21.2	-34.4	6.8	37.8

----- MATERIAL=M -----

Variable	Label	N	Mean	Std Dev	Min	50th Pctl	Max
PRE1A	PRE1A	10	72.9	25.6	39.0	65.7	131.0
PRE1B	PRE1B	10	64.2	10.4	55.6	60.7	91.9
PRE2A	PRE2A	10	72.0	38.1	0.0	65.6	137.6
PRE2B	PRE2B	10	75.8	31.0	42.4	66.2	132.9
POST1A	POST1A	10	102.4	43.8	45.3	85.6	170.9
POST1B	POST1B	10	89.1	41.9	47.3	71.7	188.6
POST2A	POST2A	10	93.1	53.2	20.0	76.3	177.9
POST2B	POST2B	10	79.1	34.3	18.8	71.1	135.3
PRE_TOT		10	71.2	19.3	51.7	62.7	110.8
POST_TOT		10	90.9	27.8	66.0	75.0	144.2
PRE_1		10	68.5	17.0	51.9	64.0	111.4
POST_1		10	95.8	36.9	66.7	78.4	179.7
PRE_2		10	73.9	26.5	51.5	61.1	126.0
POST_2		10	86.1	42.7	19.4	71.1	146.7
PRE_LIN		10	70.0	17.6	53.7	62.7	99.1
POST_LIN		10	84.1	19.7	59.5	84.7	121.2
PRE_VES		10	72.5	26.5	45.5	62.5	134.3
POST_VES		10	97.8	40.2	50.3	77.1	167.1
VAR_TOT		10	19.7	10.2	6.6	16.0	33.3
VAR_1		10	27.2	27.3	6.7	17.0	100.5
VAR_2		10	12.2	22.7	-39.6	11.5	48.0
VAR_LIN		10	14.1	13.5	-7.8	11.1	38.4

DESCRIPTIVA VARIABLES NUMERICAS (POR MATERIAL)

9

----- MATERIAL=M -----

The MEANS Procedure

Variable	Label	N	Mean	Std Dev	Min	50th Pctl	Max
VAR_VES		10	25.3	20.8	0.5	14.3	60.4
VAR_PRE_12		10	-5.4	22.1	-60.2	0.7	20.2
VAR_POST_12		10	9.7	57.2	-50.3	1.4	160.4
VAR_PREPOST_12		10	15.1	45.9	-29.9	4.4	140.1
VAR_PRE_LV		10	-2.5	23.1	-46.9	-4.0	47.2
VAR_POST_LV		10	-13.7	30.2	-61.7	-8.3	41.8
VAR_PREPOST_LV		10	-11.2	28.5	-68.2	-4.1	37.9

## Anexo

----- MATERIAL=YZ -----

Variable	Label	N	Mean	Std Dev	Min	50th Pctl	Max
PRE1A	PRE1A	10	56.3	44.8	0.0	45.2	139.5
PRE1B	PRE1B	10	12.3	15.7	0.0	2.6	42.6
PRE2A	PRE2A	10	53.2	53.2	0.0	40.3	178.4
PRE2B	PRE2B	10	36.2	46.2	0.0	16.2	125.6
POST1A	POST1A	10	67.5	49.3	0.0	71.9	142.6
POST1B	POST1B	10	25.8	27.0	1.4	21.1	72.1
POST2A	POST2A	10	56.5	46.5	0.6	42.1	150.6
POST2B	POST2B	10	51.5	41.2	1.2	43.9	120.9
PRE_TOT		10	39.5	28.4	10.0	32.8	111.6
POST_TOT		10	50.4	26.4	16.8	45.8	104.4
PRE_1		10	34.3	22.6	13.0	23.0	71.1
POST_1		10	46.7	30.5	10.5	44.0	93.8
PRE_2		10	44.7	40.8	7.0	36.5	152.0
POST_2		10	54.0	34.1	18.6	53.5	135.8
PRE_LIN		10	24.2	26.8	0.0	13.5	69.1
POST_LIN		10	38.7	26.6	1.7	43.8	72.2
PRE_VES		10	54.7	45.0	0.0	47.9	159.0
POST_VES		10	62.0	43.2	0.3	60.1	146.6
VAR_TOT		10	10.9	13.5	-11.3	12.1	31.1
VAR_1		10	12.4	18.0	-10.0	4.5	42.3
VAR_2		10	9.4	17.1	-16.2	12.2	37.5
VAR_LIN		10	14.4	15.0	-1.9	10.6	37.7
VAR_VES		10	7.3	18.5	-24.4	3.1	33.0
VAR_PRE_12		10	-10.4	33.6	-80.9	-2.2	25.7
VAR_POST_12		10	-7.4	37.5	-62.7	-13.7	61.9
VAR_PREPOST_12		10	3.0	22.4	-31.8	4.6	36.2
VAR_PRE_LV		10	-30.5	47.5	-94.8	-37.9	69.1
VAR_POST_LV		10	-23.4	48.7	-84.4	-32.1	71.9
VAR_PREPOST_LV		10	7.1	20.0	-17.5	6.6	36.1

DESCRIPTIVA VARIABLES NUMERICAS (POR MATERIAL)

10

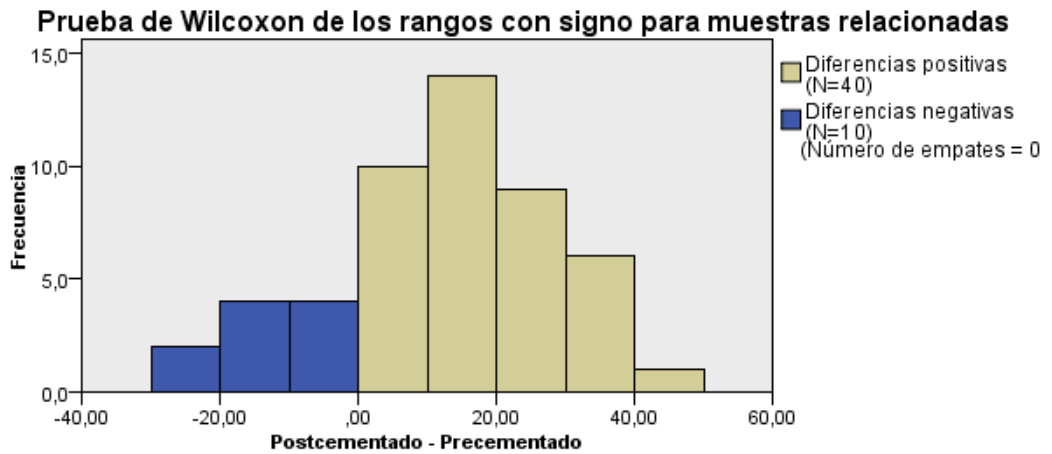
----- MATERIAL=ZZ -----

The MEANS Procedure

Variable	Label	N	Mean	Std Dev	Min	50th Pctl	Max
PRE1A	PRE1A	10	69.0	25.4	39.0	65.7	111.6
PRE1B	PRE1B	10	74.1	26.5	17.6	80.8	108.5
PRE2A	PRE2A	10	82.1	51.2	22.1	62.2	201.1
PRE2B	PRE2B	10	70.8	51.8	0.0	62.4	160.8
POST1A	POST1A	10	97.9	35.0	56.6	98.8	157.5
POST1B	POST1B	10	86.7	42.2	15.3	89.1	151.7
POST2A	POST2A	10	97.6	45.0	52.1	84.4	209.9
POST2B	POST2B	10	103.1	53.4	22.7	90.7	218.2
PRE_TOT		10	74.0	26.4	50.9	64.8	132.5
POST_TOT		10	96.4	29.0	64.9	83.6	157.5
PRE_1		10	71.5	22.8	28.3	73.1	100.0
POST_1		10	92.3	31.8	39.8	104.4	130.4
PRE_2		10	76.4	46.9	26.8	62.8	181.0
POST_2		10	100.4	46.3	51.8	88.2	214.0
PRE_LIN		10	72.4	27.2	45.8	62.6	122.7
POST_LIN		10	94.9	35.3	56.7	82.7	165.8
PRE_VES		10	75.6	30.9	41.4	65.2	142.3
POST_VES		10	97.8	28.0	57.3	100.8	149.2
VAR_TOT		10	22.4	11.2	11.0	18.7	44.9
VAR_1		10	20.8	16.8	5.6	14.2	55.3
VAR_2		10	24.0	8.9	10.8	23.4	34.4
VAR_LIN		10	22.5	17.9	4.5	17.1	61.5
VAR_VES		10	22.2	12.8	6.9	16.5	48.3
VAR_PRE_12		10	-4.9	51.5	-97.0	1.9	73.2
VAR_POST_12		10	-8.1	54.1	-113	-5.1	57.6
VAR_PREPOST_12		10	-3.2	15.0	-21.6	-6.2	20.9
VAR_PRE_LV		10	-3.1	24.6	-35.9	-8.3	41.9
VAR_POST_LV		10	-2.8	26.3	-47.5	-2.4	35.5
VAR_PREPOST_LV		10	0.3	21.7	-29.8	-3.5	36.2

### 9.4.3 ESTADÍSTICA INFERENCIAL

#### Prueba de Wilcoxon: discrepancia marginal total: pre-postcemento



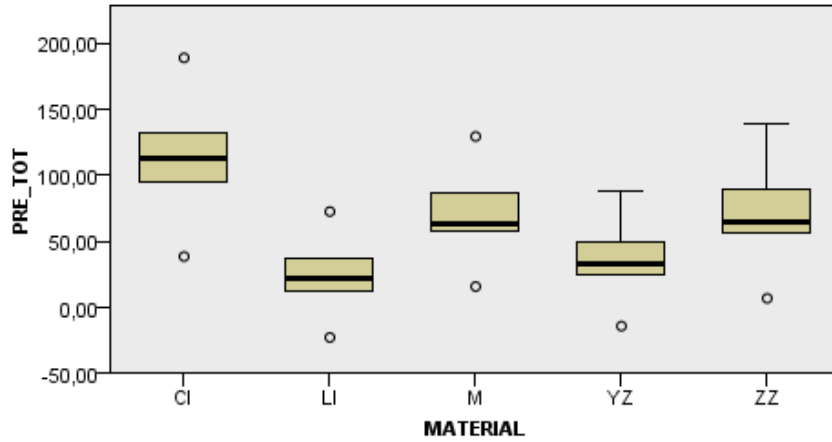
<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	1.098,000
<b>Error típico</b>	103,592
<b>Estadístico de contraste estandarizado</b>	4,445
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,000

Test de Wilcoxon: Diferencias Pre – Post para los siguientes materiales

MATERIAL	Precemento (media)	Postcemento (media)	Diferencia de medias: (Pre – Post)	Z	Sig
CI	115,2750	116,1112	-0,836	-,153	0,878
LI	25,5200	31,2911	-5,771	-1,274	0,203
M	71,2230	90,9352	-19,712	-2,803	0,005
YZ	39,4756	50,3560	-10,880	-2,090	0,037
ZZ	73,9831	96,3598	-22,377	-2,803	0,005

PRECEMENTADO GLOBAL

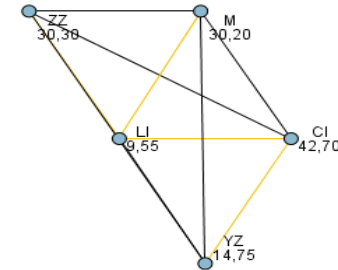
Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	33,457
<b>Grados de libertad</b>	4
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,000

1. Las estadísticas de prueba se ajustan para empates.

Comparaciones por parejas de ...



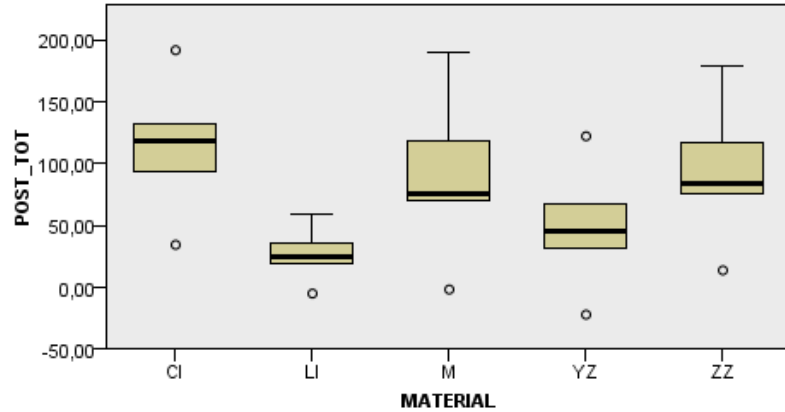
Cada nodo muestra el rango muestral de promedio MATERIAL.

Muestra 1-Muestra 2	Prueba Estadístico	Estándar. Error	Desv. Prueba Estadístico	Sig.	Sig. ajust.
LI-YZ	-5,200	6,519	-,798	,425	1,000
LI-M	-20,650	6,519	-3,168	,002	,015
LI-ZZ	-20,750	6,519	-3,183	,001	,015
LI-CI	33,150	6,519	5,085	,000	,000
YZ-M	15,450	6,519	2,370	,018	,178
YZ-ZZ	-15,550	6,519	-2,385	,017	,171
YZ-CI	27,950	6,519	4,287	,000	,000
M-ZZ	-,100	6,519	-,015	,988	1,000
M-CI	12,500	6,519	1,917	,055	,552
ZZ-CI	12,400	6,519	1,902	,057	,572

Cada fila comprueba la hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y 2 es igual. Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significación es de ,05.

# POSTCEMENTADO GLOBAL

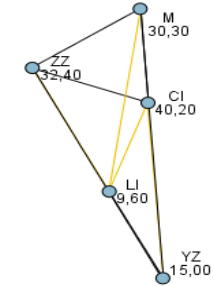
## Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	30,579
<b>Grados de libertad</b>	4
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,000

1. Las estadísticas de prueba se ajustan para empates.

## Comparaciones por parejas de ...



Cada nodo muestra el rango muestral de promedio MATERIAL.

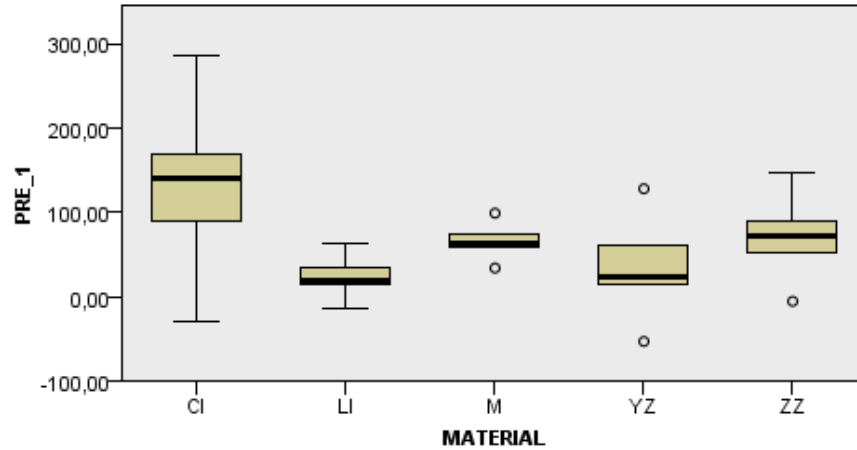
Muestra 1-Muestra 2	Prueba Estadístico	Estándar. Error	Dev. Prueba Estadístico	Sig.	Sig. ajust.
LI-YZ	-5,400	6,519	-.828	,407	1,000
LI-M	-20,700	6,519	-3,175	,001	,015
LI-ZZ	-22,800	6,519	-3,497	,000	,005
LI-CI	30,600	6,519	4,694	,000	,000
YZ-M	15,300	6,519	2,347	,019	,189
YZ-ZZ	-17,400	6,519	-2,669	,008	,076
YZ-CI	25,200	6,519	3,866	,000	,001
M-ZZ	-2,100	6,519	-.322	,747	1,000
M-CI	9,900	6,519	1,519	,129	1,000
ZZ-CI	7,800	6,519	1,196	,232	1,000

Cada fila comprueba la hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y 2 es igual. Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significación es de ,05.



PRECEMENTADO PILAR 1

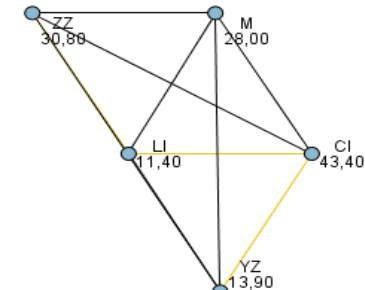
Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	32,382
<b>Grados de libertad</b>	4
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,000

1. Las estadísticas de prueba se ajustan para empates.

Comparaciones por parejas de ...



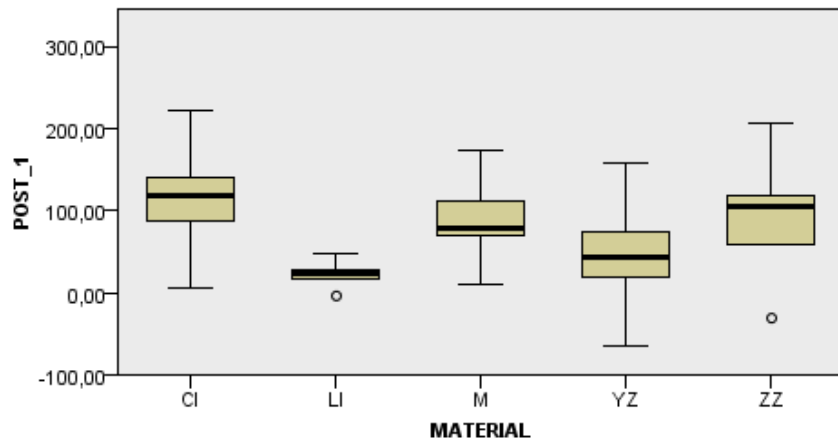
Cada nodo muestra el rango muestral de promedio MATERIAL.

Muestra 1-Muestra 2	Prueba Estadístico	Estándar. Error	Desv. Prueba Estadístico	Sig.	Sig. ajust.
LI-YZ	-2,500	6,519	-,383	,701	1,000
LI-M	-16,600	6,519	-2,546	,011	,109
LI-ZZ	-19,400	6,519	-2,976	,003	,029
LI-CI	32,000	6,519	4,909	,000	,000
YZ-M	14,100	6,519	2,163	,031	,306
YZ-ZZ	-16,900	6,519	-2,592	,010	,095
YZ-CI	29,500	6,519	4,525	,000	,000
M-ZZ	-2,800	6,519	-,430	,668	1,000
M-CI	15,400	6,519	2,362	,018	,182
ZZ-CI	12,600	6,519	1,933	,053	,533

Cada fila comprueba la hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y 2 es igual. Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significación es de ,05.

POSTCEMENTADO PILAR 1

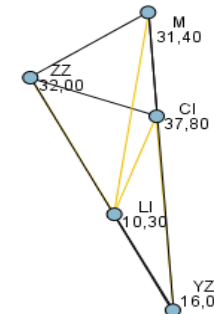
Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	25,865
<b>Grados de libertad</b>	4
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,000

1. Las estadísticas de prueba se ajustan para empates.

Comparaciones por parejas de ...



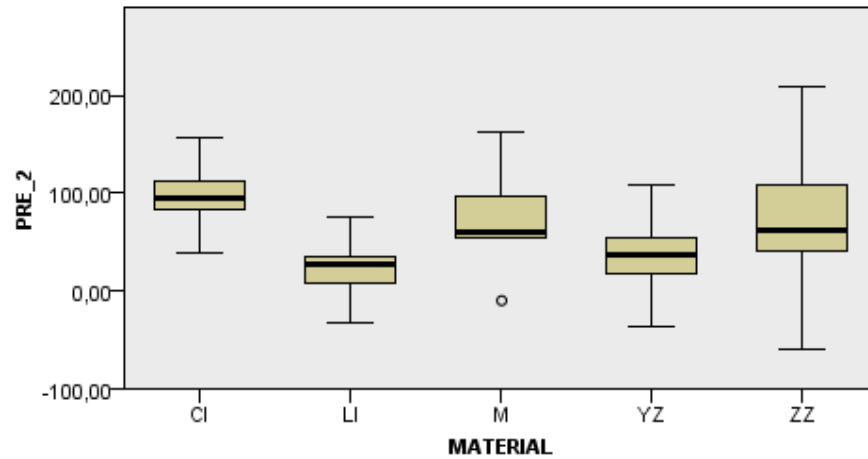
Cada nodo muestra el rango muestral de promedio MATERIAL.

Muestra 1-Muestra 2	Prueba Estadístico	Estándar. Error	Desv. Prueba Estadístico	Sig.	Sig. ajust.
LI-YZ	-5,700	6,519	-.874	,382	1,000
LI-M	-21,100	6,519	-3,237	,001	,012
LI-ZZ	-21,700	6,519	-3,329	,001	,009
LI-CI	27,500	6,519	4,218	,000	,000
YZ-M	15,400	6,519	2,362	,018	,182
YZ-ZZ	-16,000	6,519	-2,454	,014	,141
YZ-CI	21,800	6,519	3,344	,001	,008
M-ZZ	-.600	6,519	-.092	,927	1,000
M-CI	6,400	6,519	,982	,326	1,000
ZZ-CI	5,800	6,519	,890	,374	1,000

Cada fila comprueba la hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y 2 es igual. Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significación es de ,05.

## PRECEMENTADO PILAR 2

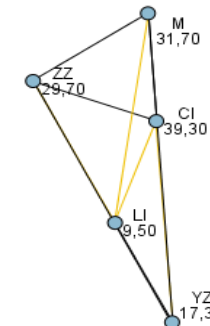
### Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	26,812
<b>Grados de libertad</b>	4
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,000

1. Las estadísticas de prueba se ajustan para empates.

### Comparaciones por parejas de ...



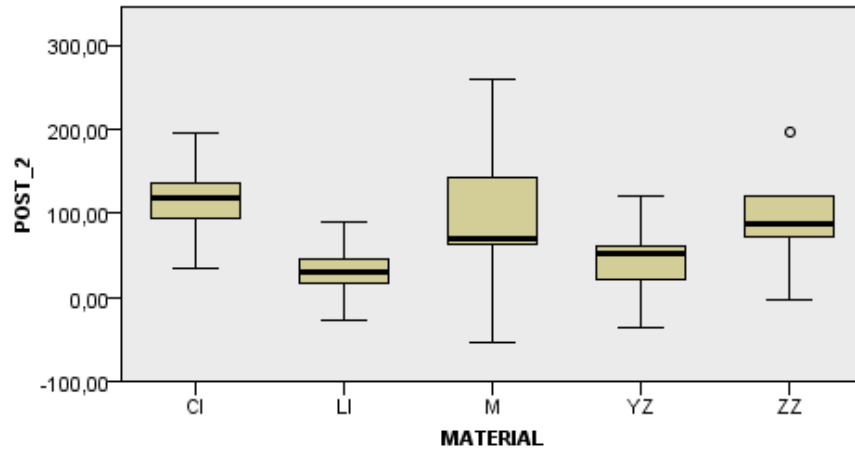
Cada nodo muestra el rango muestral de promedio MATERIAL.

Muestra 1-Muestra 2	Prueba Estadístico	Estándar. Error	Desv. Prueba Estadístico	Sig.	Sig. ajust.
LI-YZ	-7,800	6,519	-1,196	,232	1,000
LI-ZZ	-20,200	6,519	-3,099	,002	,019
LI-M	-22,200	6,519	-3,405	,001	,007
LI-CI	29,800	6,519	4,571	,000	,000
YZ-ZZ	-12,400	6,519	-1,902	,057	,572
YZ-M	14,400	6,519	2,209	,027	,272
YZ-CI	22,000	6,519	3,375	,001	,007
ZZ-M	2,000	6,519	,307	,759	1,000
ZZ-CI	9,600	6,519	1,473	,141	1,000
M-CI	7,600	6,519	1,166	,244	1,000

Cada fila comprueba la hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y 2 es igual. Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significación es de ,05.

POSTCEMENTADO PILAR 2

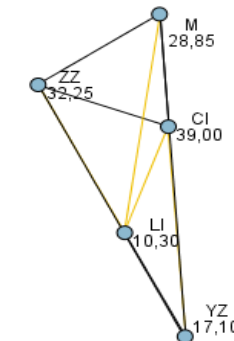
Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	25,443
<b>Grados de libertad</b>	4
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,000

1. Las estadísticas de prueba se ajustan para empates.

Comparaciones por parejas de ...



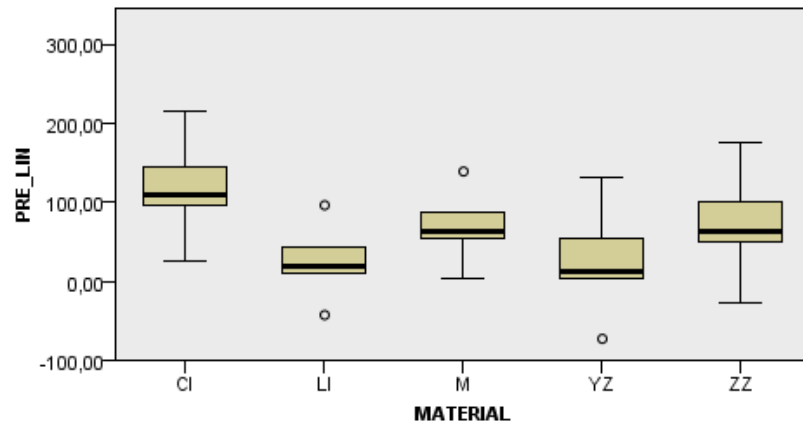
Cada nodo muestra el rango muestral de promedio MATERIAL.

Muestra 1-Muestra 2	Prueba Estadístico	Estándar. Error	Desv. Prueba Estadístico	Sig.	Sig. ajust.
LI-YZ	-6,800	6,519	-1,043	,297	1,000
LI-M	-18,550	6,519	-2,846	,004	,044
LI-ZZ	-21,950	6,519	-3,367	,001	,008
LI-CI	28,700	6,519	4,402	,000	,000
YZ-M	11,750	6,519	1,802	,071	,715
YZ-ZZ	-15,150	6,519	-2,324	,020	,201
YZ-CI	21,900	6,519	3,359	,001	,008
M-ZZ	-3,400	6,519	-,522	,602	1,000
M-CI	10,150	6,519	1,557	,119	1,000
ZZ-CI	6,750	6,519	1,035	,300	1,000

Cada fila comprueba la hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y 2 es igual. Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significación es de ,05.

PRECEMENTADO LINGUAL

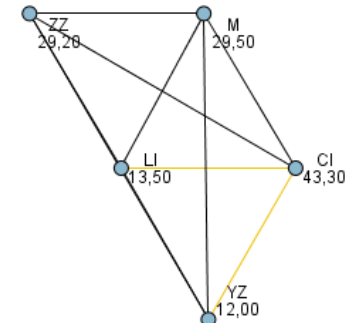
Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	31,662
<b>Grados de libertad</b>	4
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,000

1. Las estadísticas de prueba se ajustan para empates.

Comparaciones por parejas de ...



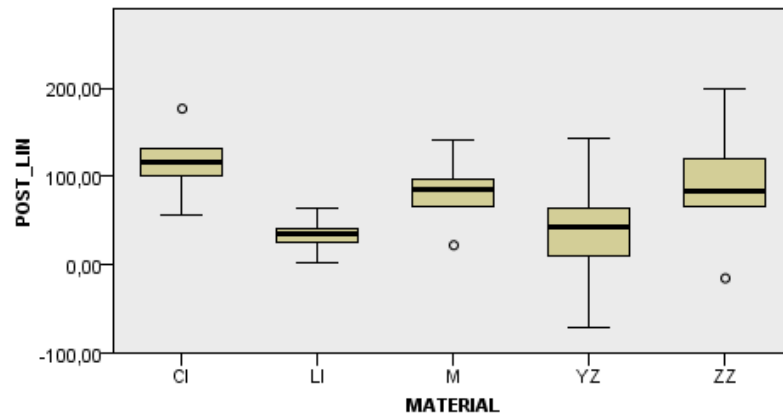
Cada nodo muestra el rango muestral de promedio MATERIAL.

Muestra 1-Muestra 2	Prueba Estadístico	Estándar. Error	Desv. Prueba Estadístico	Sig.	Sig. ajust.
YZ-LI	1,500	6,519	,230	,818	1,000
YZ-ZZ	-17,200	6,519	-2,638	,008	,083
YZ-M	17,500	6,519	2,684	,007	,073
YZ-CI	31,300	6,519	4,801	,000	,000
LI-ZZ	-15,700	6,519	-2,408	,016	,160
LI-M	-16,000	6,519	-2,454	,014	,141
LI-CI	29,800	6,519	4,571	,000	,000
ZZ-M	,300	6,519	,046	,963	1,000
ZZ-CI	14,100	6,519	2,163	,031	,305
M-CI	13,800	6,519	2,117	,034	,343

Cada fila comprueba la hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y 2 es igual. Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significación es de ,05.

# POSTCEMENTADO LINGUAL

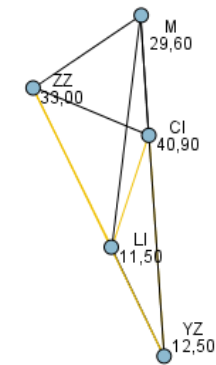
## Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	31,777
<b>Grados de libertad</b>	4
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,000

1. Las estadísticas de prueba se ajustan para empates.

## Comparaciones por parejas de ...



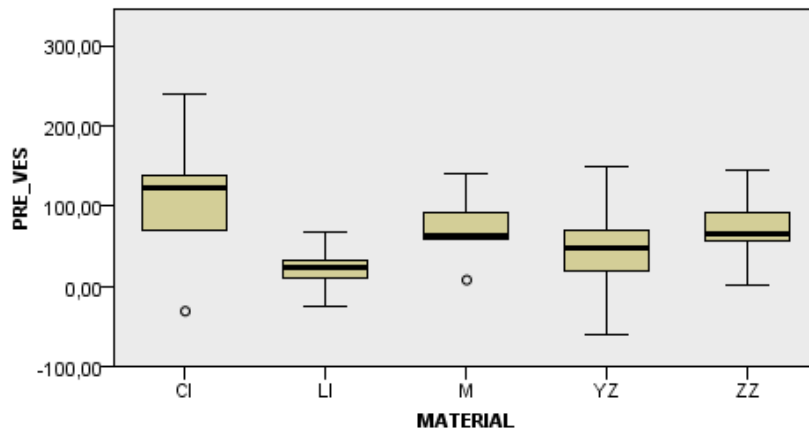
Cada nodo muestra el rango muestral de promedio MATERIAL.

Muestra 1-Muestra 2	Prueba Estadístico	Estándar. Error	Desv. Prueba Estadístico	Sig.	Sig. ajust.
LI-YZ	-1,000	6,519	-,153	,878	1,000
LI-M	-18,100	6,519	-2,776	,005	,055
LI-ZZ	-21,500	6,519	-3,298	,001	,010
LI-CI	29,400	6,519	4,510	,000	,000
YZ-M	17,100	6,519	2,623	,009	,087
YZ-ZZ	-20,500	6,519	-3,145	,002	,017
YZ-CI	28,400	6,519	4,356	,000	,000
M-ZZ	-3,400	6,519	-,522	,602	1,000
M-CI	11,300	6,519	1,733	,083	,830
ZZ-CI	7,900	6,519	1,212	,226	1,000

Cada fila comprueba la hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y 2 es igual. Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significación es de ,05.

# PRECEMENTADO VESTIBULAR

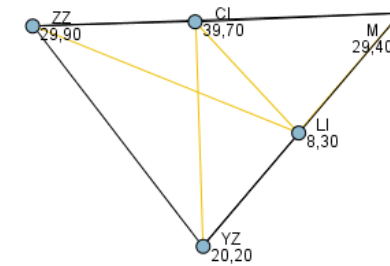
## Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	26,361
<b>Grados de libertad</b>	4
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,000

1. Las estadísticas de prueba se ajustan para empates.

## Comparaciones por parejas de ...



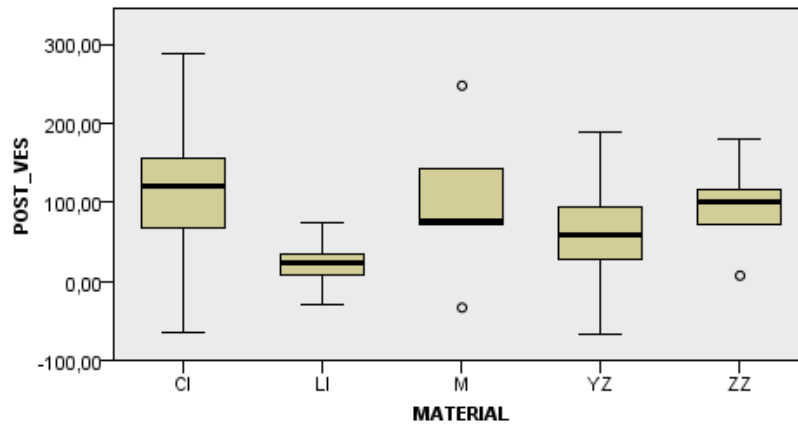
Cada nodo muestra el rango muestral de promedio MATERIAL.

Muestra 1-Muestra 2	Prueba Estadístico	Estándar. Error	Desv. Prueba Estadístico	Sig.	Sig. ajust.
LI-YZ	-11,900	6,519	-1,825	,068	,679
LI-M	-21,100	6,519	-3,237	,001	,012
LI-ZZ	-21,600	6,519	-3,313	,001	,009
LI-CI	31,400	6,519	4,817	,000	,000
YZ-M	9,200	6,519	1,411	,158	1,000
YZ-ZZ	-9,700	6,519	-1,488	,137	1,000
YZ-CI	19,500	6,519	2,991	,003	,028
M-ZZ	-,500	6,519	-,077	,939	1,000
M-CI	10,300	6,519	1,580	,114	1,000
ZZ-CI	9,800	6,519	1,503	,133	1,000

Cada fila comprueba la hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y 2 es igual. Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significación es de ,05.

POSTCEMENTADO VESTIBULAR

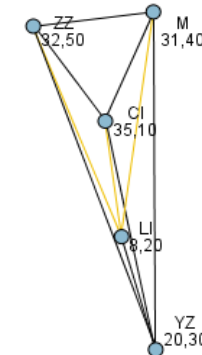
Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes



<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	23,638
<b>Grados de libertad</b>	4
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,000

1. Las estadísticas de prueba se ajustan para empates.

Comparaciones por parejas de ...



Cada nodo muestra el rango muestral de promedio MATERIAL.

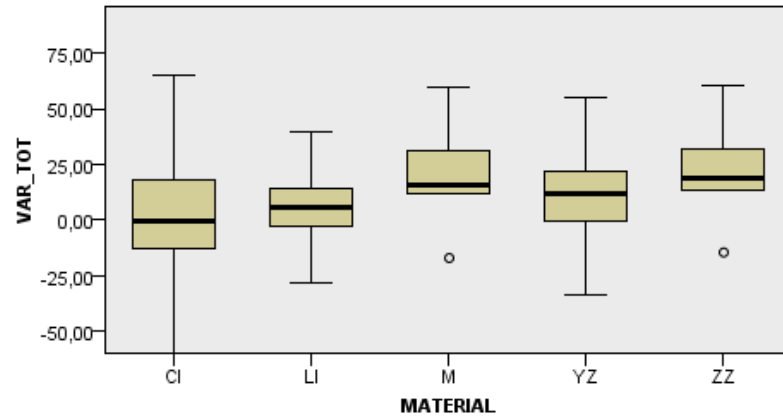
Muestra 1-Muestra 2	Prueba Estadístico	Estándar. Error	Desv. Prueba Estadístico	Sig.	Sig. ajust.
LI-YZ	-12,100	6,519	-1,856	,063	,634
LI-M	-23,200	6,519	-3,559	,000	,004
LI-ZZ	-24,300	6,519	-3,727	,000	,002
LI-CI	26,900	6,519	4,126	,000	,000
YZ-M	11,100	6,519	1,703	,089	,886
YZ-ZZ	-12,200	6,519	-1,871	,061	,613
YZ-CI	14,800	6,519	2,270	,023	,232
M-ZZ	-1,100	6,519	-,169	,866	1,000
M-CI	3,700	6,519	,568	,570	1,000
ZZ-CI	2,600	6,519	,399	,690	1,000

Cada fila comprueba la hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y 2 es igual. Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significación es de ,05.



VAR TOT

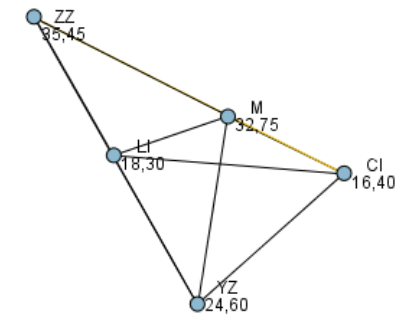
**Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes**



<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	13,508
<b>Grados de libertad</b>	4
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,009

1. Las estadísticas de prueba se ajustan para empates.

**Comparaciones por parejas de ...**

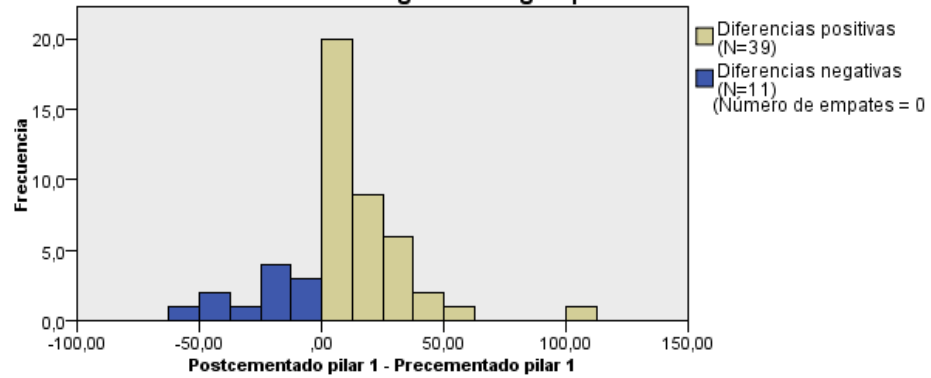


Cada nodo muestra el rango muestral de promedio MATERIAL.

Muestra 1-Muestra 2	Prueba Estadístico	Estándar. Error	Desv. Prueba Estadístico	Sig.	Sig. ajust.
CI-LI	-1,900	6,519	-,291	,771	1,000
CI-YZ	-8,200	6,519	-1,258	,208	1,000
CI-M	-16,350	6,519	-2,508	,012	,121
CI-ZZ	-19,050	6,519	-2,922	,003	<b>,035</b>
LI-YZ	-6,300	6,519	-,966	,334	1,000
LI-M	-14,450	6,519	-2,217	,027	,267
LI-ZZ	-17,150	6,519	-2,631	,009	,085
YZ-M	8,150	6,519	1,250	,211	1,000
YZ-ZZ	-10,850	6,519	-1,664	,096	,960
M-ZZ	-2,700	6,519	-,414	,679	1,000

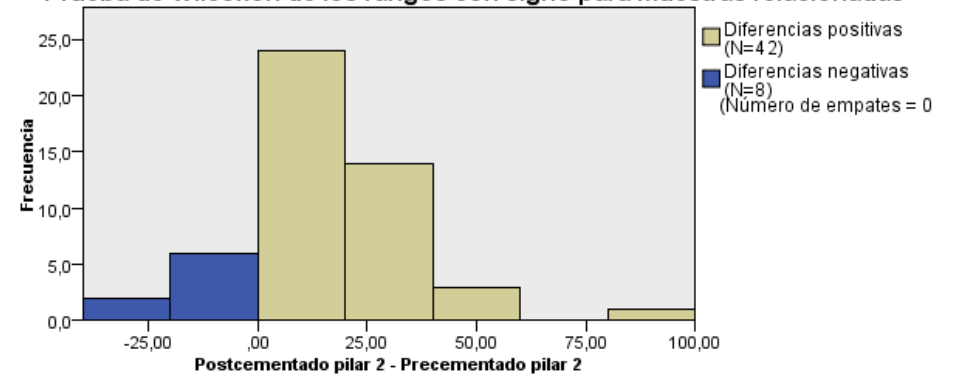
Cada fila comprueba la hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y 2 es igual. Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significación es de ,05.

Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas



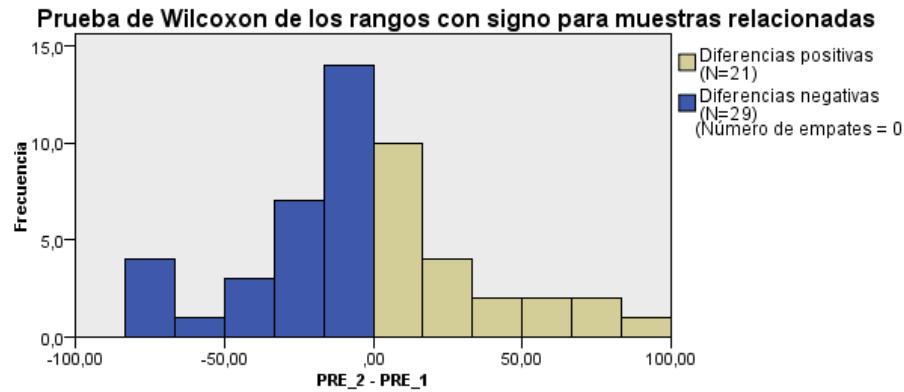
<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	919,000
<b>Error típico</b>	103,592
<b>Estadístico de contraste estandarizado</b>	2,717
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,007

Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas



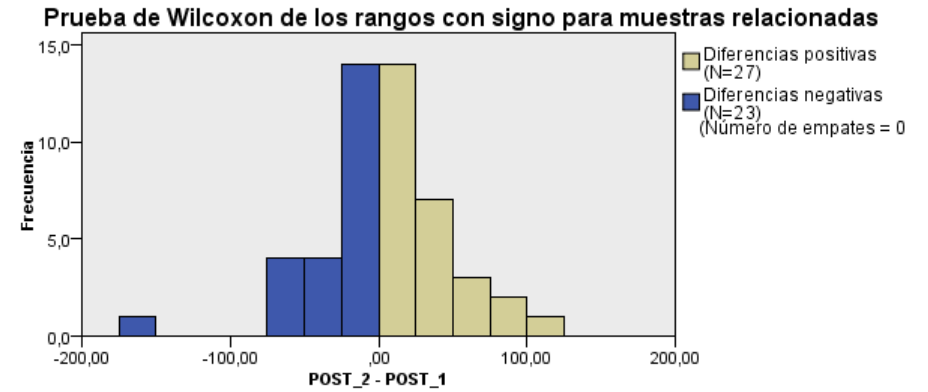
<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	1.096,000
<b>Error típico</b>	103,591
<b>Estadístico de contraste estandarizado</b>	4,426
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,000

### Diferencia entre las variables PRE\_2 y PRE\_1



<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	554,000
<b>Error típico</b>	103,592
<b>Estadístico de contraste estandarizado</b>	-,806
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,420

### Diferencia entre las variables POST\_2 y POST\_1



<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	759,000
<b>Error típico</b>	103,592
<b>Estadístico de contraste estandarizado</b>	1,173
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,241

## COMPARACIONES PRE\_2 Y PRE\_1 por tipo de MATERIAL

### MATERIAL = CI

#### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre PRE_1 y PRE_2 es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,074	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

### MATERIAL = LI

#### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre PRE_1 y PRE_2 es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,445	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

### MATERIAL = M

#### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre PRE_1 y PRE_2 es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,799	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

## MATERIAL = YZ

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre PRE_1 y PRE_2 es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,508	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

## MATERIAL = ZZ

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre PRE_1 y PRE_2 es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,959	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

## COMPARACIONES POST\_2 Y POST\_1 por tipo de MATERIAL

## MATERIAL = CI

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre POST_1 y POST_2 es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,445	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

## MATERIAL = LI

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre POST_1 y POST_2 es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,508	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

## MATERIAL = M

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre POST_1 y POST_2 es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,878	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

## MATERIAL = YZ

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre POST_1 y POST_2 es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,386	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

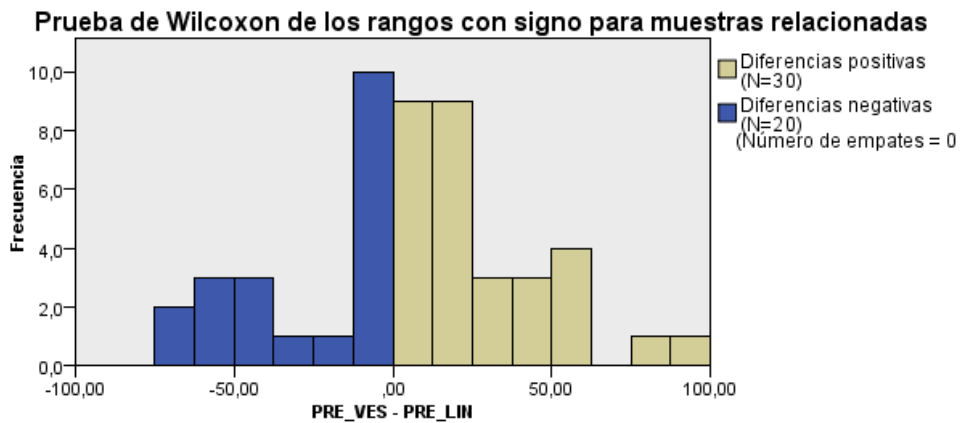
**MATERIAL = ZZ**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre POST_1 y POST_2 es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,959	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

**Diferencia entre las variables PRE\_LIN Y PRE\_VEST: comparación lingual vestibular**



<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	790,500
<b>Error típico</b>	103,591
<b>Estadístico de contraste estandarizado</b>	1,477
<b>Significación asintótica (prueba bilateral)</b>	,140

**MATERIAL = CI**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre PRE_LIN y PRE_VES es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,721	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

**MATERIAL = LI**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre PRE_LIN y PRE_VES es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,508	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

**MATERIAL = M**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre PRE_LIN y PRE_VES es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,386	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.



**MATERIAL = YZ**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre PRE_LIN y PRE_VES es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,093	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

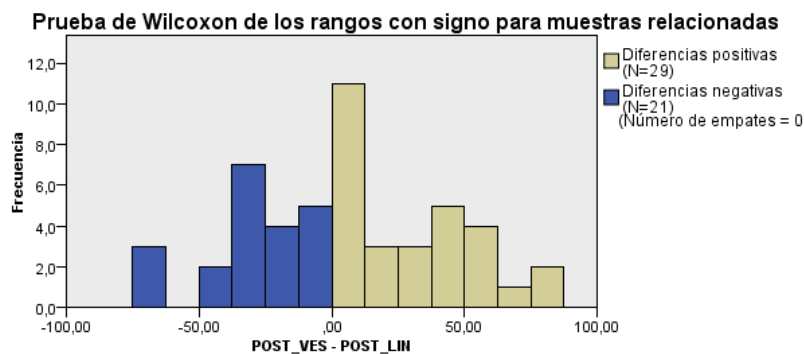
**MATERIAL = ZZ**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre PRE_LIN y PRE_VES es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,445	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

**Diferencia entre las variables POST\_LIN Y POST\_VEST: comparación lingual vestibular**



<b>N total</b>	50
<b>Estadístico de contraste</b>	742,000
<b>Error típico</b>	103,592
<b>Estadístico de contraste estandarizado</b>	1,009
<b>Significación asintótica (prueba bifateral)</b>	,313

**MATERIAL = CI**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre POST_LIN y POST_VES es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,878	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

**MATERIAL = LI**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre POST_LIN y POST_VES es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,074	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

**MATERIAL = M**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre POST_LIN y POST_VES es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,093	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

## MATERIAL = YZ

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre POST_LIN y POST_VES es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,169	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

## MATERIAL = ZZ

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de diferencias entre POST_LIN y POST_VES es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,721	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

## 9.5 PRUEBAS ESTADÍSTICAS RESISTENCIA A LA FRACTURA

### 9.5.1 LISTADO DE DATOS

RESULTADOS DE FRACTURA CERÁMICAS	
C1	498,39
C2	216,92
C3	476,39
C4	353,05
C5	398,28
C6	471,03
C7	416,04
C8	365,19
C9	415,19
C10	538,98
L1	249,73
L2	370,1
L3	293,27
L4	447,9
L5	394,61
L6	481,01
L7	300,3
L8	171,5
L9	408,54
L10	237,02
YZ1	410,57
YZ2	428,25
YZ3	191,35
YZ4	216,09
YZ5	140,25
YZ6	273,5
YZ7	208,14
YZ8	123,55
YZ9	267,92
YZ10	305,92

RESITENCIA A LA FRACTURA GRUPO METAL	
M1	827,7
M2	898,3
M3	905,6
M4	877,9
M5	751,7
M6	823,4
M7	898
M8	901
M9	873
M10	748

## 9.5.2 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

1

### DESCRIPTIVA POR GRUPOS

The MEANS Procedure

Analysis Variable : fkg fkg

grupo	N Obs	N	Mean	Std Dev	Min	50th Pctl	Max
C	10	10	414.9	91.3	216.9	415.6	539.0
L	10	10	335.4	100.4	171.5	335.2	481.0
M	10	9	866.5	24.5	827.7	860.1	905.6
Y	10	10	256.6	103.0	123.6	242.0	428.3
ZZ	10	8	198.4	43.7	145.5	188.9	275.0

## 9.5.3 ESTADÍSTICA INFERENCIAL

2

### ANALISIS DE LA VARIANZA

The ANOVA Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
grupo	5	C L M Y ZZ

Number of Observations Read 50  
Number of Observations Used 47

3

### ANALISIS DE LA VARIANZA

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: fkg fkg

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	2524270.810	631067.703	94.82	<.0001
Error	42	279541.955	6655.761		
Corrected Total	46	2803812.765			

	R-Square	Coeff Var	Root MSE	fkj Mean		
	0.900299	19.70916	81.58285	413.9336		
Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F	
grupo	4	2524270.810	631067.703	94.82	<.0001	

4

ANALISIS DE LA VARIANZA

The ANOVA Procedure

Duncan's Multiple Range Test for fkj

NOTE: This test controls the Type I comparisonwise error rate, not the experimentwise error

rate.

Alpha 0.05  
 Error Degrees of Freedom 42  
 Error Mean Square 6655.761  
 Harmonic Mean of Cell Sizes 9.326425

NOTE: Cell sizes are not equal.

Number of Means	2	3	4	5
Critical Range	76.24	80.17	82.74	84.60

Means with the same letter are not significantly different.

Duncan Grouping	Mean	N	grupo
A	866.50	9	M
B	414.95	10	C
C	335.40	10	L
D	256.55	10	Y
D	198.43	8	ZZ