



**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE  
MADRID**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I (PRÓTESIS BUCOFACIAL)**

**INFLUENCIA DEL  
RECUBRIMIENTO CERÁMICO EN  
LA RESISTENCIA A LA FRACTURA  
DE PUENTES POSTERIORES DE  
ÓXIDO DE CIRCONIO**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN**

**Máster en Ciencias Odontológicas**

**VERÓNICA RODRÍGUEZ ALONSO**

**2012**



# **INFLUENCIA DEL RECUBRIMIENTO CERÁMICO EN LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE PUENTES POSTERIORES DE ÓXIDO DE CIRCONIO**

**Trabajo de investigación  
Máster en Ciencias Odontológicas**

**VERÓNICA RODRÍGUEZ ALONSO**

**Tutora:**

**Profa. Dra, M<sup>o</sup> Jesús Suárez García**

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

**Facultad de Odontología**

**Universidad Complutense de Madrid**

**MADRID, 2012**

# ÍNDICE

---

<b>1.INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>6</b>
<b>1.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS.....</b>	<b>7</b>
<b>1.2. CERÁMICAS DENTALES.....</b>	<b>9</b>
<b>1.2.1. Clasificación de las cerámicas dentales.....</b>	<b>10</b>
1.2.1.1. En función de la temperatura de sinterización.....	10
1.2.1.2. Clasificación según la composición química.....	11
1.2.1.3. Clasificación según la técnica de confección.....	12
<b>1.2.2. Circonio.....</b>	<b>13</b>
<b>1.3. SISTEMAS CAD/CAM.....</b>	<b>15</b>
1.3.1. Generalidades.....	15
<b>1.4. FRACASOS Y COMPLICACIONES EN PPF.....</b>	<b>19</b>
<b>2.HIPÓTESIS DE TRABAJO.....</b>	<b>26</b>
<b>3.JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....</b>	<b>28</b>
<b>4.MATERIAL Y MÉTODOS.....</b>	<b>30</b>
<b>4.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS.....</b>	<b>31</b>
4.1.1. Muñones.....	32
4.1.2 Bases.....	34
<b>4.2. CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS.....</b>	<b>35</b>
<b>4.3. CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS.....</b>	<b>36</b>
4.3.1. Confección de las estructuras Lava AllCeramic System.....	36
4.3.2. Confección de las estructuras IPS emax Zir CAD.....	40
<b>4.4. CERÁMICA DE RECUBRIMIENTO.....</b>	<b>43</b>

4.4.1. Lava AllCeramic System.....	43
4.4.2. IPS emax Zir CAD.....	43
<b>4.5. CEMENTADO.....</b>	<b>45</b>
<b>4.6. ENSAYO E FLEXIÓN.....</b>	<b>46</b>
4.6.1. Confección de la pletina.....	46
4.6.2. Confección del empujador.....	47
4.6.3. Resistencia a la flexión.....	47
4.6.4 Instrumento para pruebas mecánicas.....	48
4.6.5. Carga.....	51
<b>4.7 TRATAMIENTO DE LOS DATOS.....</b>	<b>52</b>
<b>5.RESULTADOS.....</b>	<b>53</b>
<b>5.1.VARIABLES.....</b>	<b>54</b>
<b>5.2. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA.....</b>	<b>54</b>
5.2.1. Resistencia a la fractura de los sistemas cerámicos.....	55
5.2.1.1. Resistencia a la fractura global.....	55
5.2.1.2. Resistencia a la fractura de los núcleos cerámicos.....	56
5.2.1.3. Resistencia a la fractura de los núcleos con recubrimiento cerámico.....	57
5.2.2. Resistencia a la fractura de núcleos y núcleos con recubrimiento cerámico en cada sistema cerámico.....	59
5.2.2.1. Resistencia a la fractura global.....	59
5.2.2.2. Lava.....	61
5.2.2.3. IPS emax Zir CAD.....	63
<b>5.3. ESTADÍSTICA INFERENCIAL.....</b>	<b>65</b>
5.3.1. Resistencia a la fractura de los sistemas cerámicos .....	66

5.3.1.1. Resistencia a la fractura global (núcleos y núcleos con recubrimiento cerámico).....	66
5.3.1.2. Resistencia a la fractura de los núcleos cerámicos.....	66
5.3.1.3. Resistencia a la fractura de los núcleos con recubrimiento cerámico.....	66
<b>5.3.2. Resistencia a la fractura de núcleos y núcleos con recubrimiento cerámico en cada sistema cerámico.....</b>	<b>67</b>
5.3.2.1. Resistencia a la fractura global.....	67
5.3.2.2. Resistencia a la fractura en cada sistema cerámico.....	67
<b>6.DISCUSIÓN.....</b>	<b>68</b>
<b>7.CONCLUSIONES.....</b>	<b>78</b>
<b>8.BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>80</b>
<b>9.ANEXO.....</b>	<b>85</b>
<b>9.1. PRUEBAS ESTADÍSTICAS.....</b>	<b>86</b>

# 1. INTRODUCCIÓN

Hasta mediados del siglo pasado la restauración metal-porcelana era el tratamiento por excelencia en el campo de la prótesis fija.

Las coronas completamente cerámicas comenzaron a emplearse en odontología porque ofrecían una mayor estética y biocompatibilidad que las metal-cerámica empleadas hasta el momento.

El gran desarrollo de las restauraciones totalmente cerámicas se ha producido en las últimas dos décadas como consecuencia del gran avance en materia de innovaciones tecnológicas y materiales.<sup>(1)</sup>

Existen diferentes tipos de cerámicas, pero sin duda las circoniosas se han impuesto sobre el resto para la fabricación de estructuras tanto de coronas individuales como de prótesis parcial fija. Sin embargo, aún son necesarios más estudios que comparen las clásicas estructuras metal-cerámica empleadas en la fabricación de la prótesis fija dentosoportada con las nuevas técnicas y materiales completamente cerámicos. Ya que hasta el momento no ha quedado claro que los nuevos materiales totalmente cerámicos ofrezcan mejoras en los resultados frente a los tratamientos con restauraciones metal-cerámica.

## **1.1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS**

---

La historia de los materiales empleados en Odontología se remonta varios siglos atrás.<sup>(2)</sup>

La primera cerámica similar a lo que tenemos hoy día fue fabricada en China alrededor del año 1000 después de Cristo obtenida a través de una mezcla de arcilla blanca china con una “piedra china”. Esta porcelana ya era mucho más resistente que los materiales descubiertos hasta el momento y presentaba cierta translucidez. A pesar de su temprano descubrimiento en el continente oriental estos materiales no son empleados en Europa hasta 1.717. Sin embargo, no fue hasta 1.728 cuando Pierre Fauchard propone el empleo de las cerámicas en la Odontología, pero es 50 años después cuando Alexis Duchateâu logra cocer la primera dentadura cerámica en Saint Germain-en Laye.<sup>(3-6)</sup>

Sin embargo Duchateâu tuvo que asociarse con un dentista parisino llamado Nicolás Dubois de Chemant a fin de mejorar el proceso de fabricación de las cerámicas. Éste consiguió controlar la contracción de las cerámicas, lo cual le llevó a que el Rey Luis XVI le otorgara la patente de la receta de Duchateâu. Esto le permitió realizar grandes avances en materia de fabricación y comercialización de los materiales cerámicos empleados en Odontología <sup>(7)</sup>.

Las primeras coronas individuales fueron fabricadas por un italiano llamado Giuseppe Angelo Fonci, que en 1.808 propuso un sistema para unir los dientes individuales a las dentaduras mediante un gancho de platino.

En 1.880 Cassius Richmond patentó una corona formada por una estructura metálica con un perno de oro que era recubierta con una faceta de porcelana.<sup>(8)</sup>

La primera corona de recubrimiento total con cierta estética fue creada por Charles H. Land en 1.903, son las denominadas coronas Jacket, sin embargo eran poco resistentes a la fractura y presentaban muy mal ajuste.

Pero es sin duda el descubrimiento de las porcelanas para la unión metal-cerámica el avance más importante del S. XX en esta materia. Se sabe, y ya se sabía entonces, que cuando una estructura muy rígida es soportada sobre un material más elástico soporta mejor las cargas. Ésta es la filosofía de las restauraciones metal-cerámica, donde la porcelana, que en este caso es el material rígido, es fundida sobre el metal, material elástico. Surgiendo así la técnica ceramometálica

A partir de entonces múltiples casas comerciales como VITA, De Trey o Heraeus Kulzer desarrollaron este sistema que sin duda ha sido la técnica empleada por excelencia durante toda la mitad del S.XX y hasta nuestros días.<sup>(3), (8), (9-11)</sup>.

A pesar del éxito de este tipo de restauraciones a lo largo de los años se continuó investigando el desarrollo de sistemas completamente cerámicos que permitieran una mejora en la estética sin el problema de la resistencia, y aún hoy día son necesarios más estudios que avalen la resistencia de las restauraciones totalmente cerámicas.

## 1.2. CERÁMICAS DENTALES

---

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>(12)</sup>

Se consideran materiales cerámicos aquellos productos de naturaleza inorgánica, formados mayoritariamente por elementos no metálicos, que se obtienen por la acción del calor y cuya estructura final es parcial o totalmente cristalina.(Fig 1.1)

La mayoría de las cerámicas dentales tiene una estructura mixta, es decir, se componen de una matriz vítrea (donde los átomos están desordenados), y en ésta se encuentran inmersas partículas más o menos grandes de minerales cristalizados (donde los átomos se disponen uniformemente). La fase vítrea va a ser la responsable de la estética, mientras que la fase cristalina es la responsable de la resistencia. Por ello, el comportamiento estético y mecánico de las restauraciones depende directamente de su composición.<sup>(1)</sup>

A lo largo de los últimos años se ha buscado una clasificación de las cerámicas dentales, actualmente existen diferentes clasificaciones en función de la temperatura de sinterización, de su composición química o de la técnica de confección.



Fig 1.1. Corona totalmente cerámica

## 1.2.1. CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES

---

### 1.2.1.1. CLASIFICACIÓN SEGÚN LA TEMPERATURA DE SINTERIZACIÓN

---

Se puede clasificar este grupo según cuatro intervalos de temperatura de sinterización. La temperatura de sinterización es aquella en la que la porcelana pasa de un estado polvo a sólido, siendo ésta inferior al punto de fusión de las cerámicas.<sup>(13, 14)</sup>

Los cuatro grupos en los que se dividen las cerámicas según la temperatura de sinterización son:

- 1. Alta sinterización:** por encima de 1.300 °C. Son empleadas fundamentalmente para la fabricación de estructuras cerámicas de alta resistencia mediante tecnología CAD/CAM. Al sufrir la sinterización tras ser procesadas sufren un cambio volumétrico que tiene que ser previamente controlado antes de mecanizarlas. Sin embargo, estas cerámicas ofrecen una mayor resistencia.
- 2. Media sinterización:** entre los 1.050 y 1.300 °C.
- 3. Baja sinterización:** entre 850 y 1.050 °C. Tanto las cerámicas de media como de baja sinterización son empleadas por el laboratorio dental como cerámicas de recubrimiento. Aportan una mayor estética aunque una menor resistencia que las anteriores. Tienen una menor temperatura de sinterización ya que al meterlas al horno tienen que sinterizar a una temperatura inferior a las estructuras subyacentes.
- 4. Muy baja sinterización:** por debajo de 850 °C. Son cerámicas frágiles que normalmente únicamente se emplean como cerámicas de glaseado, para dar brillo y disminuir la porosidad de la restauración

---

## 1.2.1.2. CLASIFICACIÓN SEGÚN LA COMPOSICIÓN QUÍMICA

---

Se pueden clasificar las cerámicas según su composición en tres grandes grupos: <sup>(1)</sup>

### 1. Cerámicas feldespáticas:

- Constan de los componentes clásicos de las cerámicas, feldespato, cuarzo y caolín. Actualmente se tratan de un magma de feldespato, en el que se dispersan partículas de cuarzo y en menor proporción de caolín.
- El feldespato aporta la traslucidez de la cerámica, el cuarzo ofrece la fase cristalina, mientras que el caolín da plasticidad y facilita el manejo de la cerámica. A todo esto se añaden fundentes para reducir la temperatura de sinterización.
- Estas cerámicas son empleadas fundamentalmente como recubrimientos debido a sus excelentes propiedades ópticas, sin embargo, no se emplean como estructuras ya que no ofrecen la suficiente resistencia.
- Sin embargo, debido a la creciente demanda estética, se han ido desarrollando a lo largo del tiempo cerámicas feldespáticas de alta resistencia que ofrecen una combinación de estética y resistencia que permite hacer estructuras con la suficiente resistencia mecánica.

### 2. Cerámicas aluminosas:

- McLean y Hughes en 1965 incorporaron en las cerámicas feldespáticas cantidades importantes de óxido de aluminio lo cual mejoró las propiedades mecánicas de las cerámicas. Sin embargo, esto supuso un detrimento de las propiedades ópticas.<sup>(15)</sup>
- Por todo esto estas cerámicas son empleadas actualmente únicamente para estructuras que después van a ser recubiertas de cerámicas de recubrimiento para mejorar la estética.

### 3. Cerámicas circoniosas:

- Estas cerámicas están compuestas por óxido de circonio estabilizado con ytrio.
- La principal característica de estas cerámicas son la alta tenacidad que ofrecen debido a una microestructura totalmente cristalina y a un mecanismo de transformación de fase que se explicará más adelante.
- Presentan una resistencia a la flexión entre 1.00 y 1.500 MPa, que está muy por encima del resto de las cerámicas, por lo cual se emplean en la fabricación de estructuras que después van a ser recubiertas por cerámicas feldespáticas.

---

### 1.2.1.3. CLASIFICACIÓN SEGÚN LA TÉCNICA DE CONFECCIÓN

---

En función de la técnica de procesado en el laboratorio, se pueden clasificar las cerámicas de la siguiente manera:

1. **Condensación sobre muñón refractario:** Consiste en duplicar el modelo original con un material refractario que no sufre variaciones dimensionales ante los incrementos de temperatura. La porcelana se aplica directamente sobre estos modelos y una vez que se sinteriza se elimina el muñón y se coloca en el modelo original para realizar las correcciones necesarias.
2. **Sustitución a la cera perdida:** éste es el clásico sistema en que previamente se modela en cera el patrón y después se transforma en cerámica mediante la técnica de inyección. Varios estudios demuestran que este sistema aporta una mayor resistencia a la cerámica porque evita la porosidad y los cristales se distribuyen de una forma más uniforme.
3. **Tecnología CAD/CAM:** es la técnica más en auge hoy día para la confección de restauraciones cerámicas, por ello se va a desarrollar el tema con más profundidad en los próximos apartados.

## 1.2.2. CIRCONIO

---

El óxido de circonio estabilizado con ytrio es un biomaterial que lleva utilizándose desde 1960. A partir de entonces, las prometedoras propiedades in vitro, así como la historia de uso ortopédico atrajo la atención de los investigadores en el campo de la Odontología. En la última década ha adquirido un gran protagonismo.<sup>(16)</sup>

La primera propuesta del uso del circonio para propósitos médicos fue en 1969, siendo empleado para fines ortopédicos. Así el óxido de circonio fue propuesto como material protésico sustituyendo a materiales como el titanio o la alúmina. Se probaron sus efectos en prótesis de fémur de simios y se vio que no presentaba efectos adversos.

Desde 1990 los estudios in vitro han confirmado que el óxido de circonio no es citotóxico.<sup>(17)</sup> La mutagenicidad del circonio fue evaluada por Silva y Covacci y ambos concluyeron que el circonio no era capaz de crear mutaciones en el genoma celular.<sup>(18),(19)</sup> Además de esto los estudios han demostrado que el infiltrado inflamatorio, la densidad microvasal y la expresión del factor del crecimiento del endotelio vascular eran más altos alrededor del titanio que del óxido de circonio. Así como los productos bacterianos medidos con óxido nítrico.<sup>(20)</sup>

El óxido de circonio se considera que ofrece mayor resistencia, dureza y fiabilidad que el resto de materiales cerámicos debido a su mecanismo de transformación de fase.<sup>(16)</sup> (Fig 1.2) Sin embargo, debido a la opacidad del circonio, éste tiene que ser recubierto con una cerámica de recubrimiento feldespática más translúcida que mejore la estética.<sup>(21)</sup>



Fig 1.2. Estructura de óxido de circonio

En 1975 Garvie propuso un modelo de circonio al que denominó “acero cerámico”.<sup>(22)</sup>

Los cristales de circonio pueden ser organizados en tres patrones diferentes: monoclinico, cúbico y tetragonal. Además la mezcla del óxido de circonio con otros óxidos metálicos como el óxido de magnesio (MgO), de calcio(CaO) o de ytrio (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) mejoran la estabilidad molecular del circonio.<sup>(23)</sup>

Actualmente la combinación de óxido de circonio estabilizado con ytrio es la combinación más empleada para usos médicos, aunque el óxido de ytrio está presente únicamente en 2-3 mol.<sup>(24)</sup>

La propiedad más destacable del óxido de circonio es su mecanismo de transformación de fase. Éste fue descrito por primera vez en 1975 por Garvie. Consiste en la transformación del circonio de fase tetragonal a monoclinica ante zonas sometidas a estrés mecánico adquiriendo de esta forma un volumen entre un 3 y un 5% mayor.<sup>(25)</sup> Esto aumenta la resistencia del material al evitar la propagación de las grietas. Sin embargo, es cierto que también tiene efectos negativos en la estabilidad mecánica de las restauraciones protésicas con el paso del tiempo, ya que con el tratamiento de las superficies de las restauraciones así como la fatiga sufrida en un medio húmedo como es la cavidad oral pueden desencadenar el mecanismo de transformación de fase y producir un deterioro del material con el paso del tiempo.<sup>(26)</sup>

En resumen, se puede concluir que el óxido de circonio presenta altas propiedades estéticas, una excelente biocompatibilidad, baja acumulación de placa, así como baja conductividad térmica y altas propiedades mecánicas hasta el momento sólo atribuibles a las restauraciones metal-cerámicas.<sup>(17, 27)</sup>

Todas estas propiedades han hecho que el óxido de circonio sea empleado para la fabricación de estructuras de prótesis parcial fija también a nivel posterior.<sup>(28, 29)</sup>

## 1.3. SISTEMAS CAD/CAM

---

### 1.3.1. GENERALIDADES

---

Como se ha mencionado anteriormente el desarrollo de las tecnologías han permitido trabajar las cerámicas de forma informatizada, son los hoy denominados sistemas CAD/CAM (Computer Aided Desing/Computer Aid Manufacturing), es decir, diseño y fabricación asistidos por ordenador.<sup>(30)</sup>

De esta manera, los sistemas CAD son dispositivos compuestos por un escáner de múltiples ejes que varían según el fabricante y un ordenador con una aplicación de diseño, y los sistemas CAM son dispositivos compuestos principalmente por una fresadora. Generalmente, y aplicando la filosofía CAD-CAM al mundo dental, los sistemas CAM por sí solos no tienen ninguna funcionalidad si no van acompañados de un sistema CAD. (Fig 1.3)



Fig 1.3. Sistemas CAD/CAM

Muchos de los sistemas CAD/CAM en uso hoy en día están diseñados y pensados para automatizar funciones manuales, independientemente de si la función particular que cumplirán será análisis ingenieril, diseño conceptual, dibujo, documentación o la programación de la maquinaria de manufactura e inspección. Pero no fue hasta 1971 cuando Duret emplea la tecnología CAD/CAM en el mundo de la odontología, y en 1985 fresa la primera corona.<sup>(31)</sup>

Los sistemas CAD/CAM fueron desarrollados para facilitar las técnicas protésicas así como mejorar la calidad y abaratar el proceso. En un principio se empleaban únicamente para el diseño y confección de coronas unitarias en el sector anterior, sin embargo, la creciente demanda estética ha llevado a emplear los sistemas CAD/CAM a nivel de coronas individuales posteriores así como incluso la fabricación de estructuras de prótesis parcial fija tanto sobre dientes como sobre implantes.

Existen diferentes tipos de sistemas, básicamente se pueden clasificar en sistemas cerrados o propietarios y sistemas abiertos.

- Un **sistema cerrado o propietario** es aquel que desarrollan los principales fabricantes de tal manera que componen un sistema completo que abarca la maquinaria, el software y el consumible, pudiendo así garantizar el producto final mediante unos certificados que avalan que la cadena de producción cumple todos los requisitos necesarios como para poder insertar ese trabajo en boca y gozar de un respaldo absoluto por parte del fabricante. Como su propia definición lo especifica, el sistema, al ser cerrado, no permite que se introduzca en ninguna parte de la cadena de producción ningún artículo o producto ajeno al sistema oficial. Así es como se garantiza el correcto proceso de fabricación.

En resumidas cuentas, no se podrá fresar con una máquina B un trabajo escaneado y diseñado con un sistema A y/o con un consumible C. Este proceso se controla mediante la extensión del fichero informático resultante del diseño. El fichero que genera el sistema CAD sólo puede ser leído por un sistema CAM del mismo fabricante.

- Un **sistema abierto** es un sistema que no obliga a seguir una cadena de trabajo específica en cuanto a con qué sistema CAD se efectúa el escaneo y el diseño ni con qué fresadora se confecciona la estructura. Ciertamente, esta opción ofrece libertad para escoger el escáner, la fresadora y el material con el que se pretenda confeccionar las restauraciones, pero tiene una serie de inconveniente.

En cuanto a la maquinaria, no presenta inconvenientes, si bien el consumible puede resultar no apto para el uso al que se quiera destinar. Al ser un sistema abierto, carece de un control de fabricación y de unas garantías tanto para el laboratorio como para el odontólogo o el paciente. El consumible generalmente no es sanitario ni tiene por lo tanto una certificación como tal y eso plantea problemas a la hora de garantizar un buen resultado, no en cuanto a la forma, sino en cuanto a la biocompatibilidad y a la resistencia. Si bien se ha señalado que no es preciso fresar las restauraciones con una fresadora específica, ésta última deberá aceptar el fichero con extensión de formato estándar (.stl). Esto quiere decir que con una fresadora de un fabricante con un sistema cerrado o propietario no se podrá fresar un trabajo confeccionado con un sistema abierto. Será preciso emplear fresadoras industriales ajenas al sector dental, sin las garantías sanitarias adecuadas, a cambio de un menor coste por pieza. Al fin y al cabo, son las mismas limitaciones que si de un sistema cerrado se tratara, pues no todas las fresadoras pueden fresar las restauraciones, sino sólo aquellas que acepten el formato de fichero .stl (standard lithography - litografía estándar). Actualmente, esos centros no abundan en nuestro país, ni pueden ofrecer las garantías que son indispensables.

Actualmente estos sistemas se emplean para fresar cualquier tipo de cerámicas, feldespáticas, aluminosas y circoniosas.

Los métodos de confección se pueden clasificar en tres grupos: <sup>(32)</sup>

- Fresado de un bloque cerámico completamente sinterizado. (Fig 1.4)
- Fresado de un bloque cerámico presinterizado y tratamiento posterior mediante alta sinterización o infiltración vítrea.



Fig 1.4. Bloque de circonio sinterizado

- Prensado isostático en frío de polvo cerámico, fresado y sinterización final.

La ventaja que presentan los sistemas en que se tallan los bloques presinterizados de óxido de circonio, es que se trabaja con un material más blando, lo que requiere menos esfuerzo en el tallado de la estructura, un menor estrés acumulado en el material y un menor desgaste de las fresas de tallado. Además el sistema de bloques presinterizados permite el tallado de 3-4 unidades por hora mientras el sistema de tallado de bloques densamente sinterizados sólo puede tallar un bloque por hora, aunque es preciso saber que las estructuras presinterizadas requieren un tiempo adicional tras el tallado para completar los procedimientos de sinterizado.<sup>(33)</sup>

Existen numerosos sistemas para la fabricación de puentes cerámicos de óxido de circonio, entre los cuales destacan el sistema CERCON, VITA-In Ceram 2000 YZ, IPS e-max ZirCAD, NobelProcera Zirconia, DC Zirkon y Lava.

## 1.4. FRACASOS Y COMPLICACIONES EN PPF

---

Cuando se evalúa la función de las restauraciones, tanto cerámicas como metal-cerámica a lo largo de los años, hay que distinguir dos conceptos que a veces se tratan como sinónimos, éstos son el éxito y la supervivencia.<sup>(34)</sup>

Se considera supervivencia de una restauración cuando ésta permanece en boca cumpliendo su función a pesar de que haya podido sufrir alguna alteración adicional tales como pequeños chippings, cambios de color, retracción gingival, etc. Cuando una restauración no cumple los criterios de supervivencia se habla del fracaso de la misma, éste puede ser definido como la necesidad de sustituir la restauración. Factores que pueden llevar al fracaso de las prótesis pueden ser por ejemplo la caries secundaria, pulpitis irreversible, excesivo deterioro del diente antagonista, excesiva rugosidad y erosión de la superficie cerámica, desajuste marginal, fractura de las estructuras, chippings o una estética inaceptable.

Por otro lado, cuando se habla del éxito de las restauraciones se puede definir como la supervivencia intacta de las mismas con una calidad de superficie, contorno anatómico y función aceptables, así como una estética óptima.

Los estudios indican que en las restauraciones totalmente cerámicas con estructuras de óxido de circonio, a pesar de que poseen una muy alta resistencia a la fractura, el chipping de la cerámica de recubrimiento durante la masticación es un problema frecuente.<sup>(35)</sup> Se calcula que aproximadamente ocurre entre el 13 y el 15% de los casos a los 2-5 años.<sup>(36)</sup> Una tasa bastante alta si se compara con las restauraciones metal-cerámica en que se calcula un índice de un 4% a los diez años.

Se puede definir el chipping como el “desprendimiento” cuando se refiere a fracturas adhesivas, o como el “desconchamiento” o “descamación” si se refiere a fracturas cohesivas de la cerámica de recubrimiento.

Así los chippings pueden dividirse en: cohesivos, entre las capas de la cerámica de recubrimiento o adhesivos, en la unión entre la cerámica y el núcleo.<sup>(37)</sup>

Por tanto, el chipping es el gran problema que ofrecen hoy por hoy las restauraciones completamente cerámicas frente a las metal-cerámica, y a pesar de ello su mecanismo de aparición aún no es completamente conocido.

Varios autores han observado que las restauraciones circoniosas in vivo no son tan resistentes como predicen los trabajos in vitro. Así, Sundh & cols. demostraron que el recubrimiento cerámico disminuía notablemente la tenacidad de la zirconia.<sup>(1)</sup>

En los últimos 3-5 años se ha producido un aumento de la publicación de casos clínicos que refutan el fracaso de las coronas y puentes totalmente cerámicos en comparación con la metal-porcelana, aunque generalmente los mecanismos del fracaso no están bien documentados.<sup>(38)</sup>

En la mayoría de los estudios se revela un mayor índice de chipping en las restauraciones completamente cerámicas, respecto a las restauraciones metal-cerámica, aunque el porcentaje de producción varía enormemente de unos estudios a otros.

Schmitter<sup>(39)</sup> y cols observaron que el índice de chipping en puentes posteriores de cuatro a siete piezas de óxido de circonio era sólo del 3% mientras que en el estudio de Sailer y cols<sup>(40)</sup>, la supervivencia de las restauraciones cerámicas fue del 73.9% debido a diversas complicaciones, entre las cuales el chipping suponía el 15.2%. Los resultados del chipping del primer estudio son muy bajos en comparación con otros estudios, y esto puede ser debido a varias razones, las estructuras fueron diseñadas anatómicamente, el coeficiente de expansión térmica de la cerámica de recubrimiento era más cercano al del óxido de circonio y además el tiempo de observación han sido sólo dos años.

La revisión sistemática de Heintze y Rousson<sup>(41)</sup> afirma que los puentes de óxido de circonio muestran mayor índice de chipping que los metal-cerámica y habla de que en un estudio comparativo a tres años que tenían de media un 7% más de chipping que los de metal-cerámica.

En la mayoría de los casos las fracturas comienzan en la cerámica de recubrimiento y se detienen en la interfase. Esto es debido a la pobre interfase de unión y a la diferencia de resistencia a la fractura entre el núcleo y la cerámica de

recubrimiento. La resistencia a la fractura de los núcleos de óxido de circonio estabilizado con ytrio es de 6.4 MPa m<sup>1/2</sup> mientras que de la cerámica de recubrimiento es de 0.7 MPa m<sup>1/2</sup>.

Haciendo la referencia a la resistencia a la fractura y en la estimación del tamaño crítico de las grietas se puede decir que el límite de estrés que soporta la cerámica de recubrimiento está entre 31 y 38 MPa y 379 a 501 en el circonio.<sup>(42)</sup>

Los resultados de los estudios son variados ya que a pesar de la discrepancia en los niveles de chipping producidos según los diferentes estudios todos ellos coinciden en una mayor tasa de fracaso de las restauraciones totalmente cerámicas por este motivo frente a las metal-cerámica.

Hasta el momento en la literatura no está clara la etiología del chipping, influyendo el material, la sensibilidad de la técnica de procesado o por factores desconocidos.<sup>(41)</sup> A continuación se van a explicar los factores que se han de tener en cuenta para reducir en la medida de lo posible la incidencia de chipping.

### **1. El coeficiente de expansión térmica:**

Puede definirse en coeficiente de expansión térmica como el cociente que mide el cambio relativo de longitud o volumen que se produce cuando un cuerpo sólido o un fluido dentro de un recipiente experimenta un cambio de temperatura que lleva consigo una dilatación térmica.

Para evitar la generación de tensiones superficiales el coeficiente de expansión térmica de la cerámica de recubrimiento y del óxido de circonio deben ser ajustados. Generalmente el recubrimiento tiene un mayor coeficiente que el núcleo, lo cual hace que durante la cocción la cerámica de recubrimiento sufra unas tensiones, lo que ayuda a que se adapte mejor al núcleo, sin embargo, si se produce un gran desajuste de coeficientes entre ambos materiales, se produce un fracaso de la técnica con una alta frecuencia.<sup>(41)</sup>

Experimentalmente se ha encontrado que un desajuste de más de un 10% en el CET resulta en un crack. Cuando la porcelana de recubrimiento tiene un mayor CET que la estructura, las grietas se inician normalmente en la

superficie debido a las tensiones de tracción que se desarrollan en el enfriamiento.<sup>(38)</sup>

Se estima que el coeficiente de expansión térmica que se debe alcanzar entre la cerámica de recubrimiento y el núcleo de circonio debe oscilar entre  $9.4$  a  $10 \times 10^{-6}/K$ .

## **2. Velocidad de enfriamiento.**

El control de la temperatura durante todo el proceso de fabricación es fundamental desde el punto de vista estético y funcional. En el sistema metal-cerámica, los 450 años de experiencia han convertido a esta técnica en un sistema seguro y bien estandarizado, pero en el caso del óxido de circonio, además de utilizar una cerámica de recubrimiento con un CET adaptado hay que tener en cuenta que el comportamiento de la estructura de zirconia es muy diferente al metal-cerámica. Por esto, hay que garantizar que las fases de enfriamiento y de calentamiento se desarrollen de forma prolongada y controlada ya que de lo contrario se pueden generar tensiones en el interior de la cerámica de recubrimiento.

Esto se basa en la ley del enfriamiento de Newton, que viene a decir que la velocidad de enfriamiento de un cuerpo cálido en un ambiente más frío es proporcional a la diferencia entre la temperatura instantánea del cuerpo y la del ambiente.<sup>(43)</sup>

Se ha demostrado que existe una relación directa entre la velocidad de enfriamiento y la presencia de estrés residual, siendo éste casi eliminado por completo si se sigue un procedimiento de enfriamiento lento y controlado tras el último ciclo de calentamiento.<sup>(43)</sup>

### **3. La baja termoconductividad de la zirconia:**

Provoca una desfavorable distribución de las temperaturas, lo que produce un estrés en el material de recubrimiento durante el calentamiento y enfriamiento de la restauración.<sup>(41)</sup>

La cerámica es un mal conductor del calor, en las restauraciones metal-cerámica el metal se enfría antes que la cerámica, sin embargo el enfriamiento del óxido de circonio es mucho más lento que en las aleaciones por lo que un enfriamiento descontrolado puede generar tensiones en la superficie que se traduzca más tarde en fracturas cohesivas.

### **4. Preparación:**

Las cerámicas a pesar de materiales muy resistentes son a su vez frágiles, por lo que en la medida de lo posible deben evitarse sobre ellas fuerzas de tracción y de cizallamiento. Por ello es necesario que la preparación dentaria sea en hombro o en chamfer de modo que suponga un apoyo horizontal para la restauración. Es fundamental pues realizar una buena preparación sobre todo hoy día con las técnicas e CAD/CAM ya que cuanto mejor sea el fresado inicial de la estructura menos hay que retocar el sinterizado posteriormente.

### **5. Diseño de la estructura:**

En muchas ocasiones se ha intentado reducir el volumen de la estructura para que al añadir una capa más gruesa de cerámica de recubrimiento mejore la estética, sin embargo esto puede provocar problemas en el recubrimiento.

Los sistemas CAD/CAM nos permitían crear una capa uniforme de zirconia, sin embargo con el tiempo se ha observado que no basta con hacer un diseño del mismo grosor en todos los puntos, si no que el diseño tiene que ser anatómico ya que la estructura debe proporcionar un soporte cuspidéo que permita que el óxido de circonio pueda absorber las fuerzas de cizallamiento. Las capas de recubrimiento demasiado gruesas favorecen la aparición de tensiones ante las fuerzas de flexión y éstas son el origen de procesos de chipping.

## **6. Acondicionamiento de la estructura.**

En las restauraciones metal-cerámica además de ajustar los coeficientes de expansión térmica se produce la unión con la cerámica mediante retenciones micromecánicas y la generación en la superficie de una capa de óxido.

Sin embargo, en las restauraciones totalmente cerámicas también deben ajustarse los coeficientes de expansión, pero sin embargo no se recomienda el chorreado de la estructura debido a la posibilidad de desencadenar el mecanismo de transformación de fase y hasta el momento únicamente se emplean revestimientos u opaquers previa limpieza con vapor o ultrasónica con alcohol de la estructura.

## **7. Material de recubrimiento:**

Para conseguir la estética requerida se precisa que el recubrimiento sea de cerámicas feldespáticas, pero a medida que aumenta la estética se reduce la resistencia a la fractura. La cerámica circoniosa del núcleo presenta una resistencia a la fractura de 379 a 501MPa, mientras que la de la cerámica de recubrimiento desciende a 31-38 MPa.<sup>(42)</sup>

Christensen y cols afirman que la aplicación de cerámicas de recubrimiento que contengan leucita y aplicadas por inyección en caso de restauraciones totalmente cerámicas mejora notablemente la resistencia a los chipping frente a las cerámicas por capas<sup>(44)</sup>. Esta teoría es refutada por los estudios de Jung y cols.<sup>(43)</sup> Sin embargo los estudios de Ishibe y cols que comparan las cerámicas de recubrimiento de forma inyectada o por capas no encuentran diferencias significativas ni para las estructuras de zirconia ni para las de metal.<sup>(45)</sup>

## **8. Acabado:**

Es fundamental en el caso de las restauraciones totalmente cerámicas. En el caso de que haya que hacer correcciones hay que hacerlas con fresas de diamante de grano fino e irrigación ya que de lo contrario se pueden generar defectos en la estructura así como desencadenar el mecanismo de transformación de fase. En el caso del recubrimiento, es preferible glasearlo tras el pulido para evitar posibles defectos que puedan desencadenar el chipping.

Por último a nivel de clínica es fundamental hacer un adecuado ajuste oclusal que permita una equilibrada distribución de las cargas y evite sobrecargas que puedan provocar el fracaso de la restauración.

## **2. HIPÓTESIS DE TRABAJO**

La confección de restauraciones mediante la técnica del colado a la cera perdida es la técnica más habitual en prótesis fija, pero presenta diversos problemas relacionados con 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.

La tecnología CAD/CAM parece demostrar resultados superiores a las técnicas convencionales y evita las distorsiones inherentes a los métodos manuales. Además, con la introducción en odontología del óxido de circonio, que es el material cerámico más resistente y estable del mercado, se pretende conseguir 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 los sectores posteriores.

Ante la necesidad de obtener restauraciones cerámicas con una elevada resistencia mecánica como unos de los objetivos más importantes a conseguir en las restauraciones de prótesis parcial fija, se plantearon las siguientes hipótesis nulas (H<sub>0</sub>):

1. No existirán diferencias en la resistencia a la fractura entre las distintas estructuras de óxido de circonio analizadas.
2. No existirán diferencias en la resistencia a la fractura de las estructuras antes y después del recubrimiento cerámico.

# **3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**

La estética dental ha sido un objetivo a lo largo de la historia, pero no es hasta finales del siglo XIX y comienzos del siglo XX cuando se introducen como material restaurador estético las cerámicas, siendo en la actualidad el material más estético del que se dispone en odontología. Las primeras cerámicas presentaban diversas inconvenientes, 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. Sin embargo, este tipo de restauraciones presenta el problema de que su infraestructura metálica no permite una adecuada reflexión de la luz.

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 incesantes hasta la actualidad en busca del material cerámico ideal desde el punto de vista de la estética, del sellado marginal y sobre todo de la resistencia mecánica.

Debido a estos hechos, en las dos últimas décadas las investigaciones están centradas en los sistemas cerámicos a base de óxido de circonio parcialmente estabilizado y procesados mediante tecnología CAD/CAM. Sin embargo, debido a su reciente introducción, las investigaciones, tanto *in vivo* como *in vitro*, sobre las prótesis parciales fijas en los sectores posteriores son muy escasas, existiendo discrepancias entre los diferentes estudios.

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

1. Evaluar la resistencia a la fractura de las estructuras de óxido de circonio analizadas.
2. Evaluar la resistencia a la fractura de las estructuras de óxido de circonio con el recubrimiento cerámico.
3. Comparar la resistencia a la fractura de las estructuras y las estructuras con el recubrimiento cerámico en cada uno de los sistemas cerámicos estudiados.

# **4. MATERIAL Y MÉTODOS**

Como resumen, en el presente trabajo de investigación se confeccionaron cuarenta probetas de acero inoxidable, veinte del grupo Lava™ All Ceramic System (3M-ESPE) y veinte del grupo IPS e-max® ZirCAD (Ivoclar).

En cada uno de los grupos se dividieron las veinte probetas en dos subgrupos de diez, sobre uno de ellos se confeccionaba únicamente la estructura del sistema correspondiente mediante tecnología CAD/CAM y en el otro el puente completo con la estructura más la cerámica de recubrimiento.

En el estudio se evaluó la RESISTENCIA A LA FRACTURA, para ello se confeccionaron una pletina 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 Servois. Por último se analizaron estadísticamente los resultados obtenidos.

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

---

Para la realización del presente trabajo de investigación se confeccionaron 40 probetas mecanizadas de acero que simulan un puente dental de tres piezas (dos pilares y un pónico)(Fig 4.1)

Todas ofrecen preparaciones estándar con idénticas cualidades físicas en cuanto al material del que se componen.

Las probetas fueron realizadas en el Taller Mecánicos de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid (U.C.M.). Cada probeta consta de tres partes, dos muñones y una base, unidas mediante dos tornillos.

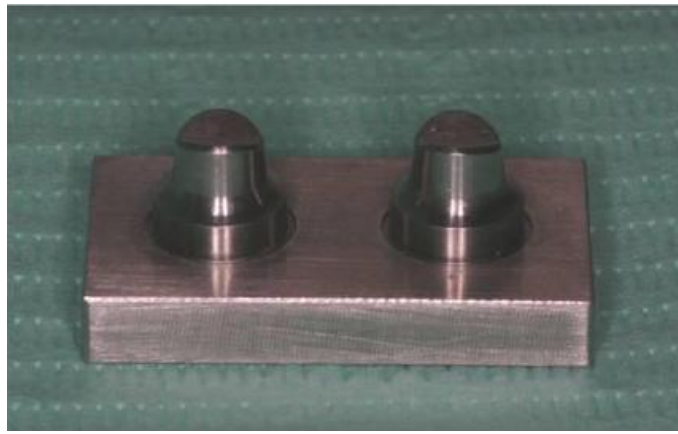


Figura 4.1. Probeta mecanizada de

### 4.1.1. MUÑONES

Se confeccionaron 80 muñones que simulaban un premolar tallado para pilar de prótesis fija con un contorno circular. Se realizaron los muñones en acero inoxidable, que ofrece la suficiente resistencia a la deformación frente a las fuerzas que se les iba a someter. (Fig 4.2)



Figura 4.2. Detalle del muñón mecanizado

En los muñones confeccionados se pueden distinguir tres partes: (Fig 4.3)

- *Pie*: forma circular con un diámetro de 9mm y una altura de 2.5mm.
- *Zona intermedia*: forma circular con una altura 2.5mm.
- *Zona noble*: Tiene una forma de premolar tallado con las siguientes características:
  - Altura de 5 mm en la zona más alta de la cúspide y de 4mm en el surco central.

- Línea de terminación del margen gingival en chamfer de 120 grados y 1mm de profundidad en todo el contorno.
- Conicidad de los pilares de 6°.
- Todos los ángulos vivos fueron redondeados.
- La altura total de los muñones era de 10 mm, mientras que la altura clínica de los muñones era de 5mm en la zona más alta de la cúspide.



Figura 4.3. Vista de los muñones desde diferentes perspectivas

## 4.1.2. BASES

Se confeccionaron cuarenta bases en acero con unas dimensiones de 30x17x4.5 mm. (Fig 4.4)

Sobre ellas se colocaron los dos muñones con una distancia de 7 mm entre sí sobre los que se fabricarán puente de tres piezas con un pónico intermedio.

La cara lateral de las bases lleva dos tornillos a los que irán fijados los muñones para mantener éstos en una posición ideal. (Fig 4.5)



Fig 4.4. Bases de acero

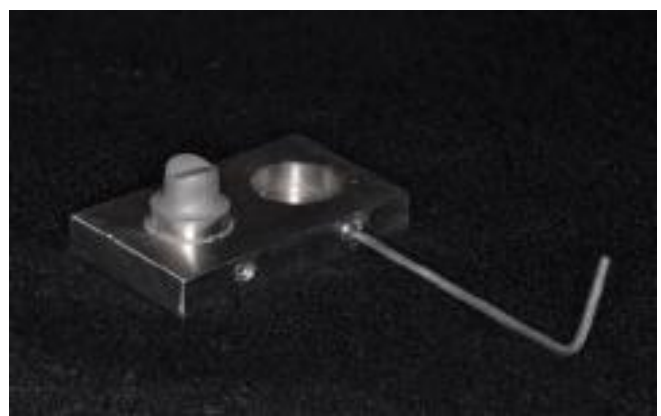


Fig 4.5. Atornillado de los muñones a la base

Los muñones fueron chorreados con partículas de óxido de aluminio de 100µm (Ivoclar®) para eliminar los brillos del acero y permitir una lectura correcta de los escáneres. (Fig 4.6)



Fig 4.6. Chorreado de una probeta con óxido de aluminio de 100µm.

## 4.2. CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS

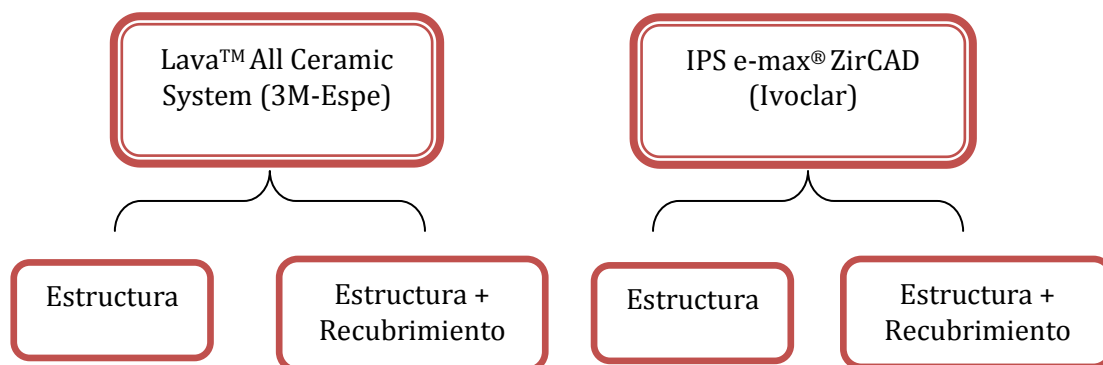
---

Las probetas se dividieron aleatoriamente en dos grupos de 20 especímenes cada uno.

Cada grupo se dividió a su vez en dos subgrupos de 10 especímenes cada uno. Con lo cual, los grupos quedarían de la siguiente manera:

- **Grupo LN:** estructuras de Lava™ All Ceramic System.
- **Grupo LT:** estructuras de Lava con la cerámica de recubrimiento.
- **Grupo ZN:** estructuras de IPS e-max® ZirCAD.
- **Grupo ZT:** estructuras de IPS e-max® ZirCAD con cerámica de recubrimiento.

Los dos sistemas cerámicos tienen como características comunes que su composición es el óxido de circonio y la tecnología de confección es mediante técnicas CAD/CAM.



## 4.3. CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS

---

Para evitar errores propios del trabajo en clínica se suprimieron los pasos de impresión y vaciado, los propios muñones actuaban como modelos para ser escaneados. 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 LAVA™ ALL CERAMIC SYSTEM

---

El sistema Lava™ All Ceramic System (3M ESPE, Seefeld, Alemania) 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®. 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 4.7)

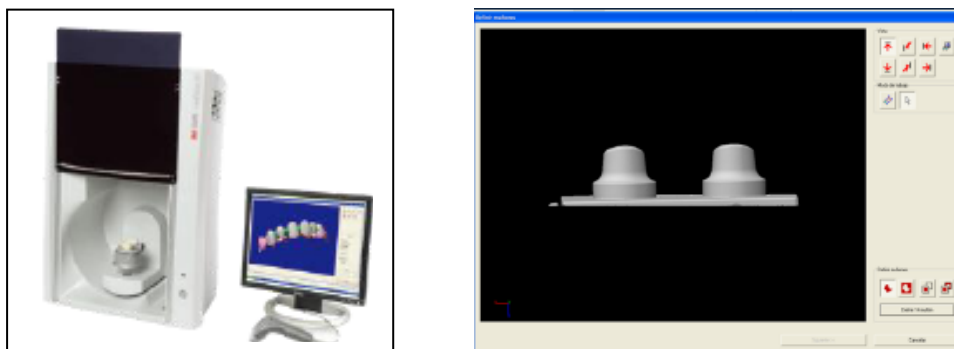


Fig 4.7. Lava™ Scan e imagen tridimensional de los muñones

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. (Fig 4.8)

A continuación se procedió a la selección del espesor de las cofias. El grosor estándar de las cofias Lava™ Frame es de 0,5 mms, siendo este valor el empleado para el presente estudio. El programa generó, de forma automática, el espacio de alivio para el cemento, siendo el seleccionado en el presente trabajo de (50µm).

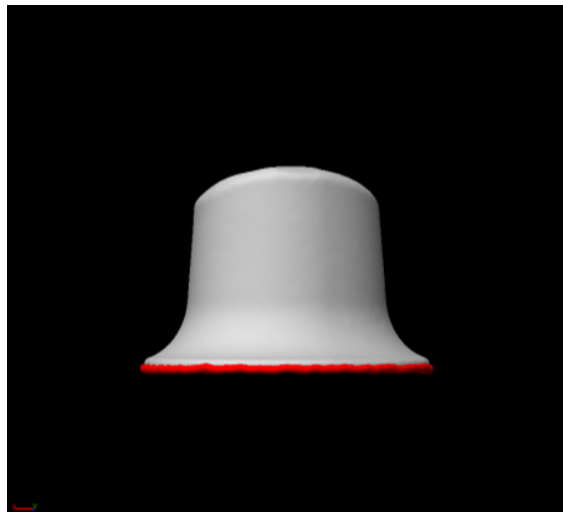


Fig 4.8. Diseño de la línea de terminación

Una vez diseñadas las cofias de los pilares, 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 4.9). Tras ello, el programa unió las tres piezas mediante los conectores, empleándose el tamaño estándar de 9.01 mm<sup>2</sup>.

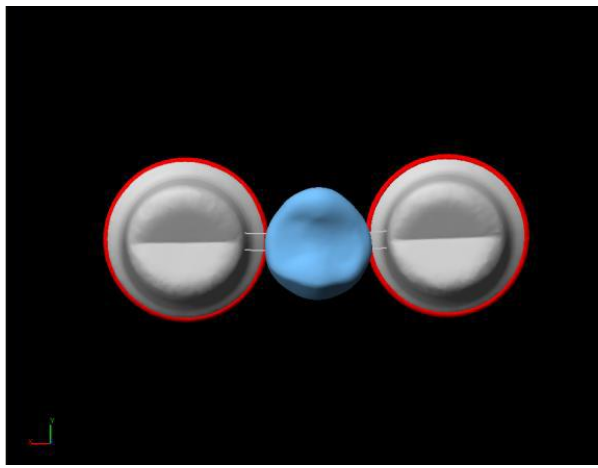


Fig 4.9. Selección del pónico

Ya completado el diseño se seleccionaba de forma adecuada el bloque sinterizado de zirconia que iba a ser fresado.

La estructura se diseñaba un 20% más grande para compensar la contracción de sinterización.

El fresado se realizaba con el Lava™ Form a partir del bloque de zirconia presinterizada. La velocidad media de fresado para un puente de 3 piezas era de 60 minutos.

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. 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. (Fig 4.10)

La sistemática descrita se repitió hasta elaborar las diez estructuras 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 4.10. Estructura final del sistema Lava

---

### **4.3.2. CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS IPS E-MAX® ZIRCAD**

---

El sistema cerámico IPS e-max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), utiliza una cerámica circoniosa de alta temperatura de sinterización, confeccionada mediante técnicas CAD/CAM que luego es recubierta con la cerámica IPS e-max® Ceram, (Ivoclar Vivadent) porcelana feldespática de alta resistencia y baja fusión, confeccionada mediante la técnica de capas.

Para el escaneado, diseño y mecanización de estos puentes, se emplea el sistema CAD/CAM Cerec®, (Sirona, Bensheim, Alemania) que 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 comenzaba con la digitalización de la superficie de los muñones mediante. El escáner Cerec® InEos (Sirona), conectado a un PC con el software para el diseño de las estructuras.

Una vez registrada la forma de los pilares y del espacio edéntulo, se procedió al diseño de las estructuras mediante el programa informático CAD Framework 3D software (Sirona)

Tras evaluar la imagen digital, se delimitó la línea de terminación en ambos muñones se determinó el grosor de la estructura. 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. Se generó un espacio de alivio de 50 µm para el agente cementante.

Tras ello, se procedió a la selección de la pieza pónico. Y a continuación se configuraron los elementos de unión entre las cofias, empleándose conectores de 9mm<sup>2</sup> (Fig 4.11)

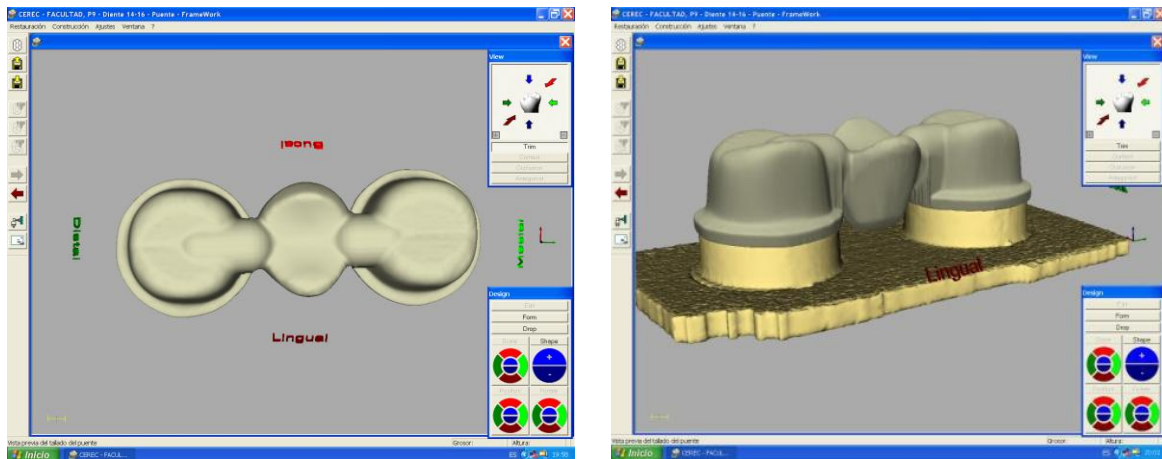


Fig 4.11. Diseño de la estructura de e.max ZirCAD

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

Al tratarse de puentes de tres piezas se eligieron los bloques de IPS e-max® ZirCAD de mayor tamaño (B 40). El material base para estos bloques de IPS e-max® ZirCAD se encuentra en estado presinterizado, presentando por ello una estructura no compacta porosa con una densificación del 50%. (Fig 4.12)



Figura 4.12. Imagen microscópica de la estructura de e.max ZirCAD presinterizada.

El software empleado calculaba la contracción que sufrirán los bloques cerámicos una vez introducidos en el horno, información que era transmitida al sistema CAM, para que el tamaño de la pieza fresada resultante fuera de un tamaño un 20% mayor, para contrarrestar la contracción durante la sinterización. 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, produciéndose la sinterización a una temperatura de 1500°C.

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 4.13)

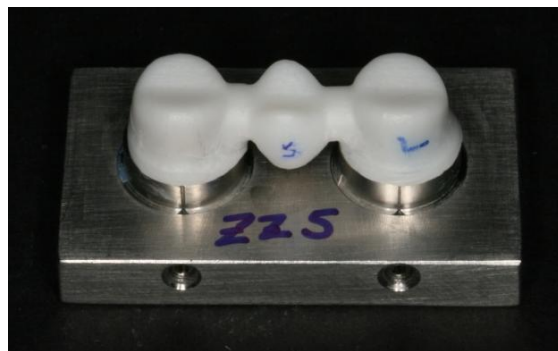


Fig 4.13. Estructura final del sistema e.max ZirCAD

## 4.4. CERÁMICA DE RECUBRIMIENTO

---

### 4.4.1. LAVA™ ALL CERAMIC SYSTEM

---

A 10 de las 20 estructuras se les añadió la cerámica de recubrimiento Lava™ Ceram (3M ESPE).

En primer lugar, se aplicó el Liner en una película de 0,1-0,2 mm en toda la superficie, la cocción se realizó a 820°C de temperatura, en el horno Programat P500 (Ivoclar Vivadent). Después aplicó una primera capa de dentina y se coció a 810°C, la segunda capa de dentina y el insical se cocieron a 800°C. Y por último el glaseado se realizó a 790°C. (Fig 4.14)

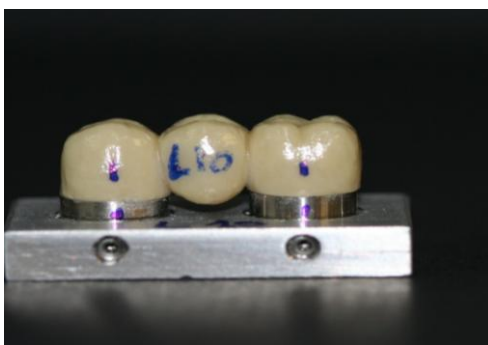


Fig 4.14. Puente Lava terminado

### 4.4.2. IPS E-MAX® ZIRCAD

---

Igualmente, en 10 de las 20 estructuras de IPS emax ZirCAD se procedió a realizar el recubrimiento cerámico empleándose para ello la cerámica e-max® Ceram que se trata de una cerámica a base de nano-fluorapatita. Se empleó la técnica de estratificación por capas.

Se aplicó en primer lugar IPS e.max ZirLiner que permite una unión excepcionalmente estable con la estructura de óxido de circonio y presenta una

alta transmisión y una excelente fluorescencia. Se aplicaba luego la primera capa de dentina, la segunda capa de dentina y la capa de insisal sometidos a cocciones a 749 °C.

Finalmente se realizó el glaseado a 724 °C. obteniéndose los puentes terminados (Fig 4.15).



Fig. 4.15. Puente emax ZirCAD terminado

## 4.5. CEMENTADO DE LOS NÚCLEOS CERÁMICOS

Todas las estructuras y los puentes con la cerámica de recubrimiento han sido cementados por el mismo operador en condiciones ambientales similares (temperatura de 18-24°C y humedad relativa del 50±10%).

El agente cementante empleado fue un cemento de vidrio ionómero 284 en su presentación para mezcla manual, compuesto por polvo-líquido (Ketac®Cem EasyMix, 3M- ESPE). (Fig 4.16)

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.



Fig 4.16. Cemento empleado (Ketac®Cem EasyMix, 3M- ESPE).

Según los resultados de estudios previos<sup>(46-48)</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. En esa posición se mantuvieron bajo una fuerza constante de 10 N durante diez minutos, controlada por una llave dinamométrica (USAG 820/70; SWK Utensilerie SRL, Milán, Italia)

Una vez completado el fraguado inicial, se retiraron los excesos con una sonda de exploración

## 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.).

Se trata de una pieza metálica de poco espesor que 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. (Fig 4.17)

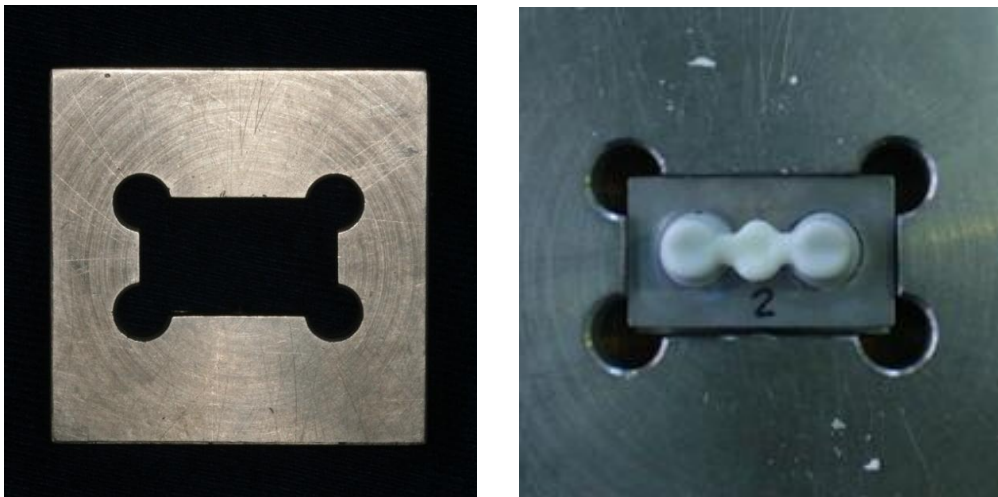


Fig 4.17. Imágenes de la pletina y pletina alojando una probeta

## **4.6.2. CONFECCIÓN DE LOS EMPUJADORES**

---

Se confeccionó un empujador cónico con acabado final en la punta redondeado, fabricado en acero templado, 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 4.18)

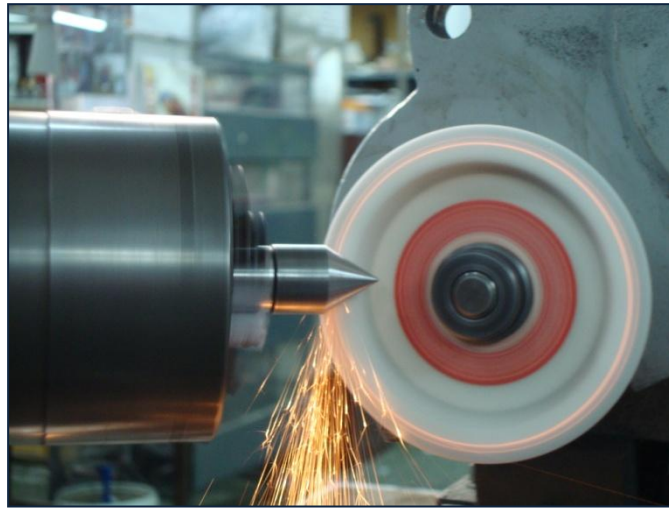


Fig 4.18. Confección del empujador.

## **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 aplicó de forma vertical sobre el centro del pónico. (Fig 4.19)

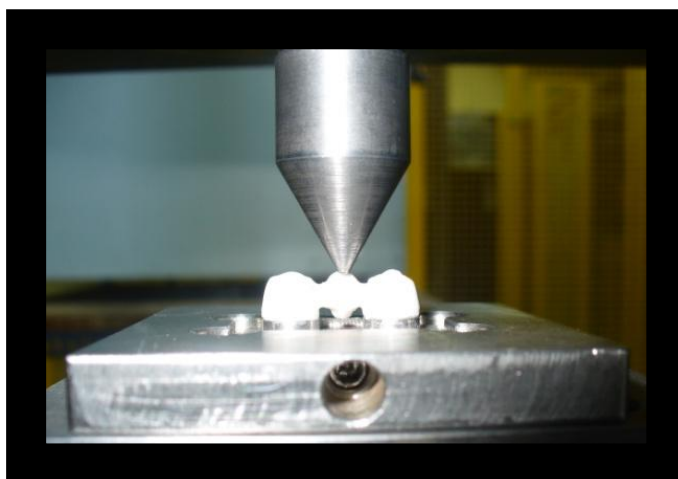


Fig 4.19. Ensayo por carga a tres puntos

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>(2,49)</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, (SERVOSIS S.A., Pinto, España). 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 4.20)

- Un equipo de medida y control, conformado por un PC y software de control PCD2K, conectado al anterior, que registra los datos (Fig 4.21)

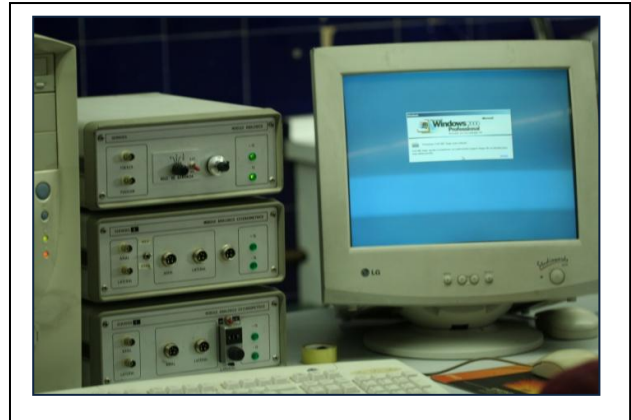


Fig 4.20 y 4.21. Unidad para el ensayo mecánico y equipo informático que registra los datos

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 0,5mm/segundo.

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 4.22)

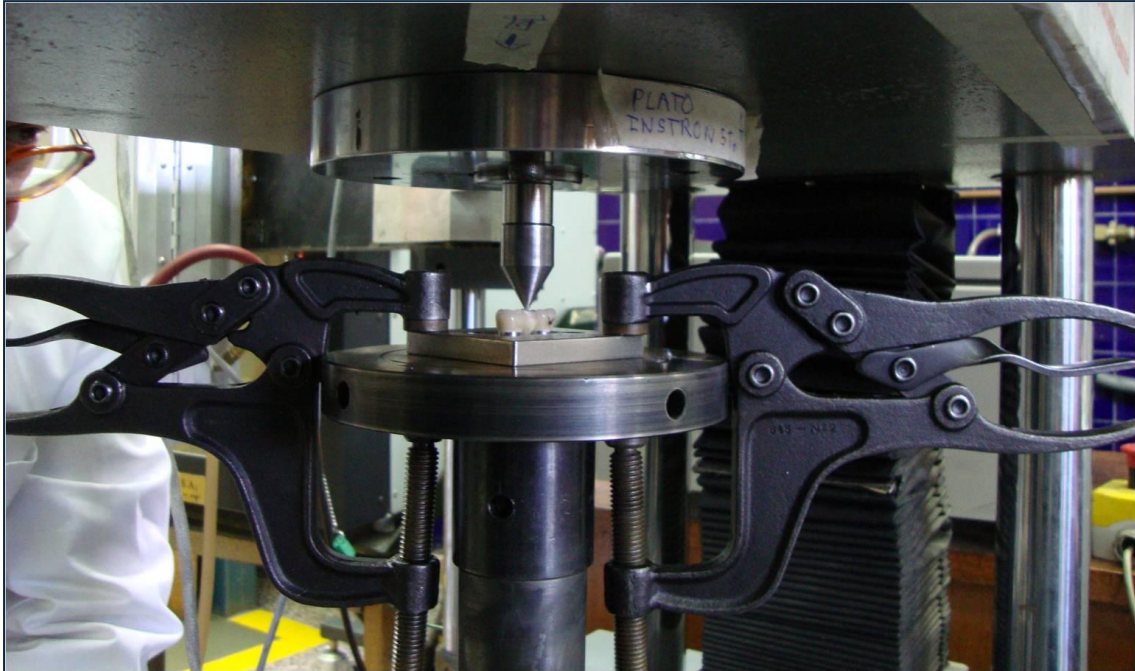


Figura 4.22. Unidad para el ensayo mecánico con los sargentos empleados para garantizar la inmovilización durante el ensayo de flexión.

Los resultados fueron recogidos por el ordenador (Fig 4.23), y mediante un programa informático, se obtuvieron las curvas de tensión/deformación.



Figura 4.23. Equipo informático registrando los

## 4.6.5. CARGA

---

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.

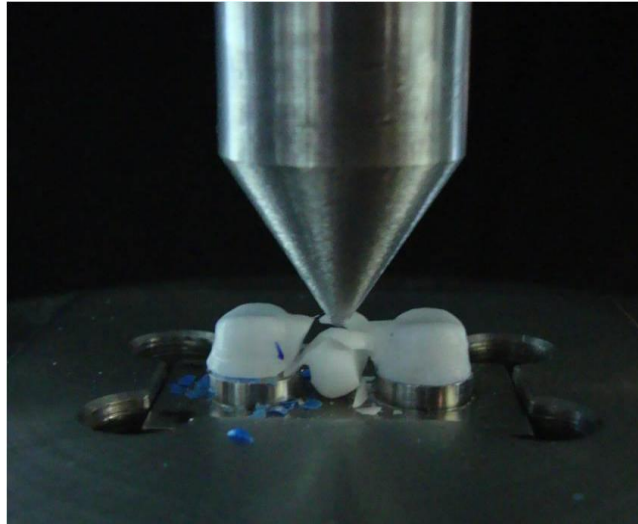


Figura 4.24. Carga de las estructuras

Las estructuras y las estructuras con el recubrimiento cerámico se cargaron hasta la fractura total evidenciada por una caída brusca en la gráfica de tensión-deformación. (Fig 4.24)

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 se obtuvieron 40 medidas de fuerza expresadas en kilogramos/fuerza o kilopondios (unidad del sistema técnico de unidades), como resultado del examen de las 40 probetas estudiadas.

## 4.7. TRATAMIENTO DE LOS DATOS

---

Para proceder al análisis estadístico de los resultados del presente estudio “in vitro” se asignaron a cada probeta el valor promedio de las mediciones de resistencia a la fractura, tanto de la estructura o núcleo, como del núcleo con la cerámica de recubrimiento..

Se realizaron los siguientes análisis:

- Estadística descriptiva de todas las variables
- Estadística inferencial

Dada la desviación de la normalidad de la variable dependiente los test utilizados fueron no paramétricos. El test estadístico realizado fue, el *Test de suma de Rangos de Wilcoxon (comparación variables originales)*.

### ***Test de suma de Rangos de Wilcoxon: comparación variables originales:***

El test de la suma de Rangos de Wilcoxon o también conocido como Prueba de Mann-Whitney, es un método no paramétrico aplicado a dos muestras independientes. Con esta prueba se pretendía comprobar si existen diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de restauraciones cerámicas (Lava e IPS emax ZirCAD) para cada tipo de variable (fractura del núcleo y fractura del núcleo con la cerámica de recubrimiento).

El análisis estadístico de las variables se realizó con el programa informático S.A.S. 9.2. (SAS Institute Inc), en el Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid. El nivel de significación se estableció en el 5%.

# 5. RESULTADOS

## 5.1. VARIABLES

Las variables planteadas en el presente estudio fueron las siguientes (Tabla 5.1):

VARIABLE	TIPO	DESCRIPCIÓN	CATEGORÍAS
<i>Sistema cerámico</i>	Independiente	Cualitativa nominal	-Lava™ All Ceramic System -Emax.ZirCAD
<i>Tipo de fractura</i>	Independiente	Cualitativa nominal	-Núcleo -Núcleo con recubrimiento Cerámico
<i>Resistencia a la Fractura</i>	Dependiente	Cuantitativa continua	

Tabla 5.1. Variables del estudio

## 5.2. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

Los resultados obtenidos de resistencia a la fractura, tanto de los núcleos como de los núcleos con el recubrimiento cerámico, de los dos grupos cerámicos analizados se pueden observar en la Tabla 5.2.

GRUPO	Variable	N	Media	D.E
<b>L</b>	Fr Núcleo	10	335.4	100.4
	Fr Núcleo+cerámica	10	263.4	72.6
<b>Z</b>	Fr Núcleo	10	247.2	27.5
	Fr Núcleo+cerámica	10	211.6	127.6

L = Lava; Z = emax.ZirCAD

Tabla 5.2. Medias (Kgf) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura de núcleos y núcleos con recubrimiento cerámico de los dos materiales estudiados.

## 5.2.1. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS SISTEMAS CERÁMICOS

### 5.2.1.1. RESISTENCIA A LA FRACTURA GLOBAL

Cuando se analizó la resistencia a la fractura global (sin tener en cuenta la distinción entre núcleo y núcleo con recubrimiento cerámico) se observó que el sistema Lava (299.4 Kgf) presentaba valores de resistencia a la flexión superiores al sistema emax.ZirCAD (229.4 Kgf) (Tabla 5.3)(Fig. 5.1)

GRUPO	N	Media	DE
L	20	299.4	93
Z	20	229.4	91.7

Tabla 5.3. Medias (Kgf) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura global de los dos materiales estudiados.

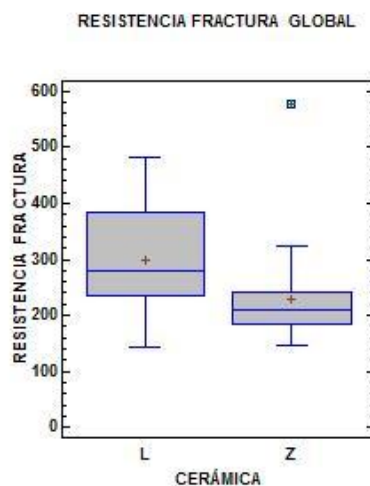


Fig. 5.1. Box plot de la resistencia a la fractura global de los dos materiales estudiados.

---

## 5.2.1.2. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS NÚCLEOS CERÁMICOS

---

Cuando se analizó la resistencia a la fractura de los núcleos cerámicos, los resultados demostraron valores de resistencia a la fractura superiores para el grupo Lava (335.4 Kgf) respecto al grupo emax.ZirCAD (247.2 Kgf) (Tabla 5.4) (Fig 5.1, 5.2 y 5.3)

En ambos sistemas los valores estaban por encima de los 200 Kgf

GRUPO	N	FR NÚCLEOS	
		Media	DE
L	10	335.4	100.4
Z	10	247.2	127.6

Tabla 5.4. Medias (Kgf) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura de los núcleos de los dos materiales estudiados.

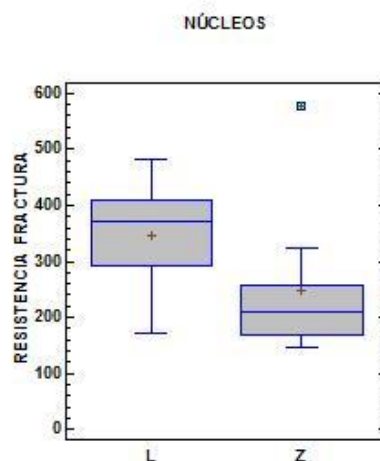


Fig. 5.1. Box plot de la resistencia a la fractura de los núcleos de los dos materiales estudiados.

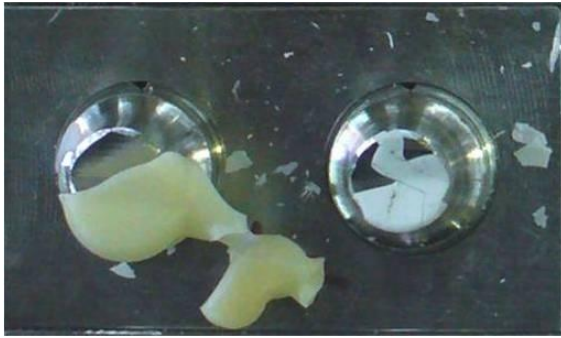


Fig 5.2. Fractura de la probeta LN 7

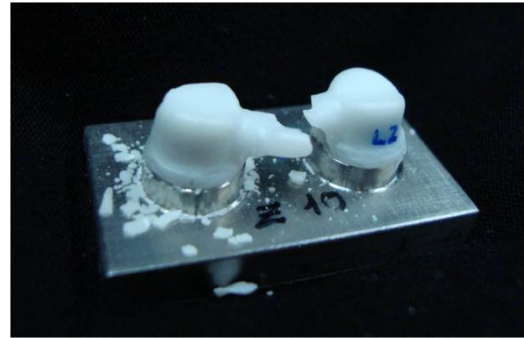


Fig 5.3. Fractura de la probeta ZN 10

### 5.2.1.3. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS NÚCLEOS CON RECUBRIMIENTO CERÁMICO

Los valores de resistencia a la fractura de los núcleos provistos del recubrimiento cerámico en los dos sistemas analizados también se encontraban por encima de los 200 Kgf. (Tabla 5.5)

Así mismo el sistema Lava demostró valores superiores (2643.4 Kgf) que el grupo emax.ZirCAD (211.6 Kgf) (Fig 5.3, 5.4 y 5.5)

GRUPO	N	FR RECUBRIMIENTO	
		Media	DE
L	10	263.4	72.6
Z	10	211.6	27.5

Tabla 5.5. Medias (Kgf) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura de los núcleos provistos del revestimiento en los dos sistemas.

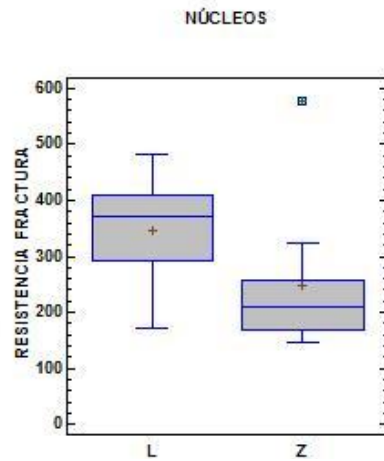


Fig. 5.3. Box plot de la resistencia a la fractura de los núcleos provistos del revestimiento en los dos sistemas.



Fig 5.4. Fractura de la probeta L4



Fig 5.5. Fractura de la probeta Z 6

## 5.2.2. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS NÚCLEOS Y LOS NÚCLEOS CON RECUBRIMIENTO CERÁMICO

---

### 5.2.2.1. RESISTENCIA A LA FRACTURA GLOBAL

---

Cuando se analizó la resistencia a la fractura global de los núcleos de óxido de circonio y de los núcleos con la cerámica de recubrimiento sin tener en cuenta el sistema cerámico, se observó que los núcleos presentaban una resistencia a la fractura superior (291,3 Kgf) respecto a los núcleos con la cerámica de recubrimiento (237,5 Kgf) (Tabla 5.6)(Fig. 5.6).

<b>GRUPO</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DE</b>
Núcleo	20	291.3	120.6
Núcleo+cerámica	20	237.5	59.7

Tabla 5.6. Medias (Kgf) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura de los núcleos y los núcleos con el recubrimiento cerámico independientemente del grupo.

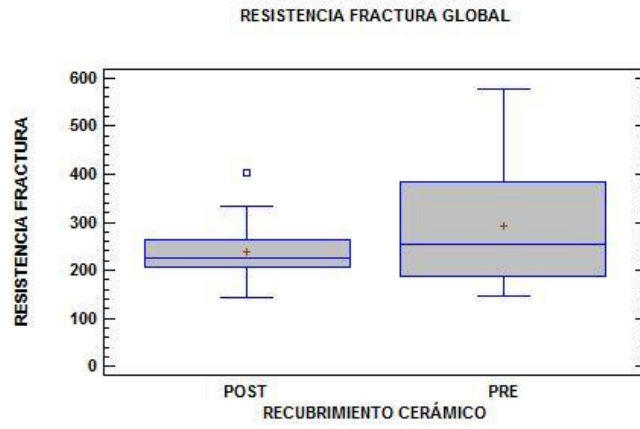


Fig. 5.6. Box plot de la resistencia a la fractura de los núcleos y los núcleos con el recubrimiento cerámico independientemente del grupo.

## 5.2.2.2. LAVA

En el grupo Lava, el núcleo demostró un valor de resistencia a la fractura (335.4 Kgf) superior al de la resistencia a la fractura de los núcleos con el recubrimiento cerámico (263.4 Kgf) . (Tabla 5.7) (Fig 5.7, 5.8 y 5.9).

<b>LAVA</b>			
FRACTURA	N	Media	DE
Núcleo	10	335.4	100.4
Núcleo+cerámica	10	263.4	72.6

Tabla 5.7. Medias (Kgf) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura de los núcleos y los núcleos con el recubrimiento cerámico en el grupo Lava.

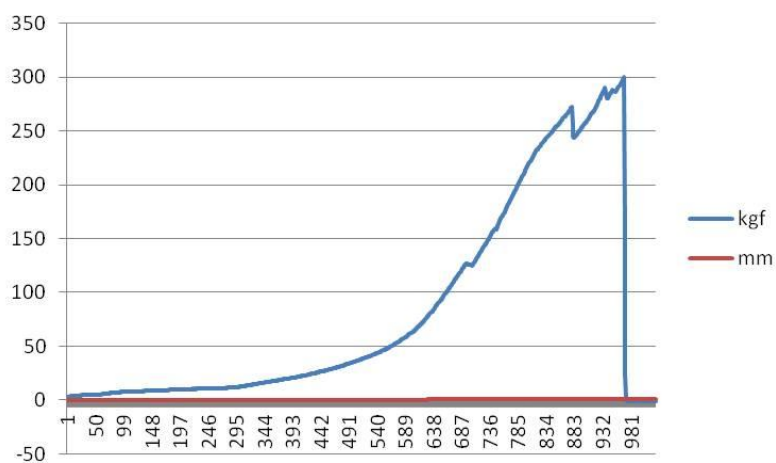


Fig 5.7. Curva de tensión-deformación de la probeta LN7

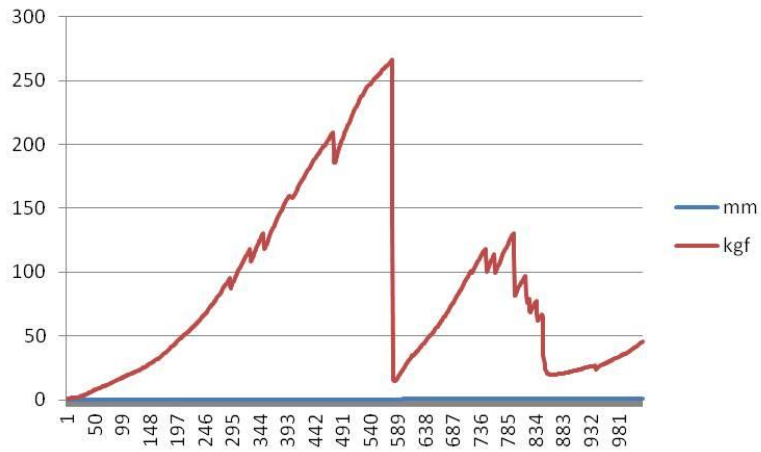


Fig 5.8. Curva de tensión-deformación de la probeta L6.

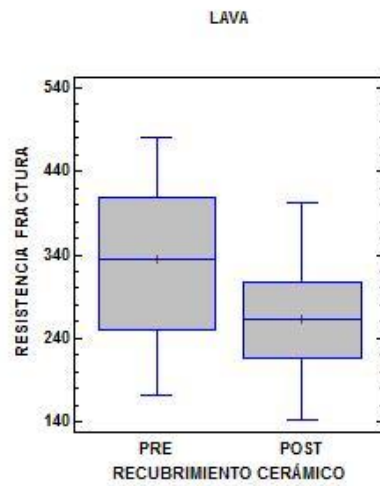


Fig. 5.9. Box plot de la de la resistencia a la fractura de los núcleos y los núcleos con el recubrimiento cerámico en el grupo Lava.

### 5.2.2.3. E.MAX ZIRCAD

En el grupo emax.ZirCAD también se observó una mayor resistencia a la fractura de los núcleos (247.2 Kgf) respecto a la fractura de los núcleos con el recubrimiento cerámico (211.6). (Tabla 5.8) (Fig 5.10, 5.11 y 5.12).

E.MAX ZIRCAD			
FRACTURA	N	Media	DE
Núcleo	10	247.2	127.6
Núcleo+cerámica	10	211.6	27.5

Tabla 5.8. Medias (Kgf) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura de los núcleos y los núcleos con el recubrimiento cerámico en el grupo e.max ZirCAD.

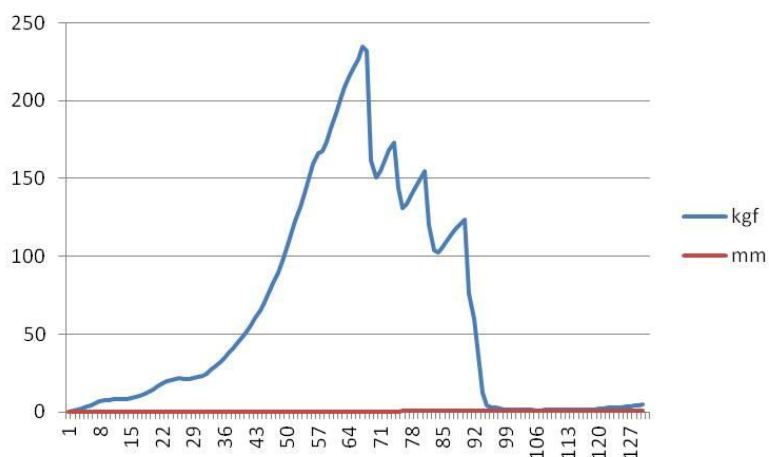


Fig 5.10. Curva de tensión-deformación de la probeta ZN6

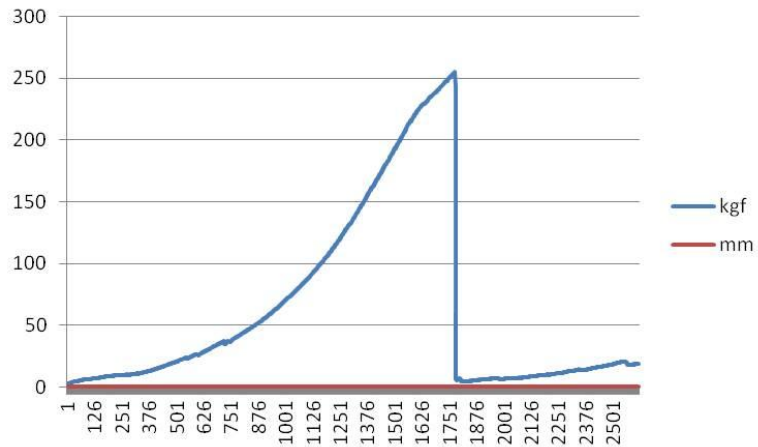


Fig 5.11. Curva de tensión-deformación de la probeta Z1

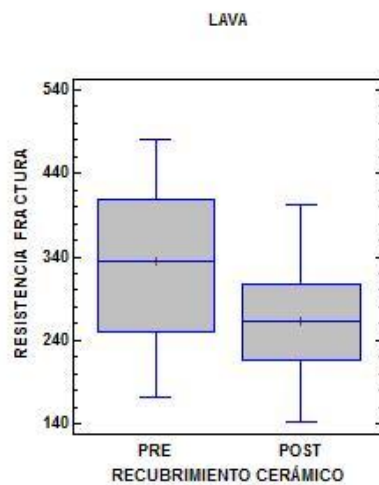


Fig. 5.12. Box plot de la resistencia a la fractura de los núcleos y los núcleos con el recubrimiento cerámico en el grupo e.max ZirCAD.

## 5.3. ESTADÍSTICA INFERENCIAL

---

Los valores de resistencia a la fractura de los núcleos y de los núcleos con la cerámica de recubrimiento quedan reflejados en la Fig 5.13.

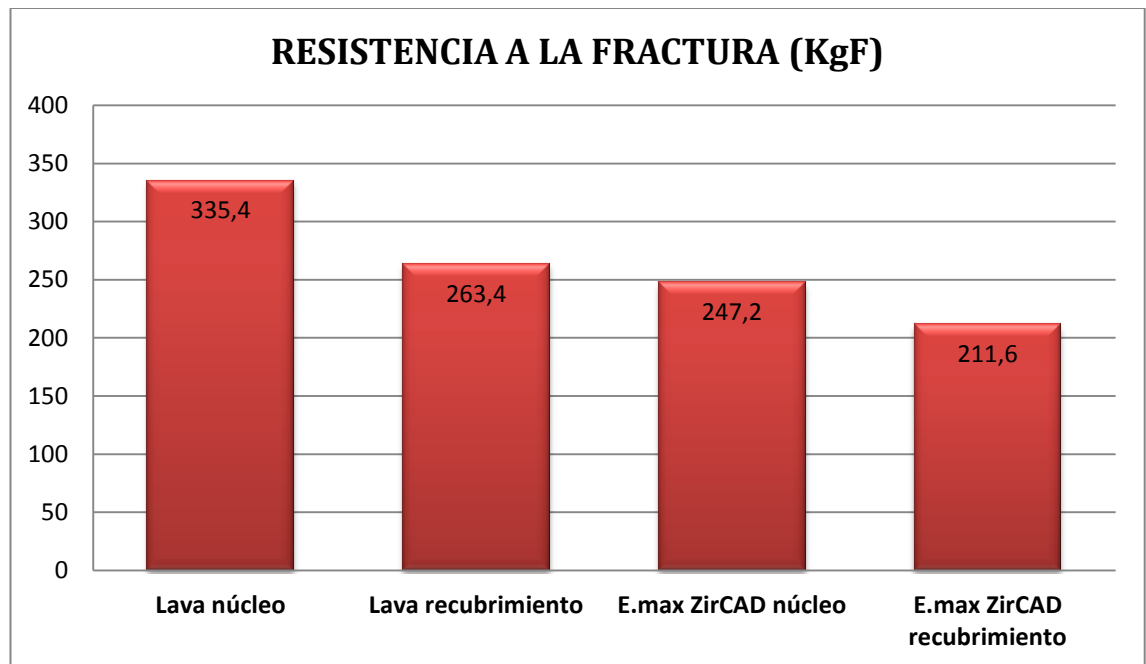


Fig 5.13. Gráfico de la resistencia a la fractura de los núcleos y los núcleos con el recubrimiento de los dos sistemas cerámicos.

## **5.3.1. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS SISTEMAS CERÁMICOS**

---

### **5.3.1.1. RESISTENCIA A LA FRACTURA GLOBAL**

---

El test de la suma de rangos de Wilcoxon puso de manifiesto que existieron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura entre el grupo Lava y emax.ZirCAD (P=0.0056).

### **5.3.1.2. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS NÚCLEOS CERÁMICOS**

---

Existieron diferencias significativas entre la resistencia a la fractura de los núcleos de ambos sistemas cerámicos analizados (P=0.0514 )

### **5.3.1.3. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS NÚCLEOS CON RECUBRIMIENTO CERÁMICO**

---

Cuando se analizó la resistencia a la fractura de los núcleos provistos de la cerámica de recubrimiento, el test de la suma de rangos de Wilcoxon puso de manifiesto que existieron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo Lava y emax.ZirCAD (P=0.0443).

## **5.3.2. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS NÚCLEOS Y LOS NÚCLEOS CON RECUBRIMIENTO CERÁMICO**

---

### **5.3.2.1. RESISTENCIA A LA FRACTURA GLOBAL**

---

El test de la suma de rangos de Wilcoxon puso de manifiesto que no existieron diferencias significativas en la resistencia a la fractura entre los núcleos y los núcleos con la cerámica de recubrimiento ( $P=0.28$ )

### **5.3.2.2. RESISTENCIA A LA FRACTURA EN CADA SISTEMA CERÁMICO**

---

Al comparar la resistencia a la fractura de los núcleos y los núcleos con la cerámica de recubrimiento, dentro de cada uno de los dos grupos cerámicos analizados, el test de la suma de rangos de Wilcoxon puso de manifiesto que no existieron diferencias estadísticamente significativas para los grupos:

- Lava ( $P=0.1377$ )
- Emax.ZirCAD ( $P=1$ )

# 6. DISCUSIÓN

Las cerámicas son materiales de gran dureza pero a su vez son muy frágiles. A lo largo de la historia de la prótesis fija en Odontología se ha buscado sustituir la clásica restauración metal-cerámica por materiales más estéticos y biocompatibles. Sin embargo, aún hoy día son necesarios más estudios que evalúen la resistencia a la fractura de las diferentes cerámicas a fin de encontrar un sustituto definitivo del metal que ofrezca las mismas propiedades mecánicas que éste pero con una mejora en la estética y biocompatibilidad de las restauraciones.

Los trabajos a lo largo de la última década han estado dirigidos al desarrollo de las estructuras de óxido de circonio como material sustitutivo del metal, ya que hasta el momento es la cerámica que mejores propiedades mecánicas presenta en comparación con las aluminosas o feldespáticas. En cuanto a la estética existen materiales con una mayor translucidez que el óxido de circonio, pero que ofrecen peores propiedades mecánicas. Aún así el óxido de circonio está mejorando progresivamente sus propiedades ópticas. Baldissara y cols evaluaron la translucidez de diferentes sistemas de óxido de circonio, y el que obtuvo mejores resultados estéticos fue el sistema Lava frente a Procera, e.max ZirCAD, Vita YZ y Cercon. Aún así, su translucidez siempre fue menor que la de las cerámicas de disilicatio de litio.<sup>(50)</sup>

Sin embargo, no sólo el tipo de cerámica influye en la resistencia a la fractura, sino que son muchos los factores que pueden influir en las propiedades de los materiales.

Obviamente uno de los principales factores son las características fisiológicas y anatómicas del individuo. Se calcula que las fuerzas ejercidas a nivel del primer molar son de aproximadamente 300-800 N, mientras que en la zona anterior se reducen a 60-200 N. <sup>(51, 52)</sup> En algunos casos de parafunciones hay estudios que afirman que las fuerzas oclusales podrían llegar a alcanzar los 1000N.<sup>(53)</sup>

Todos estos factores oclusales, sumados a la posible fatiga del material hacen que se llegue a la conclusión de que la fuerza mínima que deben asumir los materiales esté entre los 500 y 900N. Por ello los resultados in vitro deben estar entorno a los 1000N para considerar un pronóstico clínico favorable.<sup>(54, 55)</sup>

En el presente estudio in vitro los puentes de los dos sistemas cerámicos estudiados 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.

Otros de los factores que pueden influir en la resistencia mecánica de las restauraciones cuando se evalúan mediante estudios in vitro es la microestructura del material cerámico, la técnica de fabricación, la terminación de la superficie, así como el método de cementado.

En el presente trabajo se siguieron los protocolos clínicos para el cementado. Hay autores que no han encontrado diferencias significativas en el tipo de cemento empleado.<sup>(56, 57)</sup> Uno de los casos es el estudio de Okutan y cols donde no encuentran diferencias significativas entre emplear cementos de vidrio ionómero y cementos de resina.<sup>(56)</sup>

Un dato a tener en cuenta son las líneas de terminación, en el presente estudio se empleó el chanfer en cada una de las restauraciones ya que los sistemas CAD/CAM requieren que la preparación sea perfectamente redondeada para poder leer los ángulos con claridad. Los ángulos agudos van a crear sombras que no permiten la correcta lectura de todas las superficies, lo cual puede traducirse en un desajuste y por tanto mala distribución de las cargas sobre el muñón dentario que pueden conllevar un mayor riesgo de fractura de la restauración.<sup>(58)</sup>

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.

La fractura que se produce en las restauraciones de prótesis parcial fija cerámica en la mayoría de las ocasiones ocurre de un modo característico, de forma oblicua, de gingival a oclusal y del conector al centro del pónico.<sup>(42)</sup> Los resultados del presente estudio encontrados coinciden con la literatura por lo que se puede concluir que el pónico es la zona más débil de la estructura.<sup>(2, 49, 54, 55, 59-63)</sup> Es por esto que la mayoría de los autores recomiendan fabricar pónicos con un área entre 6 y 9 mm<sup>2</sup>.<sup>(64)</sup>

Bahat y cols<sup>(65)</sup> también concluyen con su estudio in vitro sobre resistencia a la fractura de puentes de zirconia de tres piezas, que todos los puentes se fracturan por la zona del conector, y toda la propagación de grietas comenzaba en la zona del nicho gingival e indican las proporciones recomendadas de una altura de 3mm mínimo del conector en sentido ocluso-gingival y de 2mm en sentido bucolingual. Al aumentar el radio del nicho gingival 0,6 a 0,9 mm, la resistencia a la fractura con la dimensión conector de 3 x 3 mm aumenta en un 20%. Basados pues en los estudios referidos, en el estudio se emplearon conectores de 9mm<sup>2</sup>.

En relación con la resistencia a la fractura, a la hora de comparar los resultados del presente estudio con los obtenidos por otros autores cabe destacar que en éstos en la mayoría los resultados están expresados en Newton, mientras que en el estudio todas las mediciones fueron expresadas en Kg-fuerza. Por ello, para la comparación de los resultados se va a utilizar esta unidad como referencia, para lo cual se hizo la conversión de Kg-fuerza en Newton, multiplicando los resultados obtenidos por 9,8, ya que el Newton se define como la fuerza que actúa sobre un kilogramo-masa y le proporciona una aceleración de un metro por segundo al cuadrado ( $N = Kg \times m/s^2$ ) (Tabla 6.1)

<b>RESISTENCIA FLEXIÓN</b>		
<b>MATERIAL</b>	<b>TIPO FRACTURA</b>	<b>RESISTENCIA (N)</b>
	Núcleo	3286.92±983.92
<b>LAVA</b>	Núcleo+Recubrimiento	2581.32±711.48
	Núcleo	2422.56±1250.48
<b>PROCERA</b>	Núcleo+Recubrimiento	2073.68±269.5

Tabla 6.1.Valores de resistencia a la flexión del estudio en N

Uno de los problemas surgidos con las restauraciones de zirconia son la resistencia a la fractura de las estructuras así como de la cerámica de recubrimiento. Algunos estudios concluyen que la resistencia de las restauraciones se reduce al cargar la cerámica de recubrimiento, probablemente provocado por las repetidas cocciones que requiere dicha cerámica, lo cual desencadena un incremento del mecanismo de transformación de fase que debilita la estructura de circonio.<sup>(25)</sup> Esto mismo es corroborado por Oilo y cols.<sup>(66)</sup> Es por esto que en el presente estudio se evaluó la diferencia de resistencia que existe entre la estructura de óxido de circonio y la estructura con el recubrimiento cerámico en dos sistemas cerámicos diferentes, Lava y e.max ZirCAD.

Los resultados del presente estudio ponen de manifiesto que de los sistemas cerámicos analizados, las estructuras de Lava obtuvieron valores mayores de resistencia a la flexión que las estructuras de e.max.ZirCAD, existiendo diferencias significativas entre ambas, por lo tanto la primera hipótesis nula debe ser rechazada. En un estudio previo se llega a las mismas conclusiones.<sup>(49)</sup>

Sin embargo en el estudio no se observaron diferencias significativas entre los dos sistemas cerámicos analizados cuando se compararon las estructuras con la cerámica de recubrimiento.

White y cols<sup>(67)</sup> afirman en su estudio que el sistema Lava es el que presenta una mayor resistencia a la fractura de sus núcleos comparado con otros sistemas cerámicos. Y esto mismo ocurre cuando se aplica la cerámica de recubrimiento inyectada.

Okutan y cols en un estudio in vitro evalúan la resistencia a la fractura de coronas de óxido de circonio simulando las cargas de masticación y obtienen que la resistencia a la fractura oscila entre los 1622 y los 1957 N.<sup>(56)</sup>

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 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>(68)</sup>. Este mismo autor más tarde publicó valores de resistencia a la fractura entre 1000 y 2000N<sup>(69)</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>(57)</sup>. Otros autores 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>(70, 71)</sup> Stiesch-Scholz y cols<sup>(72)</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<sup>(73)</sup> 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. Silva y cols<sup>(74)</sup> 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. Pittayachawan y cols<sup>(75)</sup> encuentran que Lava presenta una resistencia a la fractura de 1100 MPa. 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.

Con respecto al grupo emax.ZirCAD existen pocos estudios que lo evalúen, el más importante fue el realizado por Christensen y cols<sup>(44)</sup> donde compara varios sistemas cerámicos, entre ellos Lava y e.max ZirCAD llegando a la conclusión de que ambos sistemas presentan un éxito clínico muy similar a los tres años, de aproximadamente del 80%, donde la principal complicación en ambos sistemas fue el chipping.

Algunos estudios como el de Allahkarami y Hanan concluyen que el debilitamiento de la restauración se produce por el aumento del mecanismo de transformación de fase que sufre la estructura.<sup>(76)</sup> Esto es corroborado también por Borchers y cols que obtienen que el mecanismo de transformación de fase asciende de un 2 a un 10% tras la colocación de la cerámica de recubrimiento.<sup>(26)</sup>

En el presente estudio no se observaron diferencias significativas entre la resistencia a la fractura de las estructuras y de las estructuras con el recubrimiento

cerámico para ninguno de los dos sistemas cerámicos analizados, por lo que la segunda hipótesis nula debe ser aceptada.

Doi y cols sugieren que el tratamiento con calor mediante cocciones del circonio, una vez arenado, para colocar la cerámica de recubrimiento no influye en la resistencia de ésta a la aparición de chippings o fracturas.<sup>(77)</sup> A esta misma conclusión llegan Papanagiotou en su estudio en el que evalúan cambios en la resistencia a la flexión o en el mecanismo de transformación de fase de estructuras de circonio sometidas a cambios de temperatura y al pulido final, llegando a la conclusión de que no existen diferencias significativas en la resistencia del circonio tras estos procesos.<sup>(78)</sup>

La técnica de fabricación así como el tipo de cerámica de recubrimiento empleadas también son factores a tener en cuenta.

Un estudio de Fischer y cols<sup>(79)</sup> evalúa las cerámicas de recubrimiento de varios sistemas cerámicos. En el caso de Lava, la resistencia a la flexión fue de 90MPa, mientras que en el sistema e.max fue de algo menor, de 85.7 MPa, lo cual no es estadísticamente significativo. Sin embargo, ambos sistemas muestran una resistencia menor a otras cerámicas de recubrimiento tanto sobre estructuras de circonio como metálicas.

El coeficiente de expansión térmica de la estructura y del recubrimiento, así como la temperatura de transición vítrea de la cerámica de recubrimiento también son factores importantes para la resistencia al chipping de la cerámica de recubrimiento sobre las estructuras de circonio.<sup>(36)</sup>

En cuanto a la composición del recubrimiento así como a la técnica de confección Choi y cols<sup>(43)</sup> llegan a la conclusión de que las cerámicas de recubrimiento con leucita inyectadas presentan una mayor adhesión a las estructuras de circonio que las que no la llevan. La introducción de este material en las cerámicas de recubrimiento fue desarrollado por Wohlwend en 1991.<sup>(80)</sup>

Así mismo Beuer y cols concluyen que las estructuras de circonio recubiertas con cerámica de recubrimiento de fluorapatita pueden ser una opción válida de tratamiento.<sup>(81)</sup>

Además de la resistencia a la fractura tanto de la estructura como del recubrimiento, otro de los grandes problemas de las restauraciones sobre circonio es el chipping. La falta de unión entre la estructura y la cerámica de recubrimiento supone un aumento del riesgo de chipping y de fractura que puede iniciarse en los márgenes de la cerámica de recubrimiento.<sup>(82)</sup>

El chipping de la cerámica de recubrimiento sobre las estructuras de circonio es un problema inherente. A pesar de que el chipping puede parecer una complicación menor, puede causar una incomodidad innecesaria en el paciente así como una impredecible tasa de éxito de las restauraciones.<sup>(34)</sup>

Este problema se intenta solucionar con técnicas como el “doble recubrimiento” o la fabricación en óxido de circonio de la restauración completa en zonas no estéticas sin cerámica de recubrimiento.<sup>(83)</sup> Otra técnica que se debe llevar a cabo es el correcto diseño anatómico de las estructuras que permita un apoyo al recubrimiento.<sup>(57)</sup> Sin embargo son necesarios más estudios para la valorar las causas que producen el chipping y conseguir así reducir su incidencia.<sup>(24)</sup>

Los estudios clínicos que se han realizado sobre el óxido de circonio para la fabricación de puentes posteriores a lo largo de estos últimos años no son muy abundantes. La mayoría de ellos presentan resultados muy similares.

Beuer y cols<sup>(84)</sup> hacen un estudio sobre 19 pacientes a los que se les colocan 21 puentes de zirconia del 2PM al 2M, siendo la tasa de supervivencia a los 40 meses de un 90%, con lo que concluyen que la zirconia ofrece suficiente resistencia para la fabricación de puentes a nivel posterior y no ofrece chipping. Crisp y cols<sup>(85)</sup> en su estudio sobre 34 puentes posteriores con el sistema Lava, observaron ninguna fractura en las estructuras, la única complicación a los tres años fueron dos casos de chipping.

Edelhoff y cols<sup>(86)</sup> en su estudio cementaron con vidrio ionómero modificado con resina 21 puentes de zirconia entre 3 y 6 piezas tanto en la zona anterior como la posterior. A los 39 meses no obtuvieron ninguna fractura de las estructuras mientras que el chipping de la cerámica de recubrimiento se observó en el 9.5% de los casos. El estudio concluye que los puentes totalmente cerámicos son una opción clínicamente satisfactoria tanto a nivel anterior como posterior.

Raigrodski y cols<sup>(87)</sup> estudian 20 puentes de tres piezas de Lava a 33 meses y llega a la conclusión que es una buena opción de tratamiento puesto que no se encontraron fracasos de la estructura ni grandes chippings, únicamente un 25% de los casos sufrieron pequeños chippings que no influían en la supervivencia de la restauración.

Roediger y cols<sup>(88)</sup> hacen un estudio sobre 99 puentes de circonio en un periodo de 48 meses obtienen una tasa de supervivencia del 94%. 7 de los puentes fracasaron y 23 sufrieron complicaciones, la más común fue el chipping y la descementación, aunque en este estudio los puentes son cementados con óxido de cinc, a diferencia de los demás donde la mayoría de las veces se emplea ionómero de vidrio, cementos de resina, o cementos de vidrio ionómero modificados con resina.

Sailer y cols<sup>(89)</sup> realizaron un estudio donde se colocaron 57 puentes de zirconia de tres a cinco piezas a nivel posterior que fueron evaluados a los 3 años. 7 de los puentes tuvieron que ser sustituidos por lo que la tasa de supervivencia fue del 84.8% y el chipping del 13%. Este mismo estudio fue evaluado a los 5 años y Los resultados fueron que el éxito de las estructuras de circonio es del 97.8%, sin embargo la tasa de supervivencia fue del 73.9% debido a otras complicaciones.<sup>(40)</sup>

Schmitt y cols<sup>(90)</sup> en un estudio con 27 puentes de Lava a nivel posterior, obtuvieron una tasa de supervivencia a los 3 años del 100% ya que no se fracturó ninguna estructura, sin embargo, el éxito fue del 96.3% ya que en uno de los puentes se produjo un gran chipping.

Schley y cols<sup>(91)</sup> realizan una revisión sistemática sobre la supervivencia de los puentes de óxido de circonio y los resultados obtenidos fueron que los puentes de 3 a 5 piezas presentaban una supervivencia del 94.29%, sin embargo en necesario una mejora en las técnicas de recubrimiento ya que el chipping es la complicación más común.

A la vista de los estudios clínicos analizados se puede llegar a la conclusión de que los puentes posteriores de óxido de circonio pueden ser una buena alternativa de tratamiento comparables incluso a las clásicas restauraciones de metal-cerámica ya que tienen una alta tasa de supervivencia, sin embargo son necesarios más estudios y a más largo plazo así como un mejor desarrollo en las técnicas para

mejorar el éxito de este tipo de restauraciones donde la principal complicación en el chipping de la cerámica de recubrimiento.

Los resultados obtenidos por los diferentes autores en los estudio in vitro ponen de manifiesto que existen diferencias importantes entre ellos, pudiendo ser atribuidas esa diferencias a muchos factores entre los que se encuentran el diseño del estudio, la metodología empleada, o las propiedades de los materiales empleados.

Se requieren estudios posteriores de la caracterización de la fractura para entender la causa y el tipo de fractura, y en que se analice el inicio y la propagación de la grieta en la estructura de zirconia y entre la estructura de zirconia y la cerámica de recubrimiento, para entender mejor el comportamiento de estos materiales.

# 7. CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio in vitro, se pueden extraer las siguientes conclusiones:

1. Los dos sistemas cerámicos estudiados tienen una resistencia a la fractura superior a los 1000 N necesarios para ser utilizados clínicamente con seguridad.
2. Las estructuras del sistema Lava fueron las que presentaron una mayor resistencia a la fractura, existiendo diferencias con el sistema IPS emax.ZirCAD.
3. En las estructuras con la cerámica de recubrimiento el grupo Lava fue el que obtuvo valores de resistencia a la fractura más elevados, aunque no se observaron diferencias con el grupo IPS emax.ZirCAD
4. No se observaron diferencias en la resistencia a la fractura en ninguno de los dos grupos entre la estructura y la estructura con el recubrimiento cerámico
5. Son necesarios estudios clínicos a largo plazo para confirmar la bondad los sistemas estudiados.

# 8. BIBLIOGRAFÍA

1. Martínez R, Pradíes G, Suárez MJ, Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE 2007;12:253-63.
2. Serrano Madrigal B. Estudio experimental de la resistencia a la fractura de puentes totalmente cerámicos. Tesis Doctoral: UCM; 2006.
3. Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico (I). Quintessence (ed Esp) 1998;11:515-9.
4. Jones DW. Desarrollo de la cerámica dental. Una perspectiva histórica. Clínicas Odontológicas de Norteamérica 1985;4:648-71.
5. Rivas M. El origen de la porcelana y la profesión. Dental Prótesis 1995;75:32-3.
6. Benitez JA, García MC, García MA. Cerámica. Recuerdo histórico 1ª Parte. Rev Andal Odontol y Estomatol 1992;2:63-8.
7. Benitez JA, García MA. Cerámica. Recuerdo histórico. 2ª Parte Rev Andal Odontol y Estomatol 1992;2:87-91.
8. Ring ME. Historia ilustrada de la Odontología. . Barcelona Ed Doyma SA. 1989.
9. Sacchi H. Coronas y puentes. Buenos Aires: Ed Mundi. 1973.
10. Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto JP. Prótesis fija. Procedimientos clínicos y de laboratorio. Barcelona: Ed Salvat. 1991.
11. Martínez A, Sola MF, Selva E, Fons A. Análisis experimental in vitro del ajuste marginal en restauraciones estéticas. Avances en Odontoestomatología. 1995;11:369-72.
12. Vega JM. Materiales en odontología: fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicodinámicos. Madrid: Ed Avances Medico-Dentales. 1996.
13. Álvarez-Fernández MA, Peña-López JM, González-González A, Olay-García MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. . RCOE. 2003;8:525-46.
14. Salido MP. Estudio comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas. Tesis Doctoral: UCM; 1999.
15. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J 1965;21;119:251-67.
16. Quinn JB, Sundar V, Parry EE, Quinn GD. Comparison of edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia specimens. Dent Mater 2010;26:13-20.
17. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. J Dent 2007;35:819-26.
18. Silva VV, Lameiras FS, Lobato ZI. Biological reactivity of zirconia-hydroxyapatite composites. J Biomed Mater Res 2002;63:583-90.
19. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. Biomaterials 1999;20:371-6.
20. Carinci F, Pezzetti F, Volinia S, Francioso F, Arcelli D, Farina E, et al. Zirconium oxide: analysis of MG63 osteoblast-like cell response by means of a microarray technology. Biomaterials 2004;25:215-28.
21. Ren L, Janal MN, Zhang Y. Sliding contact fatigue of graded zirconia with external esthetic glass. J Dent Res 2011;90:1116-21.
22. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? Nature 1975;258:703-4.
23. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999;20:1-25.
24. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. J Oral Sci 2010;52:531-9.
25. Mochales C, Maerten A, Rack A, Cloetens P, Mueller WD, Zaslansky P, et al. Monoclinic phase transformations of zirconia-based dental prostheses, induced by clinically practised surface manipulations. Acta Biomater. 2011;7:2994-3002.
26. 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;6:4547-52.
27. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater 2008;24:299-307.

28. Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *Eur J Oral Sci* 2007;115:161-6.
29. Adata ND, Bayne S, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont* 2009;18:17-22.
30. Romeo M, Martínez JA, Vallejo J. Introducción a los sistemas CAD/CAM de uso en clínica y laboratorio. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2005;7:524-34.
31. Duke ES. The status of CAD/CAM in restorative dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 2001;22:968-72.
32. Martínez F. Estudio experimental del ajuste marginal en coronas cerámicas de alto contenido en circonia. Tesis Doctoral: Universidad Complutense de Madrid; 2005.
33. Fernández S, Chávez M, Giner L, Cortada M. Lava system. Un nuevo tipo de prótesis mecanizada libre de metal. *Procedimientos de laboratorio. DENTUM* 2004;4:118-23.
34. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater* 2012;28:102-11.
35. Kim JW, Kim JH, Janal MN, Zhang Y. Damage maps of Veneered Zirconia under Simulated Mastication. *J Dent Res* 2008;87:1127-32.
36. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hammerle CH. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater* 2009;25:419-23.
37. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. Flexural and shear strengths of ZrO<sub>2</sub> and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *J Prosthet Dent*. 2008;100:274-84.
38. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia* 2009;5:1668-77.
39. Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Stober T, Ohlmann B, Gabbert O. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil* 2009;36:610-5.
40. 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;20:383-8.
41. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010;23:493-502.
42. Taskonak B, Yan J, Mecholsky JJ, Jr., Sertgoz A, Kocak A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mater* 2008;24:1077-82.
43. Choi JE, Waddell JN, Torr B, Swain MV. Pressed ceramics onto zirconia. Part 1: Comparison of crystalline phases present, adhesion to a zirconia system and flexural strength. *Dent Mater* 2011;27:1204-12.
44. Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc* 2010;141:1317-29.
45. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung KH, Spiekerman CF, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to highnoble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent* 2011;106:29-37.
46. Salido M, Suárez M, Pradíes G, Lopez Lozano J. Influencia del lugar de aplicación del cemento en la retención y ajuste marginal de las restauraciones de prótesis fija. *J Rev Eur Odonto Estomatol* 1997;9:279-86.
47. 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.
48. Ishikiriyama A, Oliveira Jde F, Vieira DF, Mondelli J. Influence of some factors on the fit of cemented crowns. *J Prosthet Dent*. 1981;45:400-4.
49. Acebedo R. Análisis del sellado marginal y de la resistencia a la fractura de núcleos cerámicos de óxido de circonio en puentes posteriores. Tesis Doctoral: UCM; 2011.

50. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2010;104:6-12.
51. 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;102:172-8.
52. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2006;95:117-23.
53. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995;74:145-50.
54. 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;21:476-82.
55. 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;14:231-8.
56. Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR. 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.
57. Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H, Feilzer A. Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. *Quintessence Int* 2009;40:655-62.
58. 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;16:229-32.
59. 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:e355-63.
60. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004;25:5045-52.
61. 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;65:14-21.
62. 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;34:282-90.
63. Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures. *Dent Mater* 2007;23:1513-20.
64. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92:557-62.
65. 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;33:149-59.
66. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008;24:471-5.
67. 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;94:125-31.
68. Rosentritt M, Behr M, L R, K S, H G. Fracture Strength of tooth colored posterior fixed partial dentures. *J Dent Res* 2001;80:57.
69. Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. *J Oral Rehabil* 2003;30:873-7.
70. Rountree MR, 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).
71. 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;4:195-206.

72. Stiesch-Scholz M, Scheneemann P, L. B. In vitro fracture resistance of 4-unit all-ceramic fixed partial dentures. IADR abstracts 2005.(Abstract # 0555).
73. Ludwig K, M K, K. S. Fracture Strength of all-ceramic anterior fixed partial dentures. J Dent Res 2001;80(Special Issue IADR Abstracts # 998).
74. 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;90:104-8.
75. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. Dent Mater 2007;23:1018-29.
76. Allahkarami M, Hanan JC. Mapping the tetragonal to monoclinic phase transformation in zirconia core dental crowns. Dent Mater 2011;27:1279-84.
77. Doi M, Yoshida K, Atsuta M, Sawase T. Influence of pre-treatments on flexural strength of zirconia and debonding crack-initiation strength of veneered zirconia. J Adhes Dent 2011;13:79-84.
78. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. J Prosthet Dent 2006;96:154-64.
79. Fischer J, Stawarczyk B, Hammerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. J Dent 2008;36:316-21.
80. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 2001;85:61-6.
81. Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Guh JF, Naumann M. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. Quintessence Int 2010;41:631-7.
82. 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;105:14-20.
83. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. J Oral Rehabil 2010;37:641-52.
84. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). Clin Oral Investig 2009;13:445-51.
85. Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N, Burke FJ. A clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in patients attending UK general dental practices: Three-year results. Dent Mater 2012;28:229-36.
86. Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures--clinical results after 3 years of clinical service. Quintessence Int 2008;39:459-71.
87. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. J Prosthet Dent 2006;96:237-44.
88. Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. Int J Prosthodont 2010 Mar;23:141-8.
89. 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;37:685-93.
90. Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Gollner M, Hamel J. Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. Int J Prosthodont 2009 Nov;22:597-603.
91. Schley JS, Heussen N, Reich S, Fischer J, Haselhuhn K, Wolfart S. Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature. Eur J Oral Sci 2010;118:443-50.

# 9. ANEXO

DESCRIPTIVA VARIABLES NUMERICAS

1

Procedimiento MEANS

Variable de análisis: FRACTURE FRACTURE

N	Media	Dev tip	Min	Percentil 50	Máx
40	264.4	97.8	142.1	235.9	577.0

DESCRIPTIVA VARIABLES NUMERICAS POR CERÁMICA

2

Procedimiento MEANS

Variable de análisis: FRACTURE FRACTURE

CERAMIC	Número de observaciones	N	Media	Dev tip	Min	Percentil 50	Máx
L	20	20	299.4	93.0	142.1	280.9	481.0
Z	20	20	229.4	91.7	145.5	208.8	577.0

DESCRIPTIVA VARIABLES NUMERICAS POR VENEERING

3

Procedimiento MEANS

Variable de análisis: FRACTURE FRACTURE

VENEERING	Número de observaciones	N	Media	Dev tip	Min	Percentil 50	Máx
POST	20	20	237.5	59.7	142.1	224.3	402.9
PRE	20	20	291.3	120.6	145.5	253.8	577.0

DESCRIPTIVA VARIABLES NUMERICAS POR CERÁMICA Y VENEERING

4

Procedimiento MEANS

Variable de análisis: FRACTURE FRACTURE

CERAMIC	VENEERING	Número de observaciones	N	Media	Dev tip	Min	Percentil 50	Máx
L	POST	10	10	263.4	72.6	142.1	262.3	402.9
	PRE	10	10	335.4	100.4	171.5	335.2	481.0
Z	POST	10	10	211.6	27.5	172.5	208.8	255.0
	PRE	10	10	247.2	127.6	145.5	209.8	577.0

TEST DE SUMA DE RANGOS DE WILCOXON: COMPARACION ENTRE CERÁMICAS

5

Procedimiento NPAR1WAY

Puntuaciones de Wilcoxon (Sumas de rango) para la variable FRACTURE  
Clasificado por la variable CERAMIC

CERAMIC	N	Suma de puntuaciones	Esperado debajo de H0	Std Dev debajo de H0	Puntuación de la media
L	20	519.0	410.0	36.968455	25.950
Z	20	301.0	410.0	36.968455	15.050

Test de dos muestras de Wilcoxon

Estadístico 519.0000

Aproximación normal

Z 2.9349

Pr de un lado > Z 0.0017

Pr de dos lados > |Z| 0.0033

Aproximación t

Pr de un lado > Z 0.0028

Pr de dos lados > |Z| 0.0056

Z incluye una corrección de continuidad de 0.5.

Test de Kruskal-Wallis

Chi-cuadrado 8.6934

DF 1

Pr > Chi-cuadrado 0.0032

TEST DE SUMA DE RANGOS DE WILCOXON: COMPARACION ENTRE GRUPOS DE VENEERING

6

Procedimiento NPAR1WAY

Puntuaciones de Wilcoxon (Sumas de rango) para la variable FRACTURE  
Clasificado por la variable VENEERING

VENEERING	N	Suma de puntuaciones	Esperado debajo de H0	Std Dev debajo de H0	Puntuación de la media
PRE	20	451.0	410.0	36.968455	22.550
POST	20	369.0	410.0	36.968455	18.450

Test de dos muestras de Wilcoxon

Estadístico 451.0000

Aproximación normal

Z 1.0955

Pr de un lado > Z 0.1366

Pr de dos lados > |Z| 0.2733

Aproximación t

Pr de un lado > Z 0.1400

Pr de dos lados > |Z| 0.2800

Z incluye una corrección de continuidad de 0.5.

Test de Kruskal-Wallis

Chi-cuadrado 1.2300

DF 1

Pr > Chi-cuadrado 0.2674

----- VENEERING=POST -----

## Procedimiento NPAR1WAY

Puntuaciones de Wilcoxon (Sumas de rango) para la variable FRACTURE  
Clasificado por la variable CERAMIC

CERAMIC	N	Suma de puntuaciones	Esperado debajo de H0	Std Dev debajo de H0	Puntuación de la media
L	10	134.0	105.0	13.228757	13.40
Z	10	76.0	105.0	13.228757	7.60

## Test de dos muestras de Wilcoxon

Estadístico 134.0000

## Aproximación normal

Z 2.1544  
 Pr de un lado > Z 0.0156  
 Pr de dos lados > |Z| 0.0312

## Aproximación t

Pr de un lado > Z 0.0221  
 Pr de dos lados > |Z| 0.0443

Z incluye una corrección de continuidad de 0.5.

## Test de Kruskal-Wallis

Chi-cuadrado 4.8057  
 DF 1  
 Pr > Chi-cuadrado 0.0284

----- VENEERING=PRE -----

## Procedimiento NPAR1WAY

Puntuaciones de Wilcoxon (Sumas de rango) para la variable FRACTURE  
Clasificado por la variable CERAMIC

CERAMIC	N	Suma de puntuaciones	Esperado debajo de H0	Std Dev debajo de H0	Puntuación de la media
L	10	133.0	105.0	13.228757	13.30
Z	10	77.0	105.0	13.228757	7.70

## Test de dos muestras de Wilcoxon

Estadístico 133.0000

## Aproximación normal

Z 2.0788  
 Pr de un lado > Z 0.0188  
 Pr de dos lados > |Z| 0.0376

## Aproximación t

Pr de un lado > Z 0.0257  
 Pr de dos lados > |Z| 0.0514

Z incluye una corrección de continuidad de 0.5.

## Test de Kruskal-Wallis

Chi-cuadrado 4.4800  
 DF 1  
 Pr > Chi-cuadrado 0.0343

----- CERAMIC=L -----

Procedimiento NPAR1WAY

Puntuaciones de Wilcoxon (Sumas de rango) para la variable FRACTURE  
Clasificado por la variable VENEERING

VENEERING	N	Suma de puntuaciones	Esperado debajo de H0	Std Dev debajo de H0	Puntuación de la media
POST	10	84.0	105.0	13.228757	8.40
PRE	10	126.0	105.0	13.228757	12.60

Test de dos muestras de Wilcoxon

Estadístico 84.0000

Aproximación normal

Z -1.5497  
Pr de un lado < Z 0.0606  
Pr de dos lados > |Z| 0.1212

Aproximación t

Pr de un lado < Z 0.0689  
Pr de dos lados > |Z| 0.1377

Z incluye una corrección de continuidad de 0.5.

Test de Kruskal-Wallis

Chi-cuadrado 2.5200  
DF 1  
Pr > Chi-cuadrado 0.1124

----- CERAMIC=Z -----

Procedimiento NPAR1WAY

Puntuaciones de Wilcoxon (Sumas de rango) para la variable FRACTURE  
Clasificado por la variable VENEERING

VENEERING	N	Suma de puntuaciones	Esperado debajo de H0	Std Dev debajo de H0	Puntuación de la media
POST	10	105.0	105.0	13.228757	10.50
PRE	10	105.0	105.0	13.228757	10.50

Test de dos muestras de Wilcoxon

Estadístico 105.0000

Aproximación normal

Z 0.0000  
Pr de un lado < Z 0.5000  
Pr de dos lados > |Z| 1.0000

Aproximación t

Pr de un lado < Z 0.5000  
Pr de dos lados > |Z| 1.0000

Z incluye una corrección de continuidad de 0.5.

Test de Kruskal-Wallis

Chi-cuadrado 0.0000  
DF 1  
Pr > Chi-cuadrado 1.0000

