



**UNIVERSIDAD DE VALENCIA**  
**Facultad de Medicina y Odontología**

Departamento de Estomatología  
Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión

**ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DEL  
COMPORTAMIENTO DE LAS CERÁMICAS DE  
RECUBRIMIENTO SEGÚN EL NÚCLEO:  
ÓXIDO DE CIRCONIO Y METAL.**

**TESIS DOCTORAL**

**Rubén Agustín Panadero**  
**2012**



# **ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DEL COMPORTAMIENTO DE LAS CERÁMICAS DE RECUBRIMIENTO SEGÚN EL NÚCLEO: ÓXIDO DE CIRCONIO Y METAL.**

Memoria de investigación que presenta:

**Rubén Agustín Panadero**

Para optar al Grado de Doctor en Odontología por la Universidad de  
Valencia.

Directores:

**Prof. Dr. Antonio Fons Font**  
**Profa. Dra. María Granell Ruíz**  
**Profa. Dra. M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruíz**



Universidad de Valencia  
Facultad de Medicina y Odontología  
Departamento de Estomatología (Unidad de Prostodoncia y Oclusión)

Valencia, 2012





Don **Antonio Fons Font**, Profesor Titular del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia Estudio General, **Dña. María Granell Ruíz**, Profesora Asociada del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia Estudio General y **Dña. M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruíz**, Profesora Ayudante Doctor del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia Estudio General.

CERTIFICAN:

Que el trabajo de investigación titulado “Estudio comparativo *in vitro* del comportamiento de las cerámicas de recubrimiento según el núcleo: óxido de circonio y metal” del que es autor Don Rubén Agustín Panadero, ha sido realizado en este Departamento bajo nuestra dirección y supervisión, reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor en Odontología por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Valencia a 10 de Enero del 2012.

Fdo. Antonio Fons Font

Fdo. María Granell Ruíz

Fdo. M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruíz





## AGRADECIMIENTOS

Al Prof. D Antonio Fons Font, director de la presente Tesis Doctoral, por su gran ayuda y aportación a la consecución de esta investigación. Por ser un excelente docente digno de admirar. Debido a su gran conocimiento de la profesión esta investigación ha podido llevarse a cabo. Le estoy muy agradecido por su atención constante y por su apoyo incondicional. Agradecerle la confianza depositada en mí desde el primer día, abriéndome las puertas de la Universidad de Valencia para el desarrollo de mi vida docente.

A la Profa. Dña. María Fernanda Solá por inculcarme el verdadero significado de la investigación, por su espíritu didáctico y su generosidad personal. Por su gran apoyo y ayuda permanente. Agradecerle la fuerza de motivación que ejerce sobre todas las personas del departamento para que nos apasione la investigación; y pedirle desde aquí, que nunca deje de hacerlo.

A la Prof. Dña. María Granell Ruíz. Agradecerle su gran apoyo y sus buenos consejos. Por ser una gran docente y una gran persona.

Al Prof. D. Carlos Labaig Rueda, por el material científico suministrado. Por su ayuda constante y desinteresada que me aporta en cada investigación. Por ser un gran profesional y un excelente compañero.

A la Profa. Inés González por ser una gran docente y una compañera magnífica. Por llenarnos de alegría las mañanas de los miércoles siendo la profesora más divertida de la Unidad.



A la Profa. Ana Roig por ser una magnífica docente y odontóloga. Gracias por comprenderme como paciente y haberme abierto las puertas de tu clínica como si fuera la mía.

A la Profa. Elena Castañer por ser una fantástica compañera y por compartir la misma vocación e interés por la Oclusión y los *Articuladores*.

Al Prof. J.L. Román por compartir conmigo sus enormes y valiosos conocimientos. Por su ayuda desinteresada en esta tesis doctoral.

A la Profa. Puchades por su gran compañerismo y su valorada amistad. Por su ayuda incondicional y esa gran capacidad que atesora de saber escuchar.

Al Prof D. Vicente Amigó Borrás, por su dedicación desinteresada y por su interés para desarrollar este trabajo.

Al Prof. Alberto Ferreiroa, por ser un gran investigador, una gran persona y un gran amigo. Por sus consejos y su valiosa sabiduría.

A los Profesores y Compañeros de la Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión por haberme ayudado a la adaptación de mi nueva vida en Valencia y hacerme sentir como uno más dentro de su gran equipo.





A Eva....

Por su amor, apoyo y comprensión en todo momento.  
Por ser la persona que comparte mi vida y la motivación por la que escribo esta tesis doctoral.

A mis padres y Hermano....

Por su gran apoyo en los momentos más difíciles de mi vida y por creer siempre en mí. Todo lo que he conseguido y conseguiré en esta vida se lo debo a ellos.

A mis abuelos y mis tíos....

Gracias por ser parte de mi familia y por cuidarme como siempre lo habéis hecho durante toda mi vida.

A mis Grandes Amigos por siempre haber estado ahí, en los momentos buenos y no tan buenos de mi vida. Por estar orgullosos de mí y por su gran colaboración moral en esta Tesis Doctoral.







<b>1. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>1</b>
<b>2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA .....</b>	<b>7</b>
2.1. Odontología estética .....	9
2.2. Porcelana Dental .....	12
2.2.1. Evolución histórica de la Porcelana Dental .....	16
2.2.2. Composición y propiedades .....	22
2.2.2.1. <i>Composición</i> .....	22
2.2.2.2. <i>Propiedades</i> .....	23
2.2.3. Clasificación .....	26
2.2.3.1. <i>Según Composición</i> .....	26
2.2.3.1.1. Cerámicas de silicatos .....	26
2.2.3.1.2. Cerámicas de óxidos .....	29
2.2.3.2. <i>Según la técnica de confección</i> .....	33
2.2.3.2.1. Técnica de sinterización .....	33
2.2.3.2.2. Técnica de sustitución a la cera perdida .....	35
2.2.3.2.3. Técnica de procesado por ordenador .....	36
2.3. Restauraciones de cerámica con base de circona .....	40
2.3.1. Concepto .....	40
2.3.2. Historia del circonio .....	43
2.3.3. Propiedades de la circona .....	45
2.4. Restauraciones de cerámica con base metálica .....	59
2.4.1. Metal en Odontología .....	59
2.4.2. Propiedades físicas de los metales .....	60
2.4.3. Propiedades deseables de las aleaciones prostodóncicas .....	61
2.4.4. Metales nobles utilizados en las aleaciones .....	63
2.4.5. Metales no nobles utilizados en las aleaciones .....	65
2.4.6. Clasificación de las aleaciones dentales .....	67
2.4.7. Restauración ceramo-metálica .....	72
2.5. Unión núcleo- cerámica de recubrimiento .....	74
2.5.1. Mecanismos de unión .....	75
2.5.2. Tratamiento del núcleo metálico .....	79
2.5.3. Tratamiento del núcleo cerámico .....	80

<b>3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS .....</b>	<b>83</b>
3.1. Justificación .....	85
3.2. Objetivos .....	88
<b>4. MATERIAL Y MÉTODO .....</b>	<b>89</b>
4.1. Material (Diseño y Confección de los especímenes) .....	91
4.1.1. Modelo maestro .....	92
4.1.2. Confección de los especímenes en resina epoxi .....	93
4.1.3. Elaboración de las coronas del estudio .....	97
4.1.4. Clasificación y numeración de las muestras .....	101
4.1.5. Cementado de las coronas a los modelos .....	108
4.1.6. Almacenamiento de las muestras .....	110
4.2. Método .....	111
4.2.1. Ensayo de compresión .....	111
4.2.2. Procesado de imagen de las muestras examinadas .....	114
4.2.3. Análisis estadístico de los resultados .....	121
<b>5. RESULTADOS .....</b>	<b>123</b>
5.1. Ensayo de compresión y análisis estadístico .....	126
5.2. Análisis comparativo de la resistencia según el tipo de restauración .....	133
5.3. Análisis comparativo de la resistencia según naturaleza del núcleo .....	137
5.4. Análisis comparativo de la resistencia según el tipo de fractura .....	139
5.5. Análisis por la imagen del tipo de fractura producida en el ensayo ..	152

<b>6. DISCUSIÓN .....</b>	<b>159</b>
6.1. Discusión del Material y Método .....	166
6.1.1. Discusión del ensayo de compresión .....	166
6.1.2. Discusión del diseño de las muestras .....	169
6.1.3. Discusión del almacenamiento de las muestras .....	173
6.2. Discusión de los Resultados .....	174
6.2.1. Discusión de las unidades de medición de los resultados .....	174
6.2.2. Discusión de los resultados del ensayo de compresión .....	175
6.2.3. Discusión del análisis de imágenes por microscopía óptica y electrónica .....	179
<b>7. CONCLUSIONES .....</b>	<b>183</b>
<b>8. BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>187</b>
<b>9. ANEXOS. INFORMES O.T.R.I .....</b>	<b>221</b>





# **1. INTRODUCCIÓN**



Tradicionalmente la Prosthodontia ha buscado la restitución de la función perdida (masticación, fonación y deglución), dotando a la terapéutica de una estética acorde con el canon de belleza de la época. Esta demanda estética a la que hacemos alusión ha estado siempre condicionada tanto al interés profesional de los odontólogos como a la presión social que exigía soluciones a sus necesidades.

Debido al desarrollo de la tecnología y a las altas expectativas socio-culturales creadas sobre el tratamiento a alcanzar; el odontólogo restaurador no puede conformarse con conseguir la funcionalidad de su terapéutica, sino que debe dotarla de una estética óptima. Hace tan sólo unas décadas, ciertos tipos de restauraciones como eran las coronas fenestradas o algunas coronas de recubrimiento parcial se calificaban de estéticas y aún hoy en día en ciertos ámbitos estas restauraciones tienen una elevada demanda, pero no cabe duda de que en el momento actual hablar de restauraciones estéticas, implica hablar de porcelanas, y aún más, de porcelanas sin metal.

A finales del siglo pasado, se inició, tanto desde la industria como de algunos sectores profesionales, el no aceptar el uso de aleaciones metálicas en la cavidad oral, de forma que esta creciente exigencia cosmética estimuló el desarrollo de nuevos sistemas para la realización de rehabilitaciones protésicas totalmente cerámicas.

Debido a estos motivos, las investigaciones más recientes en prótesis dental se centran en el campo de las cerámicas, en busca de restauraciones estéticas en las que sea posible sustituir las restauraciones ceramometálicas, y que a su vez tengan una resistencia mecánica similar a éstas; pero la odontología sin metal siempre se ha encontrado con una complicación, la naturaleza intrínsecamente quebradiza de la porcelana dental.

La reciente introducción de las cerámicas con base de circonita como material restaurador, con valores altos de resistencia *in vitro*, ha despertado un interés considerable en la

comunidad odontológica, expresado a través de una intensa actividad industrial, clínica e investigadora. Las principales características de la circona que han propiciado su uso como biomaterial han sido su estabilidad química y dimensional, su resistencia mecánica, su dureza y un módulo de Young del mismo orden que las aleaciones de acero inoxidable.

Algunas de las propiedades que presenta la circona para su utilización en restauraciones en odontología son su biocompatibilidad, baja conductividad térmica y resistencia a la corrosión; aunque su principal característica es su elevada tenacidad (9-10 MPa) pues presenta una microestructura totalmente cristalina. Uno de los inconvenientes de este material es su elevada opacidad, por ello debe ser recubierta por otra porcelana de diferentes características para tener una estética aceptable; ahora bien, debemos tener en cuenta que tanto el núcleo de óxido de circonio como la cerámica de recubrimiento son materiales diferentes y por lo tanto tienen distinto comportamiento, tanto en su módulo de elasticidad como en el coeficiente de expansión térmica, lo que conlleva la aparición de un estrés residual entre ambos materiales.

Los mecanismos de unión entre metal y porcelana se han estudiado ampliamente pero se conoce poco acerca de la microestructura, mecanismos de resistencia y unión entre los núcleos de circona y su porcelana de recubrimiento.

La complicación técnica más frecuente en este tipo de restauraciones en estudios a largo plazo es la fractura cohesiva dentro de la propia cerámica de recubrimiento (**VON STEYERN, 2005**).

Numerosos autores, en sus investigaciones *in vivo*, nos hablan del llamado chipping o delaminado de la porcelana de revestimiento sobre estas nuevas cerámicas de circona. Esta complicación, al ser la más recurrida en la utilización de este tipo de restauraciones, nos provoca en el campo de la prostodoncia incertidumbre por el pronóstico a largo plazo de este material en el medio oral.

Los estudios clínicos actuales revelan una tasa incrementada de fracturas del recubrimiento que oscilan entre el 6-15% en un plazo de tres a cinco años, mientras que en las restauraciones ceramo-metálicas la incidencia de estas fracturas de la porcelana oscilan entre un 4-10% después de 10 años. El origen de las fracturas en la porcelana de recubrimiento sobre la subestructura de circona es desconocido e hipotéticamente puede ser asociado al fracaso cohesivo de la misma (**KOUTAYAS, 2010**).

A causa de esta complicación tan frecuente en este tipo de restauraciones decidimos, desde la Unidad de Prostodoncia y Oclusión de la Universidad de Valencia, realizar un estudio de investigación *in vitro* de la resistencia de la cerámica de recubrimiento en restauraciones ceramo-metálicas y de óxido de circonio analizando el tipo de fallo mecánico de fractura, permitiendo de este modo determinar el promedio de aparición del delaminado o chipping y estudiar el posible origen del mismo.



## **2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA**





## **1.1. ODONTOLOGÍA ESTÉTICA**

Debido al desarrollo de la tecnología en odontología, y a las altas expectativas socio-culturales creadas sobre el tratamiento a alcanzar; el odontólogo restaurador en la actualidad, no sólo debe conformarse con conseguir la funcionalidad de su terapéutica, sino que debe dotarla de una estética óptima. De esta forma, podemos definir esta época, como el periodo de la odontología cosmética. Al odontólogo, se le exige la obtención del canon de belleza en cada tratamiento. A causa de todo ello, la estomatología ha invertido y apostado por la introducción de materiales de nueva generación que nos facilitan conseguir este difícil propósito.

La Real Academia de la Lengua Española define la estética como “la ciencia que trata de la belleza y de la teoría fundamental y filosófica del arte”.

Hegel, define la belleza como: “el resultado de la imaginación y los sentimientos, no siendo por lo tanto una ciencia exacta”. Globalmente, hablar de estética y asociarla a la Odontología resulta complicado puesto que cuando hablamos de estética nos referimos al estudio y percepción de la belleza (**GRANELL, 2007**).

Tratar de llevar a resultados prácticos estos conceptos de estética y belleza nos conduce a considerar otros términos para poder conseguirlo. Así el profesional que trate de obtener resultados adecuados estéticamente manejará conceptos como la armonía (proporción idónea entre las partes); y la composición en las formas prostodóncicas (relación entre objetos que se hace visible por contraste) (**LOMBARDI, 1973; LEVIN, 1978**).

Entre los materiales de uso odontológico que más han evolucionado en los últimos tiempos, tenemos la porcelana dental.

El uso de la porcelana como material dental se debe a una serie de características que la habilitan para ello:

- Estética: imita la textura y propiedades ópticas de los tejidos dentales (tono, translucidez, fluorescencia, opacidad, brillo).
- Dureza y rigidez.
- Biocompatibilidad. Es inerte en la cavidad oral.
- Compatibilidad con otros materiales (metales, resinas...).
- Es aislante térmico; no contiene electrones libres.
- Resistencia a cambios de pH y ácidos, exceptuando al ácido fluorhídrico.
- No cambia de color.
- Material radiolúcido, excepto la circona, permitiendo detectar cambios en la estructura dentaria, caries o disolución de cemento.

El desarrollo de las porcelanas en los últimos tiempos, se debe al intento de disminuir o paliar los inconvenientes, que este material presenta:

- Fragilidad. A causa de su elevada rigidez
- Módulo de elasticidad alto; no admite deformación plástica. El aumento de la resistencia a la fractura, según McLean 1988, puede conseguirse modificando el módulo elástico de Young o la relación entre tensión y deformación.
- Presencia de grietas superficiales y porosidades internas (**LEINFELDER, 1988; McLEAN, 1980; ROSENTIEL, 1991**).

Para solventar estas carencias, se introdujo la combinación de la porcelana con metales. El metal actuaba de base, o superficie interna de la restauración, dotando al conjunto de resistencia adecuada para alcanzar un correcto índice de supervivencia clínica. Es por ello que

en la actualidad, a pesar de la introducción de otros tipos de porcelana de mayor resistencia, la restauración metal-cerámica sigue siendo la más utilizada y la que menos complicaciones clínicas presenta (**POSPIECH, 2002**).

La introducción de las porcelanas de nueva generación (feldespáticas de alta resistencia y cerámicas de óxidos) aporta materiales de una gran belleza, inalcanzable con el uso de la restauración ceramo-metálica convencional, aunque la resistencia de esta última sigue siendo más alta. Esta es la problemática que se le presenta hoy en día al odontólogo en su consulta; apostar por la estética, sacrificando la resistencia de la restauración, o decidirse por la resistencia mermando estética al tratamiento.

En los últimos años, las porcelanas de óxidos y de silicatos, se han visto modificadas en su composición y técnicas de procesado, mejorando de esta forma su comportamiento en el medio oral; aún así, faltan estudios clínicos a largo plazo e *in vitro* que demuestren la bondad de estos materiales y su fiabilidad a lo largo del tiempo para que los clínicos puedan depositar totalmente su confianza en ellos.

En este estudio pretendemos dar un paso más en este sentido, aportando un sistema experimental en el que comparamos el comportamiento de diversas porcelanas de recubrimiento, distintas en su metodología de procesado de laboratorio, sobre diferentes materiales de núcleo (metal y circonita); puesto que nos encontramos en la bibliografía que cerámicas de recubrimiento de la misma naturaleza se comportan de manera diferente dependiendo de los materiales de núcleo sobre las que se sitúan (**RAIGRODSKI, 2006; SAILER, 2007**).

## 1.2. PORCELANA DENTAL

El hombre, desde tiempos inmemorables, se ha valido de su trabajo y de los materiales existentes en su entorno para fabricar objetos. Esta es una característica que nos diferencia como seres humanos racionales. Así, gracias a elementos tan sencillos como la arcilla, el agua, el aire y el fuego se desarrolló la alfarería, disciplina que conjuga una orientación práctica para dotar al individuo de utensilios que faciliten su evolución, tales como tinajas para conservar alimentos, urnas para conservar los restos funerarios o botijos para mantener el agua fresca, y una orientación artística, plasmada en grandes obras de arte realizadas en cerámica a lo largo de los tiempos **(BOIX, 2003; ROMERO, 2008)**.

El término cerámica proviene del griego *keramike* y hace referencia al arte de fabricar vasijas y otros objetos de barro, loza y porcelana, de todas clases y calidades. En Odontología habitualmente usamos como sinónimo de cerámica la palabra porcelana (del italiano porcellana). Etimológicamente, según el Diccionario de la Real Academia de la Lengua, cerámica consiste en el arte de fabricar vasijas y otros objetos de barro, loza y porcelana, de todas clases y calidades. En cambio, porcelana, define el producto final obtenido, refiriéndose a esa especie de loza fina, transparente, clara y lustrosa, inventada en China e imitada en Europa compuesta por la mezcla de tres minerales naturales: arcilla blanca, cuarzo y feldespato **(FONS, 2001)**.

En odontología se utilizan los dos términos indistintamente aunque no signifiquen exactamente lo mismo.

En general se asocian con la palabra cerámica las propiedades derivadas de la experiencia cotidiana: “cerámica” son las vajillas, los sanitarios, las baldosas, los ladrillos y las porcelanas.

En 1976 se definía la cerámica como un material inorgánico esencialmente no metálico, generalmente frágil, fabricado a alta temperatura a partir de polvos cuya consolidación se realiza por frittage, cristalización o fraguado de una argamasa **(KINGERY, 1976)**.

Dentro de la composición de la porcelana clásica, existen tres elementos, derivados del silicio, que tienen gran importancia:

- El silicio combinado con el oxígeno forma la sílice o cuarzo (mineral más difundido en la corteza terrestre). Su unidad estructural es el tetraedro de silicio (resistente a ácidos exceptuando el ácido Fluorhídrico).
- El feldespato lo forman silicatos de aluminio unidos con uno o varios metales. En estos casos, alguno de los átomos del silicio son sustituidos por aluminio, dejando en cada sustitución un radical libre; estos se unen a un metal, formando otros compuestos que actúan como fundentes en la fase vítrea de la porcelana.
  - Dentro del grupo de los feldespatos nos encontramos con los minerales feldespatoideos: composición parecida a feldespato pero con menor cantidad de sílice. De su proporción depende el Coeficiente de Expansión Térmica (CET) y proporcionan piroplasticidad a la masa.
- Caolín (silicato de alúmina hidratado). Es la más fina de las arcillas, da plasticidad y se mezcla fácilmente con el agua manteniendo su forma durante los procesos de secado y cocción (**RHOADS, 1988**). Actualmente el caolín, por su alto coste económico, ha sido sustituido por otros materiales como el alginato, almidón...

Las porcelanas dentales están formadas por un vidrio en el que se encuentran partículas más o menos grandes de minerales cristalizados, es decir, una fase vítrea (feldespatos) amorfa que contiene a una fase ordenada cristalina (sílice) (**HARSTER, 1985**). Cuando se mezcla el feldespato con algún óxido metálico y se cuece a alta temperatura, forma una fase de vidrio capaz de ablandarse y fluir a las temperaturas de cocción de la porcelana.

Esta fase vítrea sirve de matriz para el cuarzo, que constituye la fase cristalina, permanece en suspensión en la masa y actúa como endurecedor de la porcelana, estabilizando dicha masa a altas temperaturas.

La composición de la porcelana feldespática convencional (**ANGLADA, 1992**) contiene:

- Feldespato (silicato aluminico-potásico)→73-85%.
- Cuarzo (óxido de sílice)→13-25%.
- Caolín (silicato aluminico)→0-4%.
- Colorantes, fundentes y opacificadores→5%.

Si sustituimos parte del cuarzo por alúmina (**McLEAN Y HUGES, 1980**) en proporción 40-85% tendremos una porcelana aluminosa.

El desarrollo y evolución de los materiales cerámicos, para ampliar el campo de sus utilidades, ha provocado que en los últimos años se redefiniere el concepto de cerámica; así en la actualidad podemos definir el concepto de cerámica como aquellos materiales inorgánicos no metálicos y metálicos heterogéneos compuestos de cristales iguales o diferentes que con frecuencia están rodeados de una fase vítrea (**TINSCHERT Y NATT, 2001**).

Para poder utilizarse en la fabricación de restauraciones dentales son necesarias varias propiedades:

- Alta viscosidad
- Resistencia a la desvitrificación

Éstas se obtienen añadiendo otros óxidos a la estructura básica. Se consigue bajar la temperatura de sinterizado reduciendo las uniones cruzadas entre el oxígeno y la sílice mediante modificadores del vidrio, como el óxido potásico, el óxido sódico y el óxido cálcico. Desgraciadamente, estos modificadores o fundentes también reducen la viscosidad. Para que las restauraciones mantengan su forma básica durante la cocción las porcelanas dentales precisan una alta resistencia al hundimiento. Ello se consigue mediante el uso de un óxido intermedio, el óxido de aluminio, que se incorpora a la estructura de oxígeno-sílice.

Si se añaden demasiados modificadores a la porcelana para romper los tetraedros de SiO<sub>4</sub>, el vidrio tiende a desvitrificarse o cristalizarse. Este hecho resulta un problema especial en porcelanas con un elevado coeficiente de expansión térmica, pues se introducen álcalis para interrumpir el entramado de oxígeno-sílice y aumentar la expansión. Cuando se cuece una porcelana demasiadas veces, puede desvitrificarse resultando lechosa y difícil de glasear **(SHILLIMBURG, 2000)**.

En la disciplina médica que nos compete, la Odontología, se viene utilizando la cerámica desde hace más de 160 años, y hasta la fecha, es considerada por la profesión como el material estético por excelencia. En nuestra especialidad, la Prostodoncia, este material aúna muchas veces la capacidad para devolver función y estética, siempre siendo un material totalmente biocompatible. Además, continúa manteniendo el binomio de la alfarería, pues nos aporta función masticatoria por un lado y posee un componente artístico por otro. Ambos han propiciado que se instaure desde hace tiempo como una de las opciones de tratamiento que ofrecemos a nuestros pacientes. Este binomio, que se basa en la funcionalidad y el arte, requiere una evolución constante en el material cerámico. Anteponiendo como requisito indispensable la función, nuestros trabajos deben estar basados en unos buenos ajustes marginales, una resistencia a cargas masticatorias superior a las ejercidas en la cavidad oral, un ajuste pasivo en casos de varios pilares y en la total biocompatibilidad de todos los materiales utilizados. Por otra parte, las propiedades estéticas inherentes al propio material cerámico nos permiten desarrollar esa faceta artística en nuestras restauraciones con el fin de individualizar cada trabajo dotándolo de naturalidad y belleza.

La creciente demanda de tratamientos dentales estéticos y el continuo avance de la investigación ha permitido que en la actualidad podamos recurrir a distintos materiales cerámicos según las necesidades de tratamiento requeridas.

### **2.2.1 EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LA PORCELANA DENTAL.**

En la Introducción se hacía referencia al significado del término cerámica, y ahora conviene matizar que dentro de éstas se encuentran las biocerámicas, que son aquellas utilizadas en la reparación y reconstrucción de partes del cuerpo dañadas o enfermas. Estas se aplicaron por primera vez en Odontología y posteriormente en Traumatología (**WILLIAMS, 1987**). La norma ISO/TR 10993-9 establece que la biocerámica es un material cerámico diseñado para lograr un comportamiento fisiológico específico al ser usado en la construcción de la prótesis u órganos artificiales internos. Así mismo, Hench distingue en biocerámicas:

- **Bioinertes:** Son aquellas cerámicas estables que no provocan reacción del organismo al ser insertadas. Pertenecen a este grupo las utilizadas en prótesis y ortopedia, y por tanto serán las que centren nuestra atención a la hora de revisar la Historia de la cerámica dental.
- **Bioactivas:** Aquellas que sí que interaccionan con el cuerpo dando lugar a una unión química con el tejido vivo, como por ejemplo la hidroxiapatita aplicada a la fabricación de implantes dentales.
- **Biodegradables:** Son aquellas que tras su inserción se van disolviendo gradualmente para ser sustituidos por tejido natural, como por ejemplo el fosfato tricálcico (**HENCH, 1991**).

### **ORIGEN Y EVOLUCIÓN**

La primera prótesis fija de la que se tiene constancia, la realizaron los etruscos en el 700 a.C. al utilizar dientes humanos o de marfil a modo de puente, sujetando mediante aros y bandas metálicas de oro los púnticos a los dientes adyacentes naturales (**RING, 1989**).

Durante el transcurso de la historia se han confeccionado prótesis fijas utilizando innumerables materiales como dientes humanos, dientes marfil, de elefante e hipopótamo modelados para reproducir la anatomía humana.



La introducción de la porcelana en Europa procedente de China a manos de un monje (S.XV-XVI) hace posible la verdadera revolución en este campo. Duchateau (1714-1792), un farmacéutico francés deseoso de reemplazar su prótesis de hueso y marfil que le producía halitosis, fabrica en 1774 la primera prótesis removible íntegramente cerámica gracias a la ayuda del dentista parisino Dubois de Chemant (1753-1824).

Unos años más tarde, en 1808, Fonzi (1768-1840) presenta dientes individuales de porcelana con pins de platino embebidos en su interior (dents terro-métaliques) (**KELLY, 1996; PRÖBSTER, 1998**).

La primera aplicación de la porcelana dental en prótesis fija se remonta a 1844 con las coronas completas huecas de cerámica fijadas con pivotes de madera de nogal a la raíz de los dientes. En 1880 la técnica había evolucionado, pues ya se anclaba al diente la corona con espigas coladas de oro, a modo de una corona Richmond (**OGOLNIK, 1982**).

Diecieis años después, Land fabrica por primera vez incrustaciones y coronas completas cerámicas de porcelana feldespática fundiendo la cerámica sobre una hoja de platino por el método de quemado en horno de gas (**LAND, 1903**). A este tipo de restauraciones se las conoció con el nombre de Jackets, denominación que perdura hasta nuestros días. Estas restauraciones estéticas se mejoraron cuando se añadió la alúmina a su composición para corregir la mala adaptación marginal y la fragilidad inherente a la porcelana.

Ya en el siglo XX, Charles Pincus realizaba carillas de porcelana para los actores de Hollywood, gracias a una técnica por la cual cocía la porcelana a 2560° sobre una lámina de platino, la cual separaba una vez terminado el proceso. Después fijaba las carillas con polvos para adherir las dentaduras completas (**ALBERS, 1988**).

Gatzka en 1947 y posteriormente Vines en 1958 desarrollan la técnica de cocción al vacío, disminuyendo la porosidad interna de la porcelana producida por atrapamiento de aire durante los procesos de cocción.

Hacia 1950, se añade la leucita a las porcelanas dentales para aumentar el coeficiente de expansión térmica, consiguiéndose de esta manera la unión de la cerámica con las aleaciones de oro y confeccionar coronas y puentes ceramometálicos (**NELLY, 1996**).

En 1956, Brecker realiza coronas y puentes ceramometálicos aplicando porcelana sobre aleaciones de oro tratando de superar los problemas de fracturas de las *jackets*.

En 1962 aparece el sistema de coronas ceramometálicas “Degudent”, (Vita y Degussa®), basado en la investigación de Weinstein y cols., los cuales habían conseguido compatibilizar la temperatura de cocción y el coeficiente de expansión térmica del metal y la porcelana utilizando una aleación de oro, platino y paladio para cocer la porcelana. Tres años más tarde De Trey y Heraus comercializan el sistema “Biodent-Herador” a base de oro y cerámica (**PRÖBSTER, 1998**).

Durante estos años sólo se conocía un tipo de porcelana dental: la feldespática, compuesta de feldespato, cuarzo y caolín o arcilla.

McLean y Hugues en 1965 consiguen elaborar una porcelana aluminosa añadiendo un 40% de cristales de óxido de aluminio a la porcelana feldespática utilizada hasta el momento, la cual estaba compuesta entonces por un 75-85% de feldespato, un 12-22% de cuarzo y un 3-4% de caolín. Esta nueva porcelana era dos veces más resistente a la fractura (92-150 MPa) que las coronas completas cerámicas elaboradas con la porcelana feldespática clásica. Pero aunque era más resistente, se reservó para el sector anterior debido a la facilidad de propagación de las fracturas. Además, era más opaca que las *jackets* feldespáticas existentes (**McLEAN, 1965**).

En 1976 McLean desarrolla la técnica hasta conseguir realizar restauraciones sobre dos hojas de platino, una de las cuales quedará dentro de la corona cerámica sin llegar a la línea de terminación para no perder ajuste marginal.

## **DESARROLLO DE LA CERÁMICA LIBRE DE METAL**

El desarrollo de la cerámica libre de metal se ha producido a un ritmo vertiginoso debido a la demanda estética por parte de los pacientes, los cuales buscan restauraciones altamente biocompatibles y libres de metal, y que al mismo tiempo sean capaces de mimetizar la estética de un diente y perdurar en el tiempo. La porcelana dental mantiene constante su color, es resistente a la abrasión, no reacciona con los líquidos intraorales, es translúcida y posee unas características de fluorescencia óptimas (**ÁLVAREZ-FERNÁNDEZ, 2003**).

Por todo ello, la industria ha desarrollado multitud de sistemas cerámicos que en muy poco tiempo van quedando obsoletos por la mejora notable en las características de nuevas cerámicas.

En la década de los ochenta surgieron sistemas cerámicos ahora en desuso, o desaparecidos del mercado, como la porcelana Cerestore (Coors Biomedical, Lakewood, EEUU), Dicor (Dentsply Internacional, Cork, PA, EEUU) o Cerapearl (Kyocera Corporation). La primera era una cerámica libre de contracción fabricada por Sozio y Riley mediante inyección por presión compuesta de un 60-70% de alúmina (**PRÖBSTER, 1998**); la Dicor fue desarrollada por Grossman y Adair en 1984 y era una vitrocerámica a base de una mica cristalizada tetrasilíca que, sometida a una ceramización a altas temperaturas, se transformaba en cristales de tetrasilicio de flúor; y la Cerapearl, creada por Hobo y Iwata en 1985 (Kyocera Corporation), era otra vitrocerámica de fórmula química comparable a la del esmalte humano, al poseer en su composición hidroxiapatita cristalina tras el colado de los cristales de fosfato cálcico y posterior ceramización (**FONS, 2001**).

Bruggers, en esa misma década, había ideado los muñones termorresistentes sobre los que sinterizar porcelana (**SOUTHAN, 1987**).

En 1987 aparece la cerámica Hi-Ceram, que posee un 67% de óxido de aluminio y un 20% de SiO<sub>2</sub> en la composición de la cofia interna. Se la considera la precursora de la In Ceram Alúmina (Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Alemania) que contiene un 85% de alúmina y cuya dureza es muy superior a la anterior. Debido a su alta opacidad, surge en mercado la In Ceram Spinell (Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Alemania) que mejora para el grupo anterior la estética a costa de reducir parcialmente su resistencia a la flexión (**PRÖBSTER, 1993; McLAREN, 2001**).

Por otra parte, el desarrollo de las cerámicas feldespáticas se traduce en la aparición en 1988 de una de las primeras porcelanas feldespáticas de alta resistencia, la IPS-Empress (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein), reforzada con cristales de leucita, ideada por el protésico Arnold Wohlwend y el dentista Peter Schärer en Zurich (**DONG, 1994; SOLÁ, 1999**).

En 1993, Andersson y Odén desarrollan la porcelana AllCeram Procera (Nobel Biocare, Goteborg, Suecia). Se trata de una nueva porcelana de alúmina pura que utiliza un sistema de diseño y maquinado por ordenador (CAD-CAM) para la elaboración de la cofia interna de la restauración (**FONS, 2002**).

El sistema CEREC (Sirona, Bensheim, Alemania), el cual también utiliza la tecnología CAD-CAM, permite confeccionar incrustaciones cerámicas o coronas (CEREC 2 o CEREC 3) y estructuras internas de puentes (CEREC inLab) (**BALTZER, 2001; KURBAD, 2001**). La cerámica Precident-DSC (DCS Production, Allschwil, Suiza) permite realizar coronas y puentes posteriores de gran resistencia gracias también a la tecnología CAD-CAM (**AHLMANN, 2001**).

En 1999, aparece la porcelana IPS-Empress II cuya diferencia con la anterior IPS-Empress I radica en la composición, ya que su mayor resistencia mecánica la obtiene gracias a la incorporación de cristales de disilicato de litio (**SOLÁ, 1999**). Así mismo, esta cerámica ha sido sustituida en la actualidad por el sistema IPS e.max Press, de similar composición y características. Esta cerámica de núcleo, que será revestida con una feldespática denominada IPS

e.max Ceram, puede ser confeccionada o bien por el método tradicional de sustitución a la cera perdida o bien por tecnología CAD-CAM.

Los últimos avances en el campo de las cerámicas dentales, y en concreto en torno a los núcleos internos de las restauraciones, se están produciendo gracias a las propiedades del circonio. Si la tecnología CAD-CAM es válida como hemos visto para realizar armazones o bien de cerámicas de silicatos (IPS e.max Press) o de óxido de aluminio (AllCeram Procera), la utilización de la misma para trabajar el dióxido de circonio (descubierto en 1892) ha permitido el desarrollo de diferentes técnicas y la aparición de numerosas marcas en el mercado. Siendo uno de los materiales a estudio en esta tesis doctoral, se profundizará en los próximos apartados en las características del mismo.

## 2.2.2. COMPOSICIÓN Y PROPIEDADES

### 2.2.2.1. COMPOSICIÓN

La composición de una porcelana clásica se basa en tres elementos derivados del silicio: la sílice o cuarzo, el feldespato y el caolín.

El silicio combinado con el oxígeno forma la **sílice o cuarzo**, que es el mineral más difundido de la corteza terrestre. Su unidad estructural es el tetraedro de silicio, de una enorme estabilidad y apenas atacable por los ácidos, salvo por el ácido fluorhídrico.

El **feldespato** lo constituyen silicatos de aluminio combinados con uno o dos metales. Ocurre en este caso que algunos átomos de silicio son sustituidos por aluminio, y como en cada sustitución queda una valencia libre, ésta se une a un metal dando lugar a otros compuestos que actúan como fundentes en la fase vítrea de la porcelana. Dentro del grupo de los feldespatos existen unos minerales llamados feldespatoides cuya composición es parecida a ellos pero con menos cantidad de sílice (Nefelina y Leucita). De su proporción depende el coeficiente de expansión térmica y proporcionan piropasticidad a la masa.

El **caolín** (silicato de alúmina hidratado) es la más fina de las arcillas, da plasticidad y se mezcla con el agua manteniendo su forma durante los procesos de secado y cocción.

Las porcelanas dentales están formadas básicamente por un vidrio en el que se encuentran partículas más o menos grandes de minerales cristalizados; es decir, una fase vítrea (feldespatos) de estructura atómica no periódica, y por lo tanto amorfa, que contiene a una fase ordenada periódica y por lo tanto cristalina (sílice) (**HASTER, 1991**). Cuando se mezcla el feldespato con algún óxido metálico y se cuece a alta temperatura, forma una fase de vidrio capaz de ablandarse y fluir a temperaturas de cocción de la porcelana. Esta **fase vítrea** sirve de matriz para el cuarzo o sílice, que constituye la **fase cristalina**, permanece en suspensión en la

masa y actúa como endurecedor de la porcelana, estabilizando dicha masa a altas temperaturas. En la fase cristalina, el óxido de sílice (cuarzo o  $\text{SiO}_2$ ) interviene en las porcelanas en una proporción del 52% al 61%, y forma con el oxígeno estructuras cristalinas tetraédricas en la que los átomos de oxígeno son comunes a dos tetraedros y esto proporciona gran estabilidad. En esta fase se encuentran también los opacificadores.

En definitiva, la composición de la porcelana feldespática convencional contendría **(ANGLADA, 1992)**:

1. Feldespato 73-85% (silicato alumínico-potásico).
2. Cuarzo (óxido de sílice) 13-25%.
3. Caolín (silicato alumínico) 0-4%.
4. Colorantes, fundentes y opacificadores 5%.

#### 2.2.2.2 PROPIEDADES

En 1976 se definía la cerámica como un material inorgánico esencialmente no metálico, generalmente frágil, fabricado a alta temperatura a partir de polvos cuya consolidación se realiza por *fritagge*, cristalización o fraguado de una argamasa **(KINGERY, 1976)**. En estas últimas décadas se han ido incorporando nuevos materiales en su composición (alúmina, lantano, leucita, litio, circonio) y nuevas técnicas de confección, por lo que se podría matizar el término cerámica a *“todos los materiales inorgánicos no metálicos y metálicos heterogéneos compuestos de cristales iguales o diferentes que con frecuencia están rodeados de una fase vítrea”*.

Las cerámicas de uso dental poseen unas propiedades generales que son comunes a todas y que son el motivo por el cual se vienen utilizando desde hace muchos años en Odontología.

1. Estética: Es el material estético por excelencia debido a que es capaz de asemejarse mucho al diente natural gracias a sus características de translucidez, opalescencia, reflexión de la luz, refracción, fluorescencia etc. Además, y gracias a su técnica de confección, es posible individualizar las restauraciones cerámicas, con lo que el resultado final puede imitar notablemente a los dientes adyacentes e integrarse en el entorno oral de una manera muy natural.

2. Biocompatibilidad: Es inerte químicamente en la cavidad oral, lo cual obviamente es imprescindible para actuar en el cuerpo humano si buscamos una restauración que se mantenga a lo largo de los años en la boca. Hasta la fecha no existen informes o estudios acerca de reacciones de incompatibilidad provocadas por un material cerámico (**POSPIECH, 2006**).

3. Aislante térmico: No transmite los cambios de temperatura ya que no tiene electrones libres.

4. Estabilidad en el entorno oral: Es resistente a la corrosión, a los ataques ácidos, a las variaciones de temperatura y a las fluctuaciones del ph que se producen en la cavidad oral.

5. Excelente pulido: Lo que propicia que sea un material que no facilite el depósito de placa en su superficie.

6. Estabilidad del color: A diferencia de las resinas, las cuales con el tiempo pueden acumular placa y ver alterado su color inicial, las cerámicas dentales no cambian de color con el paso de los años.

7. Radiolucidez (excepto el Zr): De esta manera es posible detectar cambios en la estructura dental tallada, caries o disolución del cemento por ejemplo.



8. Resistencia a la abrasión: Lo que proporciona a las restauraciones una gran durabilidad y estabilidad tanto en su integridad coronal (morfológica) como en su aspecto.

9. Rigidez: Es un material relativamente resistente a la flexión, lo cual permite realizar restauraciones con pósticos, además de las unitarias. Si embargo es frágil, debido a la ausencia de deformación plástica, lo que puede conllevar la aparición de fracturas en la cerámica, por ejemplo en las uniones de los pósticos, ya que estas zonas suelen tener un espesor menor de material cerámico.

### **2.2.3. CLASIFICACIÓN**

Existen numerosas maneras de realizar una clasificación de las cerámicas dentales. En la actualidad, nos parece acertado enfocar la cuestión desde dos puntos de vista: la composición química o la técnica de confección.

#### **2.2.3.1. SEGÚN COMPOSICIÓN:**

##### **2.2.3.1.1. CERÁMICAS DE SILICATOS:**

Las cerámicas de silicatos están compuestas por los tres componentes básicos anteriormente citados: cuarzo, feldespato y caolín, en los que el componente fundamental es el dióxido de silicio (**SOLÁ, 1997**). Se trata de materiales heterogéneos compuestos de cristales iguales o diferentes rodeados de una fase vítrea (**TINSCHERT, 2001**). Se puede cifrar en torno a un 46-66% de cuarzo y un 11-17% de alúmina ( $Al_2O_3$ ) en una composición genérica convencional. Dentro de este grupo distinguimos a su vez:

##### **2.2.3.1.1.1 Feldespáticas clásicas convencionales**

Estas porcelanas se utilizan desde 1886 (**LAND, 1903**) para la confección de jackets sobre hoja de platino. Son cerámicas muy translúcidas y por tanto muy estéticas. Tienen un índice de contraste o CR de 0.6 (la medición de la translucidez se realiza dividiendo la refractancia o intensidad de flujo radiante reflejado por el incidente) (**HEFFERNAN, 2002**). A su vez son frágiles, ya que su resistencia a la flexión es de 56-144 Mpa. Se utilizan como material de recubrimiento sobre cofias metálicas o cerámicas, o para confeccionar frentes laminados de porcelana e incrustaciones en pacientes que presentan dentinas claras y homogéneas que requieran espesores mínimos de porcelana (0,3-0,5 mm) y con oclusión favorable, sin parafunciones (**ROMÁN, 2006**). Se confeccionan en el laboratorio mediante la técnica de sinterización. Son las cerámicas más utilizadas a día de hoy en Odontología. Podemos

citar entre ellas a la Vintage® (59% de cuarzo y 17% de alúmina) y la IPS-Classic® (60% de cuarzo y 13 % de alúmina).

#### **2.2.3.1.1.2 Feldespáticas de alta resistencia**

Son también porcelanas muy estéticas (con un índice de CR de 0.64). Presentan una mayor resistencia a la fractura que las anteriores, estando indicadas para la confección de restauraciones sin metal (coronas, incrustaciones y frentes laminados de porcelana). Existen numerosas cerámicas, de las cuales reseñamos a continuación las más representativas:

- **Optec-HSP®** ( Jeneric Pentron Dentalite): Compuesta por un 62% de SiO<sub>2</sub> y un 16% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. Su resistencia procede de una dispersión de microcristales repartida de forma uniforme en la matriz vítrea. Presenta una resistencia a la flexión de 146-175 MPa y una T<sup>a</sup> de sinterización de 1020°C.

- **Mirage II Fiber®** (Chamelon Dental Products EE.UU):Constituida por dos masas cerámicas, la primera denominada Fiber que contiene en su estructura filamentos de circonio con la que se elaboran las cofias y núcleos de los pónicos y recubiertos por la porcelana feldespática Mirage.

- **IPS Empress I®** (Ivoclar Vivadent): Descrita por Wohlwend y Schärer en 1990. Su composición es un 63% de SiO<sub>2</sub> y un 18% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. La resistencia a la fractura de esta porcelana es 160-300 MPa y deriva de la incorporación de leucita en la fase cristalina, así como de su tratamiento térmico en la inyección por presión. Se utilizó para la confección de incrustaciones, FL y coronas del sector anterior.

- **Finesse All-ceramic®** (Dentsply): Compuesta por: 4 SiO<sub>2</sub>, KO<sub>2</sub> y Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> de características de composición, manipulación e indicaciones similares a la IPS Empress I.

- **Cergogold®** (Degussa): Presentada en 1999 en la I.D.S. de Colonia. Presenta igualmente características similares a la IPS Empress I.

- **IPS Empress II®** (Ivoclar Vivadent): Fue presentada en Berlín en el año 1999. El sistema IPS-Empress 2 consta de dos porcelanas: una cerámica feldespática de alta resistencia, inyectada por presión para la confección de la estructura interna de las restauraciones cuya composición química en peso es de un 57-80% de óxido de sílice ( $\text{Si}_2\text{O}_3$ ), entre un 11 y un 19% de óxido de litio ( $\text{Li}_2\text{O}$ ), un 0-5% de óxido de alúmina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) y el resto, de óxidos de P, K, Na, Ca y F. Tras el tratamiento térmico obtenemos una porcelana con un 60% de su volumen cristalizado (cristales entre 0.1 y 0.3  $\mu\text{m}$ ) que le confiere una resistencia mecánica a la flexión de 450 Mpa.

Por otro lado consta de una cerámica feldespática de muy baja temperatura de sinterización 800°C con incorporación de fluorapatita, que se sinteriza por técnica de capas, cubriendo a la anterior, para la conformación morfológica y estética. Su resistencia a la flexión oscila entre 80-120 MPa y podemos obtener unos ajustes marginales de 59 y 99  $\mu\text{m}$  (SOLÁ, 1999).

El resultado es una porcelana muy estética, translúcida y con un índice de contraste (IC) de 0.68. Indicada para la confección de incrustaciones FL, coronas anteriores y posteriores en dientes claros o con moderada discoloración y para puentes anteriores de 3 unidades con limitaciones, puesto que los estudios clínicos a corto y medio plazo, demuestran una tendencia a la fractura en la zona de los conectores (ZIMMER, 2004; LAGOS, 2006; MARQUARDT, 2006).

- **Style-Press®** (Metalor): Presenta características de composición, manipulación e indicaciones similares a la IPS Empress II.

- **IPS Empress Esthetic®** (Ivoclar Vivadent): Porcelana feldespática reforzada con leucita, en cuya composición aparecen óxidos de K, Al, Na, Ca, Ti, Ce y pigmentos. Está indicada para la confección de *jackets*, incrustaciones y frentes laminados en dientes claros o con moderada discoloración en pacientes que requieran mayor espesor de porcelana (0.6-0.7mm) o

mayor resistencia a la fractura.

- **IPS e. max Press®**. (Ivoclar Vivadent®): Presentada el año 2005. Su composición es: SiO<sub>2</sub> 63%, disilicato de litio 28%, K<sub>2</sub>O 2.5%, ZnO 3.3% , P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> 1.5% y MgO, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, La<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, Ce, V, Mn, Et, Tb. Presenta una resistencia a la flexión de 400 MPa. . Es una porcelana utilizada para la confección de la estructura interna de las restauraciones (con la técnica de inyección por presión) y que es recubierta con porcelana IPS e. max Ceram, con lo que el resultado final es altamente estético. Está indicada para la confección de *jackets* anteriores y posteriores y puentes anteriores de 3 unidades. Dispone de 2 opacidades: media (MO) y alta (HO) para dientes con graves discoloraciones. También está indicada para recubrir cofias galvanofomadas.

#### 2.2.3.1.2. CERÁMICAS DE ÓXIDOS:

Compuestas principalmente por óxidos simples como el óxido de aluminio o alúmina, dióxido de circonio, así como los óxidos complejos como espinelas, ferrita etc. Son materiales policristalinos con reducida o nula fase vítrea. En el sentido estricto, las cerámicas de óxidos solo contienen componentes oxidantes, pero habitualmente también se incluyen a las cerámicas con componentes de óxidos mezclados (TAYLOR, 1992). Las cerámicas de óxidos se obtienen añadiéndoles boruro, carburo, nitruro, siliciuro, titanato e itrio para conseguir las exigencias mecánicas. Presentan una gran resistencia a la fractura por su composición, fundamentalmente de partículas cristalinas que tienen un elevado módulo de ruptura, y que actúan evitando la progresión de las microfracturas y la escasa o nula fase vítrea que representa la parte débil de la porcelana (MUNZ, 1989; TINSCHERT, 2001). Estéticamente son inadecuadas, por lo que se emplean únicamente para la confección de los núcleos o estructuras internas de las restauraciones debiendo ser recubiertas con una porcelana feldespática convencional compatible con su CET y temperatura de sinterización o fusión.

Diferenciamos dos subgrupos:

#### 2.2.3.1.2.1 Porcelanas compuestas de óxido de aluminio (alúmina):

- **In-Ceram Alúmina®**: (Vita) Desarrollada por Sadoun en 1988 sucesora de la Hi-Ceram, se caracteriza por contener un 85% de óxido de aluminio en su composición con un infiltrado de vidrio coloreado de lantano que se mezcla y difunde a través de los intersticios de los cristales de alúmina. Presenta una resistencia a la flexión de 380-600 MPa y una translucidez moderada con un CR 0.87, estando indicada para la confección de la estructura interna de coronas, incrustaciones y puentes anteriores de 3 unidades y recubiertas con porcelana feldespática convencional. Presenta una dilatada experiencia clínica (**OLSSON, 2003; KWEN, 2005; VULT, 2005; KAISER, 2006**). El ajuste marginal obtenido se encuentra entre 38 y 161  $\mu\text{m}$  (**PERELMUTER, 1993**). La técnica de laboratorio empleada es sinterización “slip-casting” o por tecnología CAD-CAM.

- **In-Ceram Spinell®** (Vita): Incorpora a la fórmula de In-Ceram un óxido mixto de magnesio y aluminio ( $\text{MgAl}_2\text{O}$ ) proporcionándole una mayor translucidez con un CR de 0.67 en detrimento de su resistencia mecánica (**PRÖBSTER, 1993**).

- **In-Ceram Zirconia®**: Fue presentada en el año 1995 por la casa Vita (Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania) indicándola especialmente para la confección de puentes de tres unidades en el sector posterior. Está compuesta de óxido de aluminio e incorpora un 33-35% de óxido de circonio, proporcionándole una resistencia a la flexión de 750-800 MPa (**SUÁREZ, 2000**). Presenta escasa translucidez (CR 1).

- **Procera All-Ceram Alúmina®** (Procera Allceram, Nobel Biocare®, Gotemburgo, Suecia). Desarrollada por Andersson y Odén en 1993. Compuesta por un 99.9% de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ . Presenta una resistencia a la flexión de 687 MPa y ajustes marginales entre 38-120  $\mu\text{m}$  (**SUÁREZ, 2003**) con una translucidez media de 0.72 de CR. La técnica empleada para su

confección es de CAD-CAM. Indicada para la confección de coronas, incrustaciones, frentes laminados y puentes de 3 unidades, en pacientes con dientes moderadamente teñidos o con discoloraciones. Presenta demostrada experiencia clínica en las restauraciones unitarias, pero con escasos estudios clínicos longitudinales en las restauraciones tipo puentes (**SMEDBERG, 2001; ÖDMAN, 2001; FRADEANI, 2005**).

#### **2.2.3.1.2.2. Porcelanas compuestas de óxido de circonio.**

El circonio (Zr), como elemento, está situado en el grupo de los metales de la tabla periódica, por lo que va a presentar unas características comunes a este grupo en cuanto a resistencia, comportamiento óptico y químico (**GONZALO, 2007**). Aunque es uno de los elementos más comunes en la corteza terrestre, no se encuentra como metal libre, y sí formando parte de minerales como el circón o silicato de circonio ( $ZrSiO_4$ ), o la badeleyita (**VILLARREAL, 2007**). Esta última es el dióxido de circonio o circona ( $ZrO_2$ ), y es el que se utiliza en Odontología. Su primer uso médico hace referencia a la implantología de la articulación de la cadera como material de sustitución ósea (**KERN MANFRED, 2005**). El  $ZrO_2$  presenta tres formas polimórficas, en función de la temperatura. La monoclinica es la estable a temperatura ambiente, pero si alcanzamos los  $1170^\circ C$  aparece la forma tetragonal y a partir de  $2370^\circ C$  se transforma en cúbica, antes de alcanzar la temperatura de fusión ( $2680^\circ C$ ). Estas formas están directamente relacionadas con la principal propiedad del circonio, llamado “refuerzo de transformación” (**MANFRED KERN, 2005**). Descubierta por Garvie en 1975, explica cómo ante una zona de alto estrés mecánico como es la punta de una grieta sufre una transformación de fase cristalina, pasando de forma tetragonal a monoclinica, adquiriendo un mayor volumen (**MARTÍNEZ-RUS, 2007**). Conforme aumenta el volumen (3-5%), las fuerzas internas de compresión se superponen en el punto crucial de la fractura, proporcionando resistencia y preservando la integridad marginal (**GONZALO, 2007**). Al aumentarse localmente la resistencia del material se evita la propagación de la grieta (**MARTÍNEZ-RUS, 2007**). Esta

propiedad dota al material de una resistencia a la flexión de entre 900-1500 MPa (**ASHIZULA, 1988; LÜTHY, 1999; HAUPTMAN, 2000**). Si al dióxido de circonio se le añade óxido de itrio y óxido de aluminio se estabiliza y se mejora su resistencia a la corrosión y al envejecimiento. El producto final se denomina Y-TZP-A (*yttrium oxide stabilized tetragonal zirconio polycrystals doped with alumina*) policristales tetragonales de circonio estabilizados con óxido de itrio adulterados con alúmina (**KERN, 2005**).

Otras características de las cerámicas de óxido de circonio a destacar son el buen ajuste marginal, con valores entre 50-100  $\mu\text{m}$  (**COLI, 2004**), conseguido gracias a la técnica CAD-CAM utilizada en su manipulación, buena estética final aunque con cierto grado de opacidad, alta biocompatibilidad y baja conductividad térmica.

Las cerámicas de óxido de circonio están indicadas para la confección de núcleos internos de coronas, *inlays*, *onlays*, puentes tipo “Maryland”, puentes anteriores y posteriores de hasta 2 pósticos, particularmente en pacientes con problemas oclusales, de alergia a los metales y/o para ocultar dientes teñidos o con reconstrucciones metálicas, debiendo ser cautos en su utilización, ya que todavía no existen estudios clínicos que corroboren su supervivencia a largo plazo. Así mismo, están contraindicadas para frentes laminados de porcelana y puentes de tramo largo (mayor de 47mm) (**DENTAL ADVISOR 2008**).

De los múltiples sistemas que existen en el mercado destacamos: Lava, Everest, IPS e.max ZirCAD, Precident-DCS, Procera AllCeram Circonio, Vita In-Ceram Cubes YZP.



### **2.2.3.2. SEGÚN LA TÉCNICA DE CONFECCIÓN:**

En esta sección analizaremos exclusivamente la forma de confección o manipulación en el laboratorio de prótesis dental. Creemos útil este tipo de clasificación ya que ayudará al clínico a conocer los distintos sistemas de confección y a elegir el tipo de porcelana en función de la indicación clínica, así como de los medios técnicos de que disponga el laboratorio.

#### *2.2.3.2.1 TÉCNICA DE SINTERIZACIÓN:*

Es la técnica empleada para las porcelanas que se elaboran en el laboratorio mediante condensación o modelado por capas previa a la fase de cocción. La técnica de condensación se puede realizar, bien sobre hoja de platino, sobre cofias metálicas o cofias cerámicas y sobre modelos duplicados en material de revestimiento de los modelos primarios.

##### **2.2.3.2.1.1 Condensación sobre hoja de platino:**

Esta técnica fue descrita por Land en 1886 y se continuó utilizando sin apenas variaciones, a excepción de la introducida por McLean en 1976 que usó una doble hoja de manera que quedará una dentro de la corona retirándose la otra. Se empleó para la fabricación de frentes laminados y coronas tipo jacket, utilizando hojas de platino de 0.025 mm. cubiertas con electrodeposición de estaño de 2.0  $\mu\text{m}$ . y porcelanas convencionales. Actualmente ha sido reemplazada por la técnica de condensación sobre modelos de revestimiento.

##### **2.2.3.2.1.2 Condensación sobre cofias metálicas:**

Esta técnica se remonta a 1956 cuando por primera vez se consigue la unión de una porcelana a una aleación de oro. Posteriormente se consiguió unir a las aleaciones de cromo-níquel y actualmente la interfase de metal porcelana en base a la unión química entre las capas de óxidos de uno y otra es perfectamente conocida, así como conocida es la mayor resistencia mecánica a la fractura que adquiere la porcelana en base a esta unión. Así, autores tan

solventes como McLean no dudan en afirmar que, pese a la mejora en cuanto a resistencia que van adquiriendo las porcelanas sin metal, aún queda camino por recorrer antes de estar en condiciones de sustituir completamente a las restauraciones metal porcelana en su empleo cotidiano y sobre todo para el sector posterior. Con esta técnica utilizaremos las porcelanas de silicatos convencionales.

#### **2.2.3.2.1.3 Condensación sobre modelos de revestimiento:**

Los avances en la composición de los revestimientos han tenido como consecuencia la aparición de este sistema para la confección de coronas y restauraciones parciales fijas de porcelana. Bruggers desarrolló en 1983 un método para confeccionar muñones termorresistentes sobre los que se podía sinterizar la porcelana (SOUTHAN, 1987). Esta técnica se basa en la obtención de un modelo de trabajo, duplicado del modelo primario de escayola compensada, realizado con material refractario que no sufre variaciones dimensionales al someterlo a las temperaturas que requiere la cocción de la porcelana. En este caso, la porcelana se condensará directamente sobre estos troqueles de material de revestimiento, así como las sucesivas correcciones de la misma. A continuación se procederá a la eliminación mediante arenado del material refractario y a la comprobación de la restauración sobre el modelo primario para sus correcciones finales. Los tipos de porcelana que se emplean son las porcelanas feldespáticas convencionales tipo IPS e.max d.SIGN®, Vitadur Alpha®, Vita VMK 7®, Vita VMK 13® o las de alta resistencia como la Optec-HSP® y Mirage® indicadas especialmente para la confección de frentes laminados y *Jackets* en pacientes con dentinas claras buscando máxima estética y no existiendo compromiso funcional.

Así mismo, también se emplea esta técnica para la confección de los núcleos internos de las cerámicas de óxidos de aluminio (Hi-Ceram®, In-Ceram®, In-Ceram Spinell®, In-Ceram Zirconio® (slip-casting)).

#### 2.2.3.2.2 *TÉCNICAS DE SUSTITUCIÓN A LA CERA PERDIDA:*

Este método de trabajo está basado en el clásico modelado de un patrón de cera que posteriormente se transformará, mediante técnica de colado y centrífuga (Dicor® y Cerapearl®) o de inyección por presión (IPS Empress® I y II, IPS e.max Press®, Finesse®, Cergogold®, Style Press®, etc) en una cofia interna o una restauración completa de porcelana, tal y como clásicamente se efectúa con metal.

##### 2.2.3.2.2.1 **Técnica de colado:**

Por este procedimiento, en una primera fase, lo que se realiza es el calentamiento hasta la fusión y posterior colado mediante la técnica de centrífuga de una estructura de vidrio que, al término de esta, fase reproducirá la estructura que hayamos encerado sobre el modelo de trabajo (cofia interna o restauración completa). Esta estructura de vidrio así obtenida, cristales de tetrasilicio de flúor en el caso del sistema Dicor y cristales de fosfato cálcico en el caso del sistema Cerapearl, se transformará posteriormente en porcelana tras una fase de tratamiento térmico.

##### 2.2.3.2.2.2 **Técnica de inyección por presión:**

Se basa en un calentamiento de la pastilla de cerámica hasta alcanzar una consistencia plástica. El paso de la porcelana hacia el interior del cilindro se realizará mediante la inyección por presión actuando como pistón un cilindro de material refractario (**DONG, 1994**) consiguiendo ajustes marginales que igualan y en algunos casos superan a los obtenidos con estructuras coladas de metal.

Las porcelanas más representativas que se manipulan con esta técnica son el sistema IPS Empress I® y II, Finesse®, Cergogol®, IPS-Empress Esthetic® e IPS e.max Press®.

Habitualmente se modela en cera el volumen completo de la restauración para, tras ser inyectada la cerámica, proceder al maquillaje y glaseado en superficie, para la confección de frentes laminados y coronas individuales del grupo anterior.

En el sistema IPS-Empress 2®, Style Press® e IPS e.max Press® procedemos al encerado de la estructura interna del puente o de las cofias internas de las coronas individuales como si de unas estructuras metálicas para restauraciones ceramometálicas se tratase, realizándose un diseño amplio para los conectores del pónico con las coronas, ya que éstos deben ser voluminosos al requerir una superficie mínima de  $16 \text{ mm}^2$  (4 x 4 mm) e inyectamos por presión la cerámica feldespática de alta resistencia. Posteriormente la recubrimos con la porcelana feldespática de baja fusión por condensación y sinterización, para la conformación final.

#### 2.2.3.2.3 TÉCNICA DE PROCESADO POR ORDENADOR:

El sistema CAD-CAM (*Computer Assisted Design, Computer Assisted Manufacturing*) se basa en la técnica de diseño y procesado por ordenador para la confección de incrustaciones, coronas unitarias o puentes de cerámica libres de metal. Esta técnica suele utilizar bloques de materiales cerámicos preparados.

En la década de los 80 Mörmann y Brandestini de la Universidad de Zurich desarrollaron la aplicación clínica del CAD-CAM con el sistema CEREC (MÖRMANN, 2002).

En 1991 se comercializó el sistema Celay® para la fabricación de incrustaciones y cofias internas de coronas o puentes de porcelana In-Ceram®.

Las tres partes básicas del sistema CAD-CAM son:

- lectura de la preparación (escáner)
- diseño de la restauración (software)
- confección de la restauración (hardware)

#### **A. Lectura de la preparación:**

La lectura del diente tallado o del modelo de escayola se realiza mediante el escaneo tridimensional. Actualmente contamos con tres tipos de escáner:

**a. Escáner mecánico:** Estos sistemas utilizan una bola (Procera®), aguja o pin (DCS) para detectar y grabar la superficie del diente o modelo de escayola. Los dos últimos no pueden reproducir las irregularidades de la superficie de la preparación. No permite leer contrasalidas, es un proceso largo y poco preciso en la línea de terminación.

**b. Escáner intraoral:** Es el utilizado en el Cerec® System. Funciona como una videocámara convencional produciendo una imagen en vivo en el monitor. Registra la preparación y la anatomía de los dientes adyacentes.

**c. Escáner óptico:** Realiza una lectura óptica de la superficie del diente, modelo de escayola, con una luz blanca o coloreada o mediante proyección de rayos láser. Mediante este haz se obtiene una matriz de puntos a partir de la que se reconstruye una matriz precisa. Es el utilizado en el sistema Lava™ y en el Everest®.

#### **B. Diseño de la restauración:**

Después de haber obtenido la imagen escaneada, procedemos al diseño de la restauración mediante un programa software con modelos y parámetros que proponen un

determinado diseño para cada situación. El técnico dental debe controlar y modificar las sugerencias hechas por el ordenador.

Cuando el diseño está acabado, el modelo tridimensional creado es transformado en datos legibles por ordenador, guardados en un formato de datos (lenguaje) específico y transferidos a la unidad de producción (CAM).

### **C. Confección de la restauración:**

Las unidades de manufacturación para la fabricación de los modelos 3D digitales se localizan bien en los laboratorios dentales o concentrados en un centro de producción especializado. (Bego Medical®; Decim®; Etkon®; Nobel Biocare®; Infinident®; Cynovad®; Inocermic®).

La técnica sustractiva desde un bloque sólido es la más comúnmente usada para la realización de núcleos de coronas individuales y prótesis parciales fijas (PPF). Consiste en recortar el contorno de un bloque sólido industrialmente prefabricado y que puede ser de distintos materiales:

- Disilicato de litio: IPS e.max CAD®.
- Óxido de circonio Y-TZP: IPS e.max ZirCAD®, Lava™, Everest®, Vita Inceram YZ Cubes®.

La microestructura de los bloques es muy porosa (50%) formada en el proceso de presinterización, lo que facilita su tallado mediante fresas y discos. Una vez modelada la forma se sinteriza densamente el material para compactar la microestructura y conseguir la resistencia y tenacidad adecuadas a la vez que una contracción de sinterización controlable (**PERELMUTER, 1993; PRÖBSTER, 1993; VULT, 2005; KAISER, 2006**). Si en concreto hablamos del óxido de circonio, se denomina “cuerpo verde” al bloque de circonio fresable

compuesto por polvo de cerámica de óxido de circonio parcialmente estabilizado con itrio. Este bloque fresable ha sido sobredimensionado en su diseño, pues una vez sometido a la sinterización reducirá su volumen hasta alcanzar el tamaño deseado. Una vez sinterizado, se denomina “cuerpo blanco”, y corresponde a la estructura de circonio finalizada. La mayoría de marcas en la actualidad utilizan este método de confección de las estructuras de circonio (IPS e.max ZirCAD®, Lava™). Otro método de confección consiste en partir directamente para su fresado del cuerpo blanco sinterizado y comprimido isostáticamente a alta temperatura (DC Zircon®, DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland). Parece ser que estas estructuras poseen una resistencia mayor a largo plazo, pero su técnica de fabricación es mucho más costosa, pues el material de fresado sufre mucho más desgaste debido a la extremada dureza del circonio **(MANFRED KERN, 2005; DENTAL ADVISOR, 2008)**.

En la práctica dental se introducen nuevas tecnologías y materiales de forma rutinaria. Idealmente, los clínicos deben considerar la odontología basada en la evidencia como una guía esencial en la planificación de un tratamiento exitoso. Sin embargo, raramente se dispone de evidencia científica procedente de investigaciones bien controladas en diferentes aspectos de la odontología protésica, incluido el campo de las restauraciones de nueva generación como las citadas anteriormente. Todas las tecnologías de este grupo son de reciente introducción en el campo de la odontología y necesitan un mayor desarrollo, pues su potencial aún no ha sido totalmente explorado.

## **1.3. RESTAURACIONES DE CERÁMICA CON BASE DE CIRCONA**

### ***2.3.1. CONCEPTO***

***Circonio***: El circonio, como elemento, está agrupado dentro de los metales en la tabla periódica (número atómico 40), por ello va a gozar de las características propias de los metales en cuanto a resistencia, comportamiento óptico y químico. Es un metal blanco grisáceo, brillante y muy resistente a la corrosión, más ligero que el acero y con una dureza similar a la del cobre. El circonio puro existe en forma cristalizada como un metal blanco y, de forma amorfa, como un polvo negro-azulado; posee una densidad de 6,49 g/cm<sup>3</sup>, un punto de fusión de 2128 K (1855 °C) y un punto de ebullición de 4682 K (4409 °C). Entre los elementos de la corteza terrestre, el circonio ocupa el decimoctavo puesto en cuanto a la abundancia; sin embargo, este elemento en particular, no se encuentra en la naturaleza en estado puro sino en combinación con óxidos de silicato o en forma de óxido libre (**COX Y WAGMAN, 1989; PICONI Y MACCAURO, 1999; LINDEMANN, 2000**). Actualmente, la principal fuente de obtención de circona son las arenas australianas que contienen silicato de circonio, denominado circón.

***Dióxido de circonio (Zr O<sub>2</sub>)***, conocido como circona, es un óxido de circonio blanco cristalizado. Aunque el óxido de circonio en estado puro no existe en la naturaleza, se encuentra en los minerales badeleyita y circón (silicato de circonio). A temperaturas ordinarias, posee una estructura cristalina hexagonal muy cerrada y forma un número de compuestos, como las sales de zirconato o de zirconilo. La circona se obtiene en forma de polvo blanco y posee propiedades tanto ácidas como básicas. Los cristales de dióxido de circonio están dispuestos en células cristalizadas que pueden categorizarse en tres fases de cristalización: Cúbica, en forma de prismas rectos de lados cuadrados; Tetragonal, en forma de prismas rectos y lados rectangulares; Monoclínica, en forma de prismas deformados con forma de paralelepípedo (es un poliedro de



seis caras, por tanto, un hexaedro, en el que todas las caras son paralelogramos, y paralelas e iguales dos a dos). La fase tetragonal es estable entre 1170 °C y 2370 °C, y permite obtener una cerámica con mejores propiedades mecánicas, mientras que la fase monoclinica, estable a temperatura ambiente hasta 1170 °C, presenta un bajo rendimiento mecánico y puede contribuir a la reducción de la cohesión de las partículas de cerámicas y, por tanto, de la densidad.

*Circona estabilizada.* Se trata de una mezcla de polimorfos de circonia, pues se le ha añadido una cantidad insuficiente de óxido de circonio en fase cúbica y se obtiene una mezcla de ZrO<sub>2</sub> tetragonal cúbica. Una menor adición de estabilizante a la circonia pura hará entrar la estructura en fase tetragonal a una temperatura superior a 1000 °C y en una mezcla de fase cúbica y monoclinica (o tetragonal) a una temperatura inferior. Esta circonia parcialmente estabilizada también se denomina policristales de circonia tetragonales (PZT).

Puede añadirse óxido de magnesio, óxido de itrio, óxido de calcio, y el óxido de cerio para estabilizar las fases tetragonal y/o cúbica.

El óxido de circonio totalmente estabilizado se produce cuando se añade al ZrO<sub>2</sub>, CaO de más de 16% mol (7,9% peso), MgO de 16% mol (5,86% peso) o Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> de 8% mol (13,75% peso) y posee forma cúbica.

Con la adición de cantidades menores de óxidos estabilizantes, la circonia también puede estabilizarse parcialmente en una forma, conocida como óxido de circonio parcialmente estabilizado (ZPE). La microestructura de la ZPE a temperatura ambiente está formada, por circonia cúbica en la fase mayor, y de precipitados de circonia tetragonal y monoclinica en la fase menor.

Circona parcialmente estabilizada con óxido de itrio (Y-PSZ). Material cerámico de grano fino totalmente tetragonal compuesto por pequeños granos tetragonales 100% metastables tras la adición de, aproximadamente, 2 a 3% mol de óxido de itrio a modo de estabilizante.

Para obtener una fase metastable tetragonal a temperatura ambiente, el tamaño del grano debe ser inferior a 0,8  $\mu\text{m}$  y la cantidad de óxido estabilizante no debe exceder el 3 % mol (**THEUNISSEN Y BOUMA, 1992**). Los granos tetragonales superficiales no quedan comprimidos por la matriz, razón por la cual pueden transformarse espontáneamente en granos monoclinicos que conducen a una mejora de las propiedades mecánicas y de conservación de este material.

A nivel odontológico, estas cerámicas de última generación están compuestas por óxido de circonio altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente con óxido de Itrio (5%). El óxido de circonio también se conoce químicamente con el nombre de circona, la principal característica de este material es su elevada tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado “transformación resistente”, “transformación de endurecimiento” o “robustecimiento de la transformación”. Este fenómeno descubierto por Garvie y cols en 1972, consiste en que la circona parcialmente estabilizada ante una zona de alto estrés mecánico como es la punta de una grieta sufre una transformación de fase cristalina, pasa de forma tetragonal a monoclinica, adquiriendo un volumen mayor (**GARVIE Y NICHOLSON, 1972**). De este modo, se aumenta localmente la resistencia y se evita la propagación de la fractura. Esta propiedad le confiere a estas cerámicas una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa, superando con un amplio margen al resto de porcelanas, presentando una tenacidad de rotura de  $9\text{MPa M}^{1/2}$ . Por ello, al circonio se le considera el “acero cerámico”.

### **2.3.2. HISTORIA DEL CIRCONIO**

Los minerales de zirconio se conocen de tiempo atrás, en particular el zircón, usado hoy como gema. Una variedad de zircón bermellón conocido en la antigüedad con el nombre de “giacinto”. El químico alemán Martin Heinrich Klaproth en 1789, aisló en los productos de reacción el óxido de circonio, calentando en un ambiente alcalino los giacintos.

La investigación y el desarrollo de la circona como material biológico empezó a finales de la década de los 60, cuando Helmer y Driskell publicaron el primer artículo dedicado a las aplicaciones biomédicas de este compuesto (**HELMER Y DRISKELL, 1969**). Desde entonces, la investigación se ha concentrado en la cerámica de circona parcialmente estabilizada con óxido de itrio (Y-PSZ) (**GARVIE Y NICHOLSON, 1972**), también conocida como policristales tetragonales de circona de itrio, que exhiben una elevada biocompatibilidad (**CHRISTEL, MEUNIER Y HELLER, 1989; HAYASHI Y MATSUGUCHI, 1992**) y una mejor resistencia a la fractura (**TAIRA, NOMURA Y WAKASA, 1990**).

La cerámica de circonio posee distintas aplicaciones en la medicina contemporánea; sin embargo, la más generalizada es la fabricación de cabezas esféricas de Y-TZP para prótesis de cadera o bien para las artroplasias completas de cadera, que Christel introdujo por primera vez.

Desde finales de la década de 1990, la circona parcialmente estabilizada ha demostrado ser adecuada para el uso odontológico a causa de su dureza y superior resistencia a la fractura, resultado de su mecanismo de endurecimiento (**VAGKOPOULOU, 2009**).

En estado metálico, el circonio se usa sobre todo en la aleación con hierro, níquel o niobio. Estas aleaciones se caracterizan por una buena resistencia a la corrosión a temperaturas relativamente elevadas y buena conducción térmica. Gracias a estas características, se usan para fabricar intercambiadores de calor, bombas, válvulas, reactores químicos y en componentes

metálicos de los elementos del combustible de los reactores nucleares, como por ejemplo, las vainas de las tabletas de bióxido de uranio.

El circonio es un refractario óptimo, caracterizado por un punto de fusión muy elevado (cerca 2700 ° C) y por una resistencia elevada al ataque químico de ácidos y bases fuertes.

Gracias a estas propiedades el circonio se usa para la realización de componentes destinados a operar en ambientes agresivos en condiciones operativas severas. Debido a su mayor duración las láminas de circonio sustituyen los utensilios de acero para el corte de materiales, se usan en cintas magnéticas, películas de plástico y hasta filtros para cigarrillos, mientras que por sus propiedades de conducción iónica a altas temperaturas el circonio se usa como electrolito sólido en células de combustible y en los sensores de oxígeno. El zirconio también se usa en una cantidad de productos cotidianos como los desodorantes, los filamentos de las lámparas incandescentes...

En los dispositivos médicos la circona ha encontrado numerosas aplicaciones, primero en ortopedia en las prótesis de cadera (**PICONI, 1999**), en las prótesis de rodilla (**CALANDRUCCIO, 1997**), en la cirugía de mano (**NAKAMURA, 2004**) o de la columna (**SMITH, 2004**) y sólo más recientemente en odontología.

Tipos de circonio: Existen numerosos materiales cerámicos que contienen óxido de circonio, pero sólo tres están disponibles en el mercado odontológico: El circonio tetragonal policristalino estabilizado con itrio (Y-TZP), el estabilizado parcialmente con magnesio y el circonio reforzado con alúmina (**DENRY, 2008; KELLY, 2008; GIORDANO, 2006; RAIGRODSKI, 2004, 2006; MANICONE, 2007**). Estos materiales presentan diversas características en términos de comportamiento mecánico, estabilidad de forma y facilidad de trabajo.

### **2.3.3. PROPIEDADES DE LA CIRCONA**

#### **2.3.3.1. DIAGRAMAS DE FASE Y REFORZAMIENTO POR TRANSFORMACIÓN.**

El retículo cristalino del circonio está caracterizado por tres formas cristalográficas distintas, una propiedad conocida como polimorfismo. Tales formas o fases son: monoclinica, cúbica, y tetragonal, cada una caracterizada por parámetros dimensionales y geométricos específicos. El circonio puro a temperatura ambiente se encuentra en fase monoclinica.

La forma monoclinica es estable a temperatura ambiente y hasta los 1170°C; por encima de esta temperatura, se transforma en la fase tetragonal, más densa, con una reducción de volumen del 5 %. La fase tetragonal es estable entre 1170 y 2370 °C, y por encima de dicha temperatura, adquiere una forma cristalina cúbica. A temperatura ambiente, la circona metastable tetragonal solo existe en forma de partículas inferiores a 30 nm. Durante el enfriamiento, se produce una transformación de tetragonal a monoclinica en un rango de temperaturas entre 670 y 1070°C, seguida por una expansión de volumen de entre el 3 y el 4% aproximadamente. Esta fase de transformación, genera tensiones, que inician la formación de grietas en la estructura **(CHRISTEL, MEUNIER Y HELLER, 1989)**.

En presencia de una pequeña cantidad de aditivos estabilizantes en forma de óxido, las partículas tetragonales que se producen son bastantes pequeñas, por tanto, pueden mantenerse en estado metastable a temperaturas inferiores a las necesarias para la transformación tetragonal a monoclinica.

Esta estabilidad se debe a la menor energía en superficie de la fase tetragonal en comparación con la monoclinica, o también puede deberse a la constricción de la matriz rígida sobre los granos tetragonales que se opone a la transformación hacia la forma monoclinica menos densa.

Bajo fuerzas producidas por los granos de las inmediaciones, es decir, cuando una grieta se propaga por la masa del compuesto, los granos tetragonales pueden transformarse en monoclinicos (**PICONI Y MACCAURO, 1999**). Esta transformación en particular está asociada con una expansión de volumen de entre el 3 y el 5% de los granos, que termina por producir fuerzas de compresión en los bordes perpendiculares de la grieta inducida. Por esta razón, se necesita energía extra para que la fractura se siga propagando. Este mecanismo de absorción de energía se debe a la transformación pseudomartensítica que se produce en la punta de la grieta. La dureza de la cerámica se basa en mecanismos de disipación de este tipo que operan a nivel microscópico. Se obtiene un aumento de la dureza porque la energía asociada con la propagación de la fractura se disipa tanto en la transformación tetragonal-monoclinica como con la consecución de las fuerzas de compresión debidas a la expansión de volumen. Este mecanismo también se conoce como *endurecimiento de transformación*.

#### 2.3.3.2. *RADIATIVIDAD*

El polvo de la circona contiene pequeñas cantidades de radionúclidos de las series actínicas del radio-uranio y del torio. Sin embargo, tras una serie de procedimientos de purificación, es posible obtener polvos de circona con baja radiactividad, comparables a los de la cerámica de alúmina y a las aleaciones de Co-Cr (**OWEN, 1995**). Tras dicho procedimiento de purificación, las concentraciones de uranio en los polvos de circona se sitúa entre 0,001 y 0,007 Bq/g/máx: 1,0 Bq/g según la norma **ISO 6872**; por tanto dentro de los márgenes de seguridad aceptables para un material de contacto con la economía humana.

### 2.3.3.3. *BIOCOMPATIBILIDAD*

La cerámica de zircona es un material químicamente fuerte y no se han observado reacciones adversas locales o sistémicas. Presenta una citotoxicidad similar a la alúmina (ambas inferiores al  $\text{TiO}_2$ ). No se han observado efectos citotóxicos, oncogénicos ni mutagénicos sobre los fibroblastos ni en las células sanguíneas (**PICONI Y MACCAURO, 1999; COVACCI Y BRUZZESE, 1999**), ni tampoco se han observado aberraciones cromosómicas inducidas por cerámica Y-TZP barnizada con 0,5 ppm de  $\text{UO}_2$ . (**SATOH Y NIWA, 1990; CALES Y STEFANI, 1994**)

### 2.3.3.4. *ENVEJECIMIENTO O DEGRADACIÓN ESPONTÁNEA DEL ZIRCONIO*

El descubrimiento de la transformación hidrotérmica del zirconio se debe a Kobayashi y col., (**KOBAYASHI, 1982**) que observaron transformación espontánea lenta y progresiva de la fase tetragonal a monoclinica asociada con la degradación de las propiedades mecánicas del material en el tiempo.

Se sabe que este fenómeno, conocido como *Aging o Low Temperature Degradation (LTD)* en la literatura anglosajona es una transformación hidrotérmica ya que es promovida por la presencia de agua o vapor y por la temperatura debido a reacciones del agua con el retículo cristalino.

La transformación de tetragonal a monoclínica que primero tiene lugar en un solo grano, se propaga en cascada a los granos limítrofes. A causa del aumento de volumen las tensiones en los bordes del grano causan la formación de microfisuras superficiales que facilitan la penetración del agua en el material. De esta forma se propaga la transformación en el volumen total de la pieza (DEVILLE, 2005) (Figura 1).

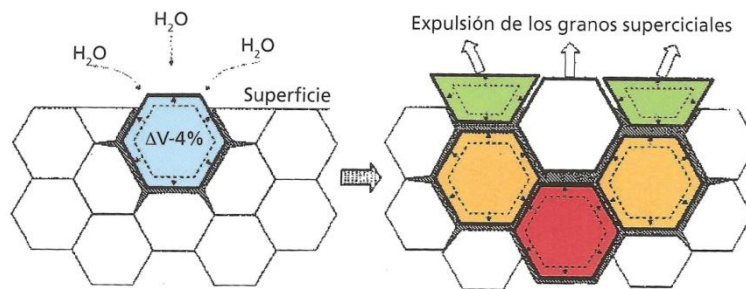


Figura 1. Esquema del proceso LTD (Deville, 2005)

La transformación espontánea y progresiva de la fase tetragonal a la monoclínica se traduce en la degradación de las propiedades mecánicas de la Y-TZP. La transformación Tetragonal-Monoclínica lenta sucede cuando la Y-TZP está en contacto con agua o vapor (SATO Y SHIMADA, 1985), con fluidos corporales o bien durante la esterilización con calor, lo que termina por producir daños en la superficie.

Sato, postuló que la reacción del agua con Zr-O-Zr en la punta de la grieta y la formación de hidróxidos de circonio (Zr-OH) aceleran el crecimiento de la grieta en los desperfectos ya existentes y produce la transición de la fase Tetragonal-Monoclínica.

Parece ser que el proceso de degradación a bajas temperaturas puede atribuirse a toda una serie de fenómenos originados en la energía. En contacto con agua, la fase tetragonal que se consigue a altas temperaturas con aditivos estabilizantes tiende a transformarse lentamente en fase monoclínica, que es la estructura más estable a la temperatura ambiente.



Según Yoshiura, la transformación de fase se acompaña por un incremento en las dimensiones de la red cristalina. La expansión y contracción reversible de la red monoclinica parece estar causada por la inclusión y exclusión de OH<sup>-</sup> en la red y por la formación de uniones Zr-OH y/o Y-OH, (ARDLIN, 2002; YOSHIMURA, 1987) a través de la absorción química de H<sub>2</sub>O en la superficie (LANGE Y DUNLOP, 1986). El proceso se ve favorecido por la alta conductividad iónica de Y-TZP (BOCANEGRA-BERNAL, 2002). La transición estructural, relacionada con desplazamientos atómicos finitos y aceleración de energía, conduce a la fase de nucleación y crecimiento, lo que se traduce en un incremento del volumen asociado con la concentración de fuerzas y tensiones invariantes en la red cristalina (DEVILLE Y GUENIN, 2004) (Figura 2).

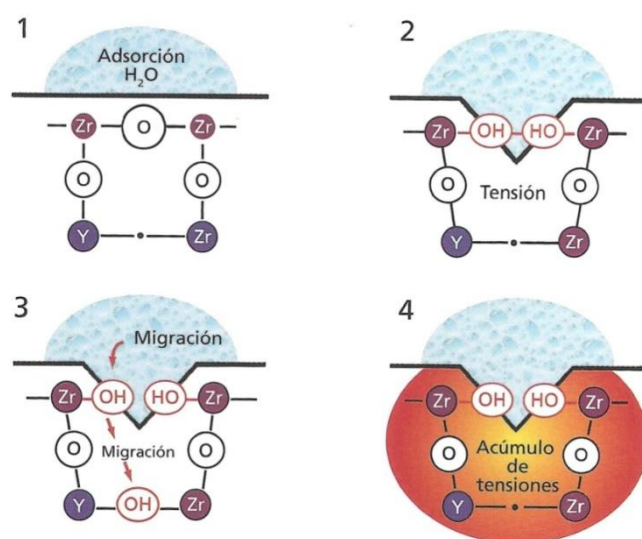


Figura 2. Representación esquemática del modelo propuesto por Yoshimura (1987).

El incremento de volumen presiona los gránulos de las inmediaciones y se inicia la reducción de microfisuras, lo que forma una vía por la que el agua puede penetrar a más profundidad en el interior del espécimen (EDELHOFF, 2002; JUNG Y SAILER, 2007). Finalmente, el mecanismo de ruptura-corrosión produce la desintegración y la exfoliación en masa.

Swab (**SWAB, 1991**) resumió los principales pasos del envejecimiento de la TPZ:

- El rango de la temperatura más crítico para el desarrollo de envejecimiento se sitúa entre 200 y 300 °C.
- Los efectos del envejecimiento son reducción de la fuerza, resistencia y densidad, y un incremento del contenido de la fase monoclinica.
- La degradación de las propiedades mecánicas, debido a la transición Tetragonal-Monoclinica, se produce con micro y macro agrietamiento del material (**SATO Y SHIMADA, 1985**).
- La transición Tetragonal-Monoclinica empieza en la superficie y progresa hacia el interior de la masa del material.
- La reducción del tamaño del grano y/o el incremento en la concentración del óxido estabilizador reduce la tasa de transformación.
- La transformación Tetragonal-Monoclinica aumenta en contacto con agua y vapor.

Quizá el futuro más prometedor del óxido de circonio como biomaterial sea su uso como refuerzo en los compuestos de alúmina (ZTA), que pueden ofrecer un excepcional equilibrio entre el lento desarrollo del agrietamiento y la resistencia al envejecimiento.

#### *2.3.3.5. INFLUENCIA DE LA TEMPERATURA Y DEL ESTRÉS.*

Se ha detectado que las tensiones internas que se manifiestan durante el enfriamiento de las zonas sinterizadas, por ejemplo, por la anisotropía de los coeficientes de dilatación térmica en presencia de los granos de dimensión y forma no homogénea aceleran la cinética de transformación espontánea de tetragonal a monoclinica (**BASU, 2005; SCHMAUDER, 1987**).

En particular el estrés de tracción unido a la temperatura y a los efectos de las reacciones con agua aceleran el proceso de degradación mientras que los de compresión parecen influenciar mínimamente el fenómeno (**LI, 2001**)

Numerosos artículos (**SATO, 1988; LU, 1987; ZHU, 1993; TSUBAKINO, 1993; CHEVALIER, 1999**) han demostrado como la cinética de la transformación tetragonal-monoclínica que generalmente aparece unida a la composición química del material es acelerada al aumentar la temperatura. Las energías de activación medidas varían entre 70 y 110 Kcal/mol. Esta evidencia tiene importantes consecuencias tecnológicas, ya que debido a la baja conductividad térmica del zirconio (2.5 W/mK) el trabajo superficial de los trazos de circonio, hecho con abrasivos pueden causar alzas notables de temperatura a nivel local e iniciar la transformación de fase (**SWAIN, 1989**).

#### *2.3.3.6. PROPIEDADES ÓPTICAS*

Se ha demostrado que la circona estabilizada con itrio es adecuada para aplicaciones ópticas debido a su elevado índice de refracción, su bajo coeficiente de absorción y su elevada opacidad en el espectro visible y en el infrarrojo (**BOULOUZ, 1998**). La circona es un pigmento blanco y un opacificador debido a su total opacidad a la luz visible (elevado índice de refracción). El máximo efecto de opacidad del óxido de circonio se atribuye a sus partículas dispersadas, de dimensiones ligeramente superiores a la longitud de onda de la luz y al distinto índice de refracción de su matriz.

El tamaño del grano, la distribución de los distintos tamaños del mismo, el método de presión y las condiciones, así como los distintos aditivos, pueden afectar la translucidez de una restauración. Se descubrió que la transmisión de la luz de la circona estabilizada con itrio

(Lava™; 3M ESPE®, EEUU), determinada por medio de un análisis con un espectrofotómetro, con transmisión directa de un coeficiente de longitud de onda entre 400 y 700 nm, era inferior a la de las cerámicas infiltradas con litio y disilicato densamente sinterizadas con  $\text{Al}_2\text{O}_3$  y  $\text{MgAl}_2\text{O}_4$ , pero superior a la de los materiales infiltrados con  $\text{Al}_2\text{O}_3$  o  $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{ZrO}_2$ . **(EDELHOFF, 2002; MARTÍNEZ-RUS, 2011).**

Jung en 2007, evaluó el efecto de la cerámica de circona, con o sin recubrimiento, sobre el color de la mucosa. Los autores llegaron a la conclusión de que la circona no producía cambios visibles de coloración en la mucosa de 2 y 3 mm de grosor, independientemente de la aplicación del material de recubrimiento. Las modificaciones cromáticas visualmente perceptibles se producían en mucosas de grosor de 1,5 mm o inferior **(JUNG, 2007).**

#### *2.3.3.7. PROCESAMIENTO*

La presencia de impurezas en los límites de los granos, debido a las fresas empleadas en el procesamiento del polvo o como ayuda para la sinterización, pueden alterar la estabilidad de la fase tetragonal. Del mismo modo, los componentes añadidos al  $\text{ZrO}_2$  para otros propósitos también pueden alterar la estabilidad de dicha fase **(ARDLIN, 2002)**. Las diferencias en el procesamiento de la circona (por ejemplo tiempo y temperatura) pueden alterar la microestructura del material y, por tanto, su resistencia al envejecimiento **(CHEVALIER, 2006).**

#### 2.3.3.8. TALLADO

El tallado, por norma general, incrementa la resistencia de la TZP metastable debido a la transformación Tetragonal-Monoclínica a una profundidad de varios micrones bajo la superficie del material y el desarrollo de fuerzas de compresión como resultado del incremento volumétrico relacionado con la transformación. Estas fuerzas de compresión impiden la formación o la propagación de microgrietas superficiales, pero aún se produce un cierto daño superficial y sub superficial.

El mecanismo responsable de este daño es la extracción de grano debido al incremento volumétrico y la formación de microcráteres tras la fase de transformación (**DENRY Y HOLLOWAY, 2006**). Este último produce rugosidad y porosidad en la superficie, lo que influye en la resistencia al desgaste del material.

El calor excesivo que se genera localmente cuando se somete el material al tallado puede exceder la temperatura de la transformación Tetragonal-Monoclínica y, por esta razón, provocar una transformación reversa (Monoclínica-Tetragonal).

El tallado manual realizado con menos fuerza bajo un spray de agua a modo de refrigerante puede facilitar la transformación Tetragonal-Monoclínica, incrementando la capa compresiva superficial (**ARDLIN, 2002; KOSMAC, 1999; KOSMAC, 2000**). El tallado con herramientas bastas puede producir defectos profundos en la superficie que actúan a modo de concentradores de fuerzas de tensión y pueden determinar la resistencia de la restauración.

El tallado de la superficie interna de las coronas durante el proceso de mecanización con CAD/CAM es el procedimiento más crítico, pues estas zonas concentran las fuerzas de tensión más activas. Para evitar dañar las piezas durante la carga clínica, es preciso minimizar la concentración de microgrietas en esas zonas.

Durante el mecanizado la dirección de la rotación de las herramientas, el grado de afilado de éstas y el número de granos activos en la herramienta de diamante parecen ser factores que influyen sobre las propiedades superficiales del material (**LUTHARDT, 2004**).

Después de la sinterización, la Y-TZP de grano fino muestra una gran resistencia pero es menos tolerante a los daños que la Y-TZP de grano más basto, pues las grietas que surgen en el proceso de tallado se extienden más profundamente en la masa (**READEY Y MC CALLEN, 1993; KOSMAC, 1999**). Los defectos perpendiculares de la orientación del tallado tienen mayor importancia, pues pueden iniciar la fractura tras producirse la carga (**GUAZZATO Y QUACH, 2005**).

#### 2.3.3.9. *PULIDO*

Según el tipo y la cantidad de estas fuerzas, el pulido puede conducir al desarrollo de una capa de fuerzas compresivas de superficie, que resulta beneficiosa para la resistencia al envejecimiento (**DEVILLE Y CHEVALIER, 2006**). Un buen pulido después del proceso del tallado puede eliminar la capa compresiva de la fase monoclinica de la superficie y reducir la gravedad y la cantidad de los defectos superficiales hasta un grado en el que la fuerza interna del material se convierte en el factor dominante, determinando su rendimiento mecánico (**LUTHARDT Y HOLZHUTER, 2002**).

### 2.3.3.10. ARENADO

El arenado de la cerámica de circonia promueve la adhesión del cemento fotocurado al armazón y proporciona una técnica de reforzamiento para la Y-TZP a costa de una disminución en la estabilidad (**KERN Y WEGNER, 1998**). El análisis al microscopio de las superficies arenadas mostraron una superficie uniformemente dañada y rugosa (**ROMÁN, 2010**).

Sin embargo, una fina capa compresiva de fase Monoclínica transformada, compensa la disminución de la resistencia, que está causada por las grietas inducidas por el arenado, e incrementa eficazmente la resistencia (**JUNG Y SAILER, 2007; GUAZZATO Y QUACH, 2005; CURTIS Y WRIGHT, 2006**).

El arenado después del tallado elimina alguna de las grietas de mayor tamaño, producidas por el tallado así como la presencia de granos débilmente sujetos a la superficie, al tiempo que produce unas fuerzas compresivas superficiales que aumentan la dureza del material (**KOSMAC, 2000**). Según Zhang, no se ha observado ningún daño inmediatamente aparente atribuible a la abrasión de partículas aerosoportadas que comprometa la resistencia a la fatiga de la cerámica basada en óxido de circonio (**ZHANG, 2004; ZHANG, 2006**). Wang indicó que la abrasión con partículas de óxido de aluminio de 50  $\mu\text{m}$  a una presión de 0,35 MPa durante 5  $\text{s/cm}^2$  a una distancia de 2,0 cm producía un incremento en la resistencia de la superficie de la circonia, mientras que el arenado con partículas de óxido de aluminio de 120  $\mu\text{m}$  resultó en un debilitamiento significativo de la estructura, con aumento de la rugosidad de la superficie (**WANG, 2008**).

En contraste con los estudios citados anteriormente, otras investigaciones han demostrado que la abrasión de partículas aerotransportadas mecánicamente ayuda al crecimiento de flujos de superficie ya existentes y reduce la fuerza y la supervivencia a largo plazo (**ZHANG, 2004**).

### 2.3.3.11. *TRATAMIENTO TÉRMICO Y DE SUPERFICIE*

El calor inicia la transformación reversa Monoclínica- Tetragonal, elimina la fase Monoclínica de la superficie del material, alivia los campos de compresión creados y disminuye la resistencia del material (**GUAZZATO Y QUACH, 2005**).

### 2.3.3.12. *RECUBRIMIENTO CERÁMICO*

La unión de las cerámicas de recubrimiento a la subestructura de circonio es uno de los aspectos poco conocidos del sistema. Numerosos estudios han buscado valorar la integridad del sistema Core/Veneer sometiendo las cerámicas a diferentes modalidades de carga (**McLEAN, 1979; PRÖBSTER, 1993; KELLY, 1995; RITTER, 1995; McLAREN, 1998; SORENSEN, 1998; SOBRHINO, 1998**). Los aspectos que pueden influenciar el fracaso total de la restauración determinando el desprendimiento de la cerámica utilizada para la reproducción del elemento dentario, son relativas a una serie de variables, que van desde el diverso comportamiento térmico posterior a la cocción y enfriamiento de la subestructura y de la cerámica suprayacente a una insuficiente humectabilidad de la subestructura con respecto a la cerámica de recubrimiento en fase de construcción que deja una falta de homogeneidad en la interfase (**POSPIECH, 2011; AGUSTÍN, 2011**).

Estos aspectos hacen que las cerámicas usadas sobre las cofias de circonio deban ser proyectadas para entrelazarse con el material de base determinado y ser compatibles con los coeficientes térmicos de expansión, y las contracciones después de la cocción. Por este motivo las empresas sugieren cerámicas particulares para cada uno de los materiales base.



Es posible estratificar directamente la cerámica sobre la estructura de circonio o también realizar un encerado anatómico directamente sobre la subestructura para, posteriormente, proceder a la inyección mediante presión.

Numerosos estudios clínicos se han observado que el delaminado de la porcelana de recubrimiento es una de las complicaciones más habituales (**VON STEYERN, 2005; RAIGRODSKI, 2006; CHRISTOPH, 2006; SAILER, 2007; EDELHOFF, 2008; TINSCHERT, 2008; ROEDIGER, 2009; AGUSTÍN, 2011**).

Se han identificado los siguientes factores que disminuyen la fortaleza del vínculo circonia-porcelana de revestimiento:

- Tensión previa, debida a las diferencias en los coeficientes de expansión térmica (CET) del núcleo y de los materiales de recubrimiento.
- Pobre humectación del muñón por la cerámica del recubrimiento.
- Compresión por cocción de la porcelana.
- Transformación de fase de los cristales de zircona en la interfase núcleo-porcelana a causa de influencias térmicas o fuerzas de carga.
- Formación inherente de defectos durante el procesamiento (**DE JAGER Y PALLAV, 2005**).

El CET de la cerámica de revestimiento debe ser ligeramente inferior que la del muñón de zircona. Los CET de la cerámica de Y-TZP actual oscilan entre 10 y  $10,5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$  y, por tanto, ya se hallan materiales de recubrimiento compatibles.

Durante el proceso de enfriamiento a la temperatura ambiente, esta diferencia produce fuerzas de compresión en el interior de la masa del recubrimiento, lo que aumenta la fuerza de unión entre ambos materiales (**LUTHARDT, 1999; KAPPERT, 2001; ANUSAVICE, 2003**).

Además, hay que prestar una especial atención en el diseño del núcleo y buscar una forma oclusal y/o retentiva que proporcione un soporte suficiente al recubrimiento de porcelana **(VON STEYERN, 2005)**.

La unión del recubrimiento de cerámica sobre una superficie de circonita está causada, principalmente, por interacciones. Además, los defectos microestructurales de la porcelana, incluyendo zonas porosas, aglomerados, inclusiones y amplias zonas con presencia de granulado, son otras posibles razones para el astillamiento del material de recubrimiento. Las dificultades para distribuir la porcelana densa y homogéneamente sobre la superficie del núcleo antes de la cocción sin atrapar burbujas de aire, así como los fallos estructurales existentes en la interfase a causa de la humedad, pueden producir fracturas laminadas **(KELLY Y TESK, 1995)**. Los estudios actuales han demostrado que el arenado de la restauración anterior al revestimiento ejerce un efecto negativo sobre la interfase debido a las partículas de alúmina que permanecen en la superficie exterior de la circonita, lo que conduce a una modificación del CET del núcleo que debe ser recubierto.

Se han creado nuevos recubrimientos cerámicos para un nuevo sistema en el que el material se calienta hasta su temperatura de fusión y entonces se presiona sobre el muñón de circonita.

El empleo de tinte sobre la circonita puede aportar un tono de color parecido al del diente. En el caso de algunas cerámicas de recubrimiento, se recomienda aplicar dicho material al mismo tiempo que el revestimiento, pues ello mejora la fuerza de unión entre el muñón y el recubrimiento, lo que reduce la frecuencia de los fallos de interfase. Además, estos materiales de fondo aumentan la unión muñón-recubrimiento y reducen el fallo de la interfase de los materiales de recubrimiento a presión **(ABOUSHLIB, 2006)**.

## **1.4. RESTAURACIONES DE CERÁMICA CON BASE METÁLICA**

### ***2.4.1. METAL EN ODONTOLOGÍA.***

La mayoría de los metales provienen de los minerales. Un mineral es un material que se halla en forma natural y del cual pueden extraerse uno o más metales para su utilización. **(RAIMOND, 2003; SCHILLINGBURG, 1997)**

Metales y no metales se encuentran separados en el sistema periódico por una línea diagonal de elementos. Los elementos a la izquierda son los metales y los elementos a la derecha son los no metales. Los elementos que integran la diagonal (boro, silicio, germano, arsénico, antimonio, telurio, bismuto y astato) tienen propiedades tanto metálicas como no metálicas. Los elementos metálicos llamados también metales alcalinos, son el grupo más reactivo y comprenden el litio, el potasio, el rubidio, el cesio.

El berilio, el magnesio, el calcio, el estroncio y el bario, llamados metales alcalino-térreos, son altamente electropositivos y constituyen el segundo grupo de elementos más reactivos. Son blancos, con un lustre plateado y muy buenos conductores de la electricidad.

El escandio, titanio, vanadio, cromo, manganeso, hierro, cobalto, níquel, cobre, cinc, lantano, hafnio, tántalo, tungsteno, renio, osmio, iridio, platino, oro, mercurio, itrio, zirconio, niobio, molibdeno, tecnecio, rutenio, rodio, paladio, plata, cadmio, actino, son los llamados metales de transición. Son buenos conductores del calor y la electricidad, tienen altos puntos de fusión y de ebullición **(MAHAN, 1997)**.

El lantano, cerio, praseodimio, neodimio, prometio, samario, europio, gadolinio, terbio, disprosio, holmio, erbio, tulio, iterbio y lutecio, son los lantánidos, llamados también tierras raras, son blanco-plateados y muy reactivos.

El aluminio, galio, indio y talio son metales blancos, blandos y con puntos de fusión relativamente bajos.

Los elementos metálicos se pueden combinar entre sí y con otros elementos para formar compuestos, disoluciones y mezclas. Una mezcla de dos o más metales o de un metal y ciertos elementos no metálicos como el carbono, se denomina aleación. Las aleaciones de mercurio con otros elementos metálicos son conocidas como amalgamas (**MARTIMER, 1988; ANUSAVICE, 1998; PHILLIPS, 1973**).

El iridio es el más denso de los metales, el litio el menos denso. La más baja conductividad eléctrica la tiene el bismuto y la más alta a temperatura ordinaria la tiene la plata. La conductividad en los metales puede reducirse mediante aleaciones.

Los metales son usados en odontología en una variedad de aplicaciones; los más comúnmente usados son: oro, níquel, cobalto, cromo, aluminio, titanio, hierro, paladio, platino, plata, osmio, cobre, cinc, indio, berilio, estaño y cobre (**CRAIG, 1998; NACIONAL INSTITUTE OF DENTAL RESERARCH. WORKSHOP, 1984**).

#### ***2.4.2. PROPIEDADES FÍSICAS DE LOS METALES***

- Expansión térmica: a medida que se eleva la temperatura de un metal, éste se expande. Esta propiedad ha permitido dar a los metales muchas aplicaciones prácticas, por ejemplo: la expansión que sufre el mercurio, es empleada en los termómetros.

- Color: la mayoría de los metales tienen un color que varía desde el gris azul del plomo, hasta el llamado color plata, hay excepciones como el oro, que es amarillo y el cobre que

es rojizo en apariencia. En algunos metales aparece más de un color; este fenómeno se denomina pleocromismo.

- Densidad: la densidad de un metal se expresa generalmente en relación con el peso del agua, si un metal pesa tres veces más que un volumen equivalente de agua, se dice que tiene una densidad de 3. Los metales son los elementos más pesados, el de mayor densidad es el osmio. En el grupo de los más pesados están: el plomo, el mercurio, el oro y el platino.

- Punto de fusión: los metales puros, por ser elementos químicos, se funden a temperaturas constantes. Las aleaciones coladas no tienen un punto de fusión, sino un intervalo de fusión, ya que no son puras, sino mezclas de diferentes elementos.

- Maleabilidad: es la capacidad que tienen los metales a deformarse ante fuerzas compresivas (AKAGI, 1992; PEYTON, 1974; WATAHA, 2000).

#### ***2.4.3. PROPIEDADES DESEABLES DE LAS ALEACIONES PROSTODONTICAS***

- Biocompatibilidad.
- Tamaño adecuado del grano.
- Propiedades de adhesión a la porcelana.
- De fácil fundición y vaciado.
- Fáciles de soldar y pulir.
- Baja contracción al solidificarse.
- Mínima reactividad con el material del molde.
- Buena resistencia al desgaste.

- Resistencia al estiramiento.
  
- Resistencia a las manchas y a la corrosión (desgaste total o parcial que disuelve o ablanda cualquier sustancia por reacción química o electroquímica con el medio ambiente) **(SCHMALZ, 2002; HERRSTROM, 1993).**
  
- Color.
  
- Expansión térmica controlada **(ORUC, 2000; GUZMÁN,1980; RESTREPO, 1990. WATAHA, 2002).**

Entre las propiedades físicas que las aleaciones metálicas presentan, las que más interés y aplicaciones tienen en el campo de la odontología son:

1. Módulo de elasticidad: indica la rigidez relativa. Cuanto más elevado sea el módulo, más rígida será la aleación. El módulo de elasticidad para las aleaciones protésicas debe ser alto para que la prótesis pueda resistir la flexión, especialmente en restauraciones metal-cerámica donde la flexión pueda causar la fractura de la porcelana.

2. Límite proporcional: se define como la máxima fuerza que puede soportar un material sin que sufra deformación permanente. Esta propiedad permite al profesional evaluar el comportamiento de una aleación ante un esfuerzo masticatorio. Dicho valor debe ser de alto nivel pues, en caso contrario, las estructuras coladas se verán expuestas a deformaciones indeseables **(BERTOLOTTI, 1984; BASUALTO J, 1996; PRESTON, 1977).**

3. Porcentaje de elongación: es una medida de la ductilidad. Cuanto mayor sea el porcentaje de elongación, más cederá la aleación al pulirla o presionarla. La combinación del límite proporcional y el porcentaje de elongación constituyen el grado de manejabilidad de una aleación.

4. Dureza: indica la resistencia a la indentación. A medida que aumenta el valor de la dureza, se eleva la resistencia al desgaste. La dureza es un buen indicador de la capacidad de una aleación para soportar una deformación local permanente bajo el efecto de una carga oclusal (**COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, 1989**).

5. Resistencia última en tensión: (fuerza tensil) es la máxima fuerza que puede soportar una aleación al someterse a una carga tensional o de tracción.

6. Tamaño del cristal: a menor tamaño del cristal o grano, mejores serán sus propiedades físicas (**LEINFELDER, 1988; RHOADS, 1984**).

#### ***2.4.4. METALES NOBLES UTILIZADOS EN LAS ALEACIONES***

La tabla periódica de los elementos muestra ocho metales nobles: el oro, el grupo de metales de platino (platino, paladio, rodio, rutenio, iridio, osmio) y la plata. En la cavidad bucal la plata es más reactiva y por eso no se considera un metal noble. Los metales nobles han sido usados para incrustaciones, coronas, puentes y aleaciones para metal-cerámica por su resistencia a la corrosión y a las manchas. De los siete metales nobles, el oro, el paladio y el platino son los de mayor importancia en las aleaciones dentales.

**Oro:** es el más dúctil y maleable de todos los metales. El aporte principal del oro a la aleación es el de aumentar la resistencia a la decoloración y la corrosión. Junto con el cobre permite el tratamiento térmico de endurecimiento y ablandamiento. Debido a que el oro es extremadamente dúctil (40-50%) y posee una resistencia relativamente baja, la aleación puede ser fácilmente bruñida, lo cual permite mejor adaptación a las preparaciones.

**Platino:** Es un metal blanco con excepcionales características de ductilidad y maleabilidad. Posee además alta resistencia a la pigmentación y corrosión. Es el mejor

endurecedor de la aleación, superior al cobre, sin embargo, incluso en pequeñas cantidades, el platino aumenta considerablemente la temperatura de fusión por lo que rara vez se utiliza en cantidades superiores a 3.4% de la composición total. El platino blanquea la aleación (**MOFFA, 1983**).

**Plata:** metal blanco, puro, tenaz, muy dúctil y maleable, es el mejor conductor del calor y la electricidad; modifica el color de la aleación. La plata tiene pocos efectos sobre la resistencia de las aleaciones dentales, aunque aumenta un poco la ductilidad cuando se utiliza junto con paladio (**JANG, 2001**).

**Paladio:** muy semejante a la plata, posee color blanco y tiene la característica especial de absorber el hidrógeno; muy maleable y dúctil, tiene gran resistencia a la pigmentación y corrosión. Disminuye el valor de la densidad de la aleación.

**Iridio:** es el elemento de mayor resistencia a la corrosión y a los ácidos. En algunas aleaciones aumenta la dureza y la firmeza. Se emplea en pequeñas cantidades en las aleaciones dentales a modo de refinador, para conseguir que las aleaciones tengan partículas de tamaño reducido, con el objeto de mejorar las propiedades mecánicas.

**Osmio:** es el elemento más raro del grupo, el más duro. No es trabajable, pues no tiene ductilidad, de tal forma que las aleaciones deben ser coladas o sinterizadas, para luego, por el proceso de desgaste, darles la forma requerida.

**Rutenio:** posee alta resistencia a la corrosión. Es un endurecedor en las aleaciones de platino y paladio. (**BEZZON, 1998**).



#### **2.4.5. METALES NO NOBLES UTILIZADOS EN LAS ALEACIONES**

**Cobalto:** elemento metálico, de color blanco plateado, usado principalmente para obtener aleaciones, tiene poca solidez y escasa ductilidad a temperatura normal, pero es dúctil a altas temperaturas.

**Níquel:** elemento metálico magnético, de aspecto blanco plateado, utilizado principalmente en aleaciones. Metal duro, maleable y dúctil que puede presentar un intenso brillo, tiene alta resistencia a la corrosión. Añadido en pequeñas cantidades a las aleaciones de alta nobleza, el níquel blanquea e incrementa la resistencia y la dureza de las mismas.

**Cromo:** elemento metálico de color gris, que puede presentar un intenso brillo. Se utiliza principalmente en la creación de aleaciones de hierro, níquel o cobalto, al añadir el cromo se consigue aumentar la dureza y la resistencia a la corrosión.

**Cobre:** metal de color rojo, dúctil, maleable y tenaz. Después de la plata, es el metal que conduce mejor el calor y la electricidad. Es uno de los metales más importantes en las aleaciones dentales de alta nobleza porque aumenta la resistencia y la dureza. La dureza de una aleación del 6% de cobre y el 94% de oro es más de dos veces superior a la del oro puro.

**Zinc:** se añade a las aleaciones fundidas como medio de eliminar los óxidos. Su única propiedad beneficiosa es la capacidad de reducir la oxidación durante los procedimientos de colado. En cantidades elevadas, el zinc aumenta considerablemente la fragilidad de la aleación.

**Indio:** se añade indio en pequeñas cantidades para reducir el tamaño del grano y aumentar la fluidez durante el procedimiento de colado.

**Titanio:** es usado en gran variedad de campos debido a sus excelentes propiedades físicas, es resistente a la corrosión y biocompatible. El titanio llena todos los requerimientos de un material dental y puede ser usado en la fabricación de coronas, prótesis parciales fijas y prótesis parciales removibles. Desafortunadamente, el titanio no puede ser revestido con porcelana feldespática convencional. La manipulación de la infraestructura, es complicada. El coeficiente de expansión térmica, es muy diferente entre el titanio y la porcelana (**WATAHA, 2000**).

#### ***2.4.6. CLASIFICACIÓN DE LAS ALEACIONES DENTALES***

Son muchas las clasificaciones que se han hecho de estas aleaciones y ninguna de ellas es completamente satisfactoria para todos. Algunos autores hablan de aleaciones nobles, seminobles y no nobles, y otros utilizan los términos de preciosas, semipreciosas y no preciosas. En 1984 la ADA propuso una clasificación simple para las aleaciones dentales. Se describieron tres categorías: noble alta (HN), noble (N) y predominante de metal base. El sistema de clasificación está basado en el contenido de metal noble de la aleación:

- Noble alta: > 40% de Au y > 60% de elementos de metal noble.
- Noble: > 25% de elementos de metal noble
- Metal base: < 25% de elementos de metal noble

Nosotros clasificaremos las aleaciones de uso protodóncico en:

- Aleaciones de base oro:
  - Alto contenido en oro
  - Bajo contenido en oro
- Aleaciones de base paladio: con plata o sin plata.
- Aleaciones de metal base:
  - Cromo-cobalto.
  - Níquel-cromo.
  - Titanio.

#### **2.4.6.1. Aleaciones de base oro:**

La composición exacta de las varias aleaciones nobles que existen en el mercado lógicamente son desconocidas por el secreto comercial de los laboratorios que las fabrican. Sin embargo, en proporciones más o menos variables, se sabe que están compuestas por los siguientes elementos:

Como metales nobles están el oro, platino y paladio. El platino y el paladio aumentan el punto de fusión, reducen el coeficiente de expansión térmica de la aleación y le dan dureza; indirectamente blanquean la aleación y si el contenido de platino es alto, aumenta el peso específico mientras que si el contenido en paladio es más elevado, disminuye el peso específico de la aleación. La aleación lleva cantidades pequeñas y variables de indio, zinc, estaño y hierro, metales no nobles, cuyo fin es oxidarse en superficie para de esta manera conseguir la unión la unión química entre el metal y la cerámica. Algunos también señalan que actúan como refinadores de grano, y el hierro además de aumentar la dureza de la aleación, mejora la unión con la porcelana. Las temperaturas de fusión de estas aleaciones suele estar en los alrededores de los 1250 °C.

##### **2.4.6.1.1. Alto contenido en Oro**

Están constituidas fundamentalmente por oro, platino, paladio, estaño e indio. El contenido en oro oscila entre el 70-90%. Su densidad está por encima de 18. (**COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, 1985; ASSOCIATION REPORT, CLASSIFICATION SYSTEM FOR CAST ALLOYS, 1984**). El oro y el platino son químicamente nobles, es decir, no se oxidan en las condiciones necesarias para la aplicación de la porcelana. El paladio se oxida mínimamente y el estaño y el indio se oxidan con facilidad. El óxido de estaño e indio forman la unión química entre la porcelana y el metal subyacente. El platino y el paladio se emplean en estas aleaciones para elevar sus temperaturas de fusión y disminuir sus coeficientes de expansión

térmica hasta valores compatibles con la porcelana superpuesta. Las aleaciones muy nobles son las de mayor densidad entre todas las que se emplean para colados dentales y, en consecuencia, tienen bajo volumen específico (**ZUNELIS, 2003; ALLEN, 2003; WATAHA, 1998**).

#### 2.4.6.1.2. Aleaciones de bajo contenido en oro

Las aleaciones de bajo contenido en oro, el contenido en paladio es superior al de platino, incluso, a veces, le sustituye completamente. Su densidad oscila entre 14-15 (**MORRIS, 1987; KELLY, 1983; BEZZON, 1993**).

#### 2.4.6.2. Aleaciones de base Paladio.

Las aleaciones basadas en paladio han tenido una significancia muy importante en la fabricación de restauraciones de metal-cerámica. La plata y el paladio son relativamente nobles, pero la plata se oxida fácilmente. Los puntos de fusión de estas aleaciones son comparables a los de las de alta nobleza, y las propiedades físicas de la mayoría de ellas están a medio camino entre las aleaciones de alta nobleza y las de metal base. Las aleaciones que contienen plata a veces se acompañan de decoloración de la porcelana en la unión porcelana-metal; cuando ésta se cuece sobre cofias que han sido excesivamente calentadas durante el colado (**NIELSEN, 1966; ANTHONY, 1991**).

Actualmente la tendencia es eliminar totalmente la plata y hacer la aleación con el 70-80% de paladio y el resto repartido entre oro, estaño, indio, zinc, y algunas fórmulas llevan cobalto. No existe especificación de la ADA para este tipo de aleaciones; de una manera general su dureza Vickers es alrededor de 260, la temperatura de fusión sobre los 1250 °C y su densidad de 11-13.

Actualmente estas aleaciones se utilizan con excelentes resultados, porque es posible conseguir un buen ajuste de los colados, la unión entre metal y porcelana es resistente, su dureza

no es muy grande lo que hace que puedan ser trabajadas con facilidad en el laboratorio, la resistencia a la deformación elástica es elevada, el color de la porcelana es bueno, su densidad es baja y su precio asequible. Presentan el inconveniente de que las soldaduras no son totalmente fiables.

#### **2.4.6.3. Aleaciones de metal base**

Las aleaciones de metal base están compuestas de metales no preciosos, excepto el de más común inclusión: berilio (1-3%) que es un metal precioso, pero no noble, que ayuda a que el vaciado de la aleación sea más exacto (**MORRIS H, 1988; NABADALUNG, 1998; OHKUBO, 2000**).

Hay tres subclases en esta categoría: níquel-cromo, cobalto-cromo y titanio. A estas aleaciones se les adicionan otros elementos para mejorar sus propiedades físicas y químicas, como boro, carbono, cobre, cerio, galio, silicio, estaño, manganeso, titanio, zirconio, hierro, niobio. Las aleaciones de níquel-cromo son seguras para utilizar en la práctica clínica por su gran resistencia a la corrosión. Las aleaciones de metal base tienen conductividad térmica menor que las aleaciones de alta nobleza, aunque no hay diferencia significativa en la incidencia del frío y el calor en el paciente. Estas aleaciones por lo general no contienen metales nobles y se oxidan fácilmente a temperaturas elevadas. Pueden unirse con el carbono que se encuentra en ciertos revestimientos, lo que puede alterar las propiedades físicas de la aleación o liberar gases durante la adición de la porcelana. Por estas razones, a menudo se recomienda colar las aleaciones de metales base en revestimientos exentos de carbono, ligados a base de fosfato (**ANDERSON, 1993; MOFFA, 1984**).

En las aleaciones de metales no nobles que se usan en cerámica, el cromo es un componente necesario e inevitable en todas ellas por sus propiedades, que por un lado son ventajosas aunque por otro presentan varios inconvenientes. Es componente obligado en las

aleaciones no nobles porque les confiere *pasividad*, que consiste en que la superficie del metal se recubre de una capa de óxido que actúa como protección a la sucesiva oxidación y corrosión. El cromo tiene una pasividad muy grande y se incorpora a los aceros para obtener los aceros inoxidable. En las aleaciones metal-porcelana esta formación de óxidos en superficie hace que si la capa pasivizante es de un espesor grande, puede dar problemas de unión en la interfase metal-porcelana. El níquel también es pasivizante, aunque en menor escala que el cromo porque su óxido no es tan adherente ni tan compacto.

La facilidad de formación de óxidos ha provocado controversias entre los profesionales acerca de la capacidad de estas aleaciones para fijarse realmente a la porcelana. La adición de berilio a algunas aleaciones de Ni-Cr incrementa la fluidez y controla la oxidación superficial por lo que mejora la unión a la porcelana. De hecho, la porcelana se fija fácilmente al óxido de los metales base, pero la excesiva formación de óxido facilita su fractura, bien por la interfase de óxido o en la interfase óxido-metal. Debido a su alta capacidad de oxidación, las técnicas para la preparación del metal y la adición de la porcelana son considerablemente distintas de las utilizadas con las aleaciones muy nobles (**TAGA, 2001; BUMGARDEN, 1993; BEZZON, 2001**).

Físicamente, las aleaciones de metal base difieren significativamente de las aleaciones muy nobles. No hay dos aleaciones que muestren las mismas propiedades pero, como clase, las aleaciones de metal base son mucho más rígidas, duras y resistentes a la flexión a elevadas temperaturas que las aleaciones de alta nobleza (**PAPAZOGLU, 1993; BENATI , 2000**).

### ***2.4.7. RESTAURACIÓN CERAMO-METÁLICA***

Entendemos por corona ceramo-metálica, aquella restauración protodóncica constituida por una cofia interna metálica sobre la que se aplica, mediante técnica de sinterización, la cerámica que dará forma final a la restauración.

Por sinterización, entendemos aquella técnica de modelado en frío de un material, que alcanzará sus cualidades físicas finales tras ser sometido a una elevación de temperatura dentro de un horno de cocción.

#### ***2.4.7.1. CARACTERÍSTICAS***

Principalmente, en ésta restauración, se aúnan la resistencia y la estética. La resistencia la proporciona la cofia interna de metal, lo que permite una mayor integridad frente a traumas y cargas oclusales. La estética la proporciona la porcelana al hacer que su efecto sea semejante al de un diente natural.

El poseer una cofia interna colada proporciona, además, un ajuste marginal más perfecto en la línea de terminación que las coronas completas de cerámica, y el ser su recubrimiento de tipo cerámico impide los virajes o deterioros de color y el aspecto típico en las restauraciones de tipo veneer.



#### 2.4.7.2. ANTECEDENTES HISTORICOS

A principios de siglo, Land preconizó e introdujo el uso de la corona completa de cerámica (Jacket). Su principal problema radicaba en la resistencia a la fractura una vez cementada o durante el cementado, lo que dió fama de frágiles a éstas restauraciones.

Los primeros intentos para aumentar la resistencia de éstas coronas no mejoraron mucho su pronóstico. Cabe destacar la corona de Both (1937), su objetivo era evitar los bordes periféricos agudos de la porcelana que producían irritación periodontal. Para ello el borde gingival de la restauración se construía de metal aumentando la exactitud del ajuste, y el resto de la misma, se construía en cerámica.

No fue hasta la década de los 50 cuando se consiguió una unión entre metal y cerámica fiable una vez superados los problemas de los puntos de fusión cerámicos (obtención de cerámicas con bajo punto de sinterización) y adecuación de los coeficientes de expansión térmica (CET). A partir de ahí la evolución en aleaciones metálicas adecuadas para la unión con la cerámica no ha cesado, y el empleo de aleaciones nobles, seminobles, no nobles y aleaciones con contenido en titanio son una realidad habitual.

Actualmente la clásica técnica de obtención de metal mediante el procedimiento del colado a la cera perdida no es la única empleada en prostodoncia fija ya que existen dos nuevos procedimientos para la obtención de metal:

- Cofias de Titanio puro obtenidas por electroerosión a partir de bloques de titanio, con la posibilidad de hacer estructuras para puentes mediante la soldadura con láser.
- Cofias de oro puro, obtenidas por electrodeposición (galvanoformación) y posterior unión a la cerámica mediante un bonding que compatibiliza partículas de oro con radicales libres de silicio.

## **2.5. UNIÓN NUCLEO-CERÁMICA RECUBRIMIENTO**

Los requisitos para formar la infraestructura de las coronas de doble estructura son los siguientes:

- Elevada temperatura de fusión: debe poder resistir la cocción de la porcelana sin fundirse ni sufrir corrimiento.
- Rigidez: es necesario que no se produzca la deformación del núcleo bajo fuerzas masticatorias y que pueda sostener una capa de porcelana muy frágil sin que se produzca su fractura.
- Compatibilidad de los coeficientes de expansión térmica con el fin de evitar la aparición de tensiones a nivel de la unión; lo que produciría la separación de los materiales.
- Adecuada unión: debe poder formar una unión con la porcelana para evitar que ésta se separe.

En 1956, Johnson, Dykeman y Cunningham llegaron a la conclusión, en las coronas ceramo-metálicas, de que existe una unión mecánica, física y química entre estructuras tan dispares. Sus estudios repitieron varias veces la conocida experiencia de que la fractura por tensiones ocurría en la cerámica y no en la unión con el metal, lo cual venía a demostrar que esta unión era más resistente que la porcelana. Más tarde vieron que si la superficie de esta unión es oxidada, su resistencia era tres veces superior (**JOHNSON, 1956**).

### **2.5.1. MECANISMOS DE UNIÓN**

#### *2.5.1.1. Unión Mecánica.*

Se basa en la obtención de una superficie áspera e irregular. Lavine y Custer (**LAVINE, 1966**) concluyeron que a mayor rugosidad de la superficie, mayor fuerza de unión. Una superficie irregular proporciona una interdigitación micromecánica entre la porcelana y el núcleo y aumenta la superficie de contacto entre ambos, mejorando así la retención de la misma (**CARPENTER, 1979**).

Por otra parte, si se produce una disminución del ángulo de contacto entre el material de núcleo y la porcelana recubrimiento, se mejora la mojabilidad. De esta forma la porcelana puede difundir mejor entre las irregularidades, consiguiendo así un incremento de su retención (**PASK, 1962**).

Un material de núcleo tiene mejor mojabilidad cuanto menor sea su ángulo de contacto (**McLEAN, 1980; HOFSTEDE, 2000**).

El grado de rugosidad, también influye sobre esta unión; así lo demuestra Al Mutawa en el año 2000. En su estudio observó que se incrementaba la fuerza de unión entre un 20 y un 24% en los grupos que tenían un nivel de rugosidad media y gruesa respectivamente con respecto a los que poseían una rugosidad suave (**AL MUTAWA, 2000**).

Hay que tener en cuenta que un excesivo nivel de rugosidad, actuaría de forma inversa, provocando la aparición de burbujas a nivel de la unión, por disminución del nivel de humectancia de la cerámica, lo que podría ser fuente de concentración de estrés y ser causa de microgrietas (**COMISKEY, 2002**).

### 2.5.1.2. Unión Física.

Viene dada por la compresión que ejerce la capa externa de cerámica sobre la interfase, al contraerse durante su enfriamiento. Esto es debido a que el coeficiente de expansión térmica del núcleo es ligeramente superior al de la porcelana.

El coeficiente de expansión térmica (CET) se define como la modificación volumétrica que sufre un cuerpo al modificar un grado su temperatura; y tanto el del núcleo como el de la porcelana se tienen que compatibilizar con el fin de no crear tensiones a nivel de la interfase.

#### Restauraciones metal-cerámicas:

En restauraciones ceramo-metálicas, durante el enfriamiento, la tendencia del metal es la de contraer más que la porcelana, quedando el metal bajo tensiones de tracción y la porcelana bajo compresión. Estas fuerzas de compresión son bien toleradas por la porcelana cuyas partículas quedan aprisionadas entre las asperezas del metal. Por ello es también importante el diseño de las cofias puesto que cuanto más abrace el metal a la porcelana, mayor fuerza de compresión. Si estas tensiones fueran muy fuertes, el glaseado se descamaría. Y si el coeficiente de la porcelana fuera mayor que el del metal se producirían fuerzas de tracción sobre ésta, produciéndose su desquebrajamiento por su falta de elasticidad.

Otra consideración física es la posibilidad de que en la unión metal-porcelana jueguen un papel las fuerzas de Van der Waals. Las fuerzas atractivas entre las moléculas son debidas a la interacción eléctrica entre los dipolos moleculares. Las moléculas tienen una polarización, es decir, su carga eléctrica es más acusada en un polo que en otro, y al acercarse las moléculas entre sí, actúan estas fuerzas de atracción eléctrica, aproximando las moléculas entre sí según la atracción eléctrica de los dos polos (**LÓPEZ, 1987**).

*Restauraciones cerámicas con base de circonio:*

El circonio tiene un valor de coeficiente de expansión térmica muy similar al de la porcelana convencional (Zr:  $9 \times 10^{-6}$ ; porcelana:  $7,5-8 \times 10^{-6}$ ). Esto asegura que la superficie de contacto entre las partículas quede libre de tensión y no tienda a producir o propagar las grietas alrededor de las partículas de relleno en los cambios térmicos. Así se evitan fracturas o desprendimiento de la porcelana de la cofia a consecuencia de la producción de tensiones internas durante la sinterización y el enfriado.

En las restauraciones de núcleo de óxido de circonio se puede apreciar, en la interfase núcleo-porcelana, la existencia de un anclaje mecánico que refuerza esta unión y asegura una máxima superficie de contacto. La irregularidad de la capa superficial genera microrretenciones en la cofia que son rellenadas por la difusión de la fase vítrea de la porcelana de recubrimiento hacia su interior.

### *2.5.1.3 Unión Química.*

*Restauraciones metal-cerámicas:*

Esta unión es el resultado de la reacción que se origina entre los óxidos del metal y los óxidos del silicato con enlaces iónicos y covalentes y difusión de átomos de una fase a otra **(IBRAHIM, 1995)**.

La teoría más antigua de unión es la teoría de “una capa de óxidos en la cual ésta estaría fuertemente unida tanto al metal como a la porcelana, formando una capa intermedia responsable de la unión entre el metal y la porcelana” **(KAUTZ, 1936)**.

Actualmente se considera su presencia como la responsable de esta adhesión tanto en las aleaciones no nobles como en las nobles.

Miyagawa (1978) demostró que los óxidos formados durante la desgasificación de las aleaciones nobles podían ser detectados mediante difracción de Rayos-X a través de una fina capa de porcelana después de su calentamiento (**MIYAGAWA, 1978**).

Baran (1987) demostró que después de la sinterización de la porcelana sobre una aleación de Cr-Ni, se observaba una discreta e inalterada capa de óxidos (**CARPENTER, 1979**). En estas aleaciones no nobles, la oxidación se produce con facilidad ya que el Cr y el Ni pierden sus electrones superficiales y los ceden al oxígeno. Sin embargo, las aleaciones nobles son aleaciones en principio no oxidables que necesitan de la adición de metales oxidables como el Fe, In, Sn, Cu en su composición para que se pueda producir una unión química. Los fabricantes recomiendan el uso de agentes de unión entre el metal noble y la porcelana, pero Al Mutawa demuestra en su estudio que estos agentes de unión no aumentan la fuerza de unión de la porcelana y una aleación de oro tipo IV. Observa además que ésta se debe fundamentalmente a la capa de óxidos de cobre que se produce después de la oxidación del metal que incluye en su composición un 4% de Cu (**LUTHARDT, 2001**).

Para conseguir una buena adhesión es fundamental el espesor de la capa de óxidos ya que una capa demasiado gruesa da lugar a fracturas cerámicas y una eliminación de los óxidos conlleva una unión pobre.

*Restauraciones cerámicas con base de circona:*

Fischer en 2007, analizó con Microscopía Electrónica de Barrido (SEM) la interfase núcleo-recubrimiento cerámico, en coronas cerámicas con base de circona. En su estudio no logró explicar la presencia de una unión química al no poder detectar zona de transición y/o presentaciones iónicas definidas (**FISCHER, 2007**).

Hasta la fecha no existe evidencia científica de una unión química entre la circona y las porcelanas de recubrimiento. Los dos materiales parecen unirse mediante un engranaje mecánico y a través de la formación de fuerzas compresivas resultantes de la contracción térmica durante el enfriamiento tras el sinterizado (**BAN, 2008**).

### ***2.5.2. TRATAMIENTO DEL NÚCLEO METÁLICO***

El tratamiento de la superficie de la aleación influye sobre la interfase metal-porcelana. Con lo que desgasificar la aleación antes de aplicar la porcelana aumenta la fuerza de unión y un repasado y acabado excesivo del metal reduce esta fuerza. El calentamiento del metal en un horno o desgasificación consigue que los óxidos metálicos migren a la superficie formando una capa que reacciona con los óxidos de la porcelana. Las aleaciones de Cr-Ni forman rápidamente la capa de óxidos cuyo espesor depende de la preparación del metal y de la duración del calentamiento (**GRAHAM, 1999**). Su espesor mínimo es de 150 micras y para obtenerlo se recomiendan ciclos cortos de calentamiento o arenar el metal después de desgasificarlo (**SHELL, 1986**). Además de proporcionar una unión adecuada, McLean y Sced observaron que la desgasificación permitía la eliminación del hidrógeno absorbido durante la inyección del metal eliminando así la porosidad que produce (**McLEAN, 1980**).

Graham analiza todos estos factores y concluye que la mejor adhesión se consigue siguiendo el siguiente orden: arenado, terminado, arenado y desgasificado, ó arenado, desgasificado y arenado (**AL MUTAWA, 2000**).

Arenar la superficie de la aleación elimina las impurezas que el repasado y acabado crean. Además aumenta la mojabilidad del metal por la porcelana con lo que se favorece la interdigitación micromecánica. Se observó también que aumentaba su resistencia (**CARTER, 1979**).

### ***2.5.3. TRATAMIENTO DEL NÚCLEO CERÁMICO***

En estos sistemas, el metal ha sido sustituido por porcelanas de alta resistencia que se caracterizan bien por incorporar en su interior partículas de relleno reforzadoras como la leucita, el óxido de litio, la alúmina, el óxido de circonio, íntimamente relacionadas entre sí, bien por estar compuestas casi exclusivamente por óxidos de aluminio o de circonio. De esta forma, estas cofias internas son práctica o totalmente porcelanas de estructura cristalina que mantienen una unión íntima con la porcelana de revestimiento de estructura fundamentalmente vítrea.

Los diferentes componentes de la porcelana se unen entre sí gracias a un proceso denominado sinterización. Mediante este procedimiento, las partículas sometidas a presión y temperaturas altas, pero inferiores a las de fusión completa, quedan unidas superficialmente. Esta unión es incompleta puesto que no hay fusión total del material, apareciendo una porosidad residual entre éstas. Sólo existe una deformación superficial y hay difusión atómica entre las capas más superficiales de dichas partículas. Las partículas de polvo están constituidas por muchos componentes. Algún componente, el de punto de fusión más bajo, se segrega o fluye en mayor o menor medida, y forma una matriz fundente o vítrea que engloba al resto sin fusionar.



En las cerámicas dentales, existe una fase vítrea formada por feldespatos y feldespatoides fundidos en los que se encuentran dispersas las partículas cristalinas.

Las cofias de óxidos son estructuras puramente cristalinas ya que el fundamento de su elevada resistencia a la fractura se explica, entre otros aspectos, por la ausencia de fase vítrea. Las partículas internas confluyen las unas con las otras formando una masa compacta en la que la presencia de porosidades es mínima y es consecuencia también de una fusión incompleta a nivel de la capa superficial que permite crear una superficie irregular donde difunde el *lining* de la porcelana de revestimiento. Esto permite que se establezca una unión a nivel molecular entre las partículas cristalinas de la alúmina y la sílice fundida del *liner*.

En las cerámicas encontramos dos tipos de mecanismos de unión a nivel atómico: el iónico y el covalente. Las uniones iónicas generalmente se dan entre elementos metálicos y no-metálicos que electronegativamente son diferentes. Las estructuras unidas iónicamente tienden a tener elevados puntos de fusión y elevada cristalinidad, ya que las uniones son fuertes y no-direccionales. A diferencia de la unión iónica donde se transfieren electrones, en la unión covalente los átomos comparten electrones. En el caso de la interfase cerámica de óxidos y porcelana de revestimiento con fase vítrea de sílice existe una capa ordenada de puentes de iones de oxígeno que une los dos elementos. Se ha demostrado que en los estadios iniciales de la reacción de polimerización se forman cadenas cortas (oligómeros) que posteriormente se combinan de manera repentina para crear largas cadenas que acaban formando una red tridimensional. En la estructura final, la sílice en forma de gel se une químicamente a las superficies de la cerámica de óxidos produciéndose una interfase ordenada entre la sílice vítrea y la fase cristalina del núcleo. En esta zona ordenada, los átomos y las uniones entre ambos forman estructuras celulares donde difunden átomos de hidrógeno y otros cationes **(PUCHADES, 2004)**.



### **3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**



### 3.1. JUSTIFICACIÓN

La creencia de que la prótesis fija sin metal va a modificar el espectro restaurador tradicional siempre se ha encontrado un obstáculo: *la naturaleza intrínsecamente quebradiza de la cerámica dental*. La complicación técnica que más frecuentemente se observa en las restauraciones de óxido de circonio en la mayoría de los estudios clínicos con un periodo de observación mínimo de tres años es la fractura dentro de la propia cerámica de recubrimiento **(VON STEYERN, 2005)**.

Numerosos autores, en sus publicaciones, de estudios *in vivo*, nos hablan del llamado *chipping* o delaminado de la porcelana de revestimiento sobre estas nuevas cerámicas de zircona. Esta complicación, al ser la más recurrida en la utilización de este tipo de restauraciones, nos provoca en el campo de la prostodoncia incertidumbre por el pronóstico a largo plazo de este material en el medio oral.

Los estudios clínicos actuales revelan una tasa incrementada de fracturas del recubrimiento, que oscilan entre el 6-15% en un plazo de tres a cinco años, mientras que en las restauraciones ceramo-metálicas la incidencia de estas fracturas de la porcelana oscilan entre un 4-10% después de 10 años. El origen de las fracturas en la porcelana de recubrimiento es desconocido e hipotéticamente puede ser asociado al fracaso cohesivo entre el material de recubrimiento y la subestructura de zircona **(KOUTAYAS, 2010)**.

Cronológicamente en la literatura han sido publicados estudios de investigación que avalan esta complicación como la más recurrida en sus restauraciones:

Von Steyern en 2005, en un estudio sobre 20 restauraciones DC- Zirkon (Precident), en 18 pacientes y tras un periodo de seguimiento de 2 años, obtuvo un índice de *veneerchipping*, de un 15% **(VON STEYERN, 2005)**.

Raigrodski en 2006, realizó un estudio clínico sobre el comportamiento de 33 coronas unitarias con estructura interna de óxido de circonio (Lava <sup>TM</sup> 3M ESPE®), en 16 pacientes, observándolas durante un periodo de 3 años. La principal complicación que tuvo en sus restauraciones fue el delaminado o descascarillado de la porcelana de revestimiento, con un índice de incidencia del 15,15% **(RAIGRODSKI, 2006)**.

Christoph H en 2006, en un estudio sobre 45 pacientes, con un periodo de observación de 3 años, sobre 75 restauraciones con base de circona, obtuvo una tasa de chipping del 13%, con una supervivencia de sus restauraciones de un 84,8% **(CHRISTOPH, 2006)**.

Sailer, en 2007, realizaron un estudio sobre 57 restauraciones con óxido de circonio en su composición, en 45 pacientes, con un intervalo de observación de 5 años, teniendo una supervivencia clínica del 73,9%, con un porcentaje del 15,2% de delaminado en su porcelana de revestimiento **(SAILER, 2007)**.

Daniel Edelhoff en 2008, en 22 restauraciones de óxido de circonio (Digident), tras un periodo de observación de 3 años y una supervivencia clínica del 100%, apreció un índice de fractura de la porcelana de recubrimiento de un 9,09% **(EDELHOFF, 2008)**.

Tinschert, en cambio, obtuvo un índice de delaminado muy inferior a los anteriores estudios citados, de un 6%, en un periodo de observación de 3 años, con restauraciones DC-Zirkon (Precident) **(TINSCHERT, 2008)**.

Roediger en 2009, en 99 coronas unitarias posteriores de óxido de circonio, tras un periodo de observación de 4 años (Cercon), obtuvo un índice de delaminado de 13,1% **(ROEDIGER, 2009)**.

Son valores de fractura de la porcelana, muy altos, si los comparamos con los que presentan las restauraciones convencionales ceramo-metálicas, alrededor de un 4% de fractura de

la porcelana, con una tasa de supervivencia, a los 10 años de un 87% (**WALTON, 2002; COORNAERT, 1984; ANDERSON, 1993; CREUGERS, 1994**), que nos preocupan como odontólogos restauradores a la hora de utilizar con seguridad este material en nuestros tratamientos.

En este estado de las cosas, en la Unidad Docente de Prosthodontia y Oclusión de la Facultad de Medicina y Odontología de Valencia hemos iniciado un trabajo de investigación que pretende comparar la resistencia a la fractura de la porcelana de recubrimiento de diferentes coronas, con composición de óxido de circonio en su estructura, que existen en la actualidad en el mercado (Lava™ 3M ESPE®, ZirPress Ivoclar Vivadent®, ZirCAD Ivoclar Vivadent®), con diferente metodología de procesado de la porcelana de revestimiento sobre sus estructuras internas de zircona; procesado por capas o estratificación, y procesado con porcelana inyectada sobre la cofia, con coronas ceramo-metálicas convencionales, diferenciando de igual forma los dos diferentes métodos de colocación de la porcelana de recubrimiento.

Hasta la fecha son pocos los trabajos de investigación realizados sobre la resistencia *in vitro*, de las porcelanas de recubrimiento sobre las cerámicas de nueva generación, como son las de óxidos, y en particular sobre la zircona, y más aún, cuando estos se comparan con valores de resistencia de las coronas ceramo-metálicas.

Creemos necesario llevar a cabo investigación básica en los campos del recubrimiento, el diseño de la subestructura, la adhesión y la modificación de la superficie, para arrojar más luz sobre las complicaciones observadas y ofrecer soluciones que aceleren la obtención de los resultados clínicos deseados.

### 3.2. **OBJETIVOS**

Una vez analizada la problemática que plantea el comportamiento clínico de las cerámicas de recubrimiento en restauraciones de zircona, en nuestra investigación nos planteamos los objetivos siguientes:

- Realizar un ensayo de compresión hasta la fractura para estudiar la resistencia de la porcelana de recubrimiento en restauraciones de óxido de circonio y ceramometálicas.
- Evaluar los valores de resistencia de las porcelanas de revestimiento en una serie de sistemas cerámicos y metalo-cerámicos para analizar si éstos se encuentran dentro de los límites aceptados clínicamente para una adecuada supervivencia clínica.
- Analizar, mediante microscopía electrónica (SEM), las muestras ensayadas para observar el tipo de fractura producida y la ubicación de la misma.
- Realizar un estudio estadístico de los datos aportados en el ensayo de compresión con el fin de poder extraer conclusiones que pudieran indicarnos ciertas recomendaciones clínicas a la hora de utilizar este tipo de restauraciones.



## **4. MATERIAL Y MÉTODO**



#### **4.1. MATERIAL (Diseño y Confección de los especímenes)**

En este trabajo buscamos evaluar la resistencia de diferentes porcelanas de revestimiento de coronas sobre estructuras de núcleo distintas (metal y circona). Nuestro objetivo fue realizar el ensayo sobre muestras de proporciones semejantes a las confeccionadas en el tratamiento prostodóncico (escala 1:1); con un esquema oclusal tripódico. Para ello, decidimos que la morfología antagonista ideal debía ser esférica para conseguir un apoyo óptimo sobre las vertientes internas de la cara oclusal del espécimen; para lo que utilizamos un vástago metálico, aplicador de carga, con su parte activa esférica de alúmina de 5 mm de diámetro.

Cada corona fue cementada a un muñón de resina epoxi que reproducía las dimensiones correctas de un primer molar superior tallado para albergar una restauración metal-cerámica o circona- cerámica de recubrimiento completo. El muñón de resina epoxi estaba estabilizado con escayola tipo IV dentro de un cilindro de cobre de 22 mm de diámetro, de forma que la cara oclusal del muñón tallado fuera paralela a la base del cilindro.

Este complejo corona-cilindro se sometió a un ensayo de compresión en una máquina Instron con la intención de obtener la fuerza necesaria para la fractura de la porcelana de recubrimiento. A continuación se describirá de manera pormenorizada la confección de las muestras, su tratamiento, los grupos confeccionados, el ensayo de compresión y los medios para su evaluación.

#### 4.1.1. MODELO MAESTRO

Para la realización del presente trabajo se confeccionaron 120 muñones de resina epoxi. Los muñones simulaban un molar superior tallado para albergar una corona de recubrimiento completo metal-cerámica. Para ello, escogimos un diente natural con la corona anatómica perfectamente conservada. La preparación dentaria fue sometida al análisis de una serie de clínicos que aceptaron como válida la reducción del tejido dental.

Las condiciones del tallado fueron aquellas que los prostodoncistas consideran adecuadas para la preparación dentaria, necesaria para recibir una corona de recubrimiento completo (SHILLINGBURG, 2000):

1. Reducción de la cara oclusal, siguiendo las vertientes cuspídeas. 1,5-2 mm la cúspide funcional y 1 mm la no funcional.
2. Biselado de la cúspide funcional.
3. Reducción de la pared axial de 1,5 a 1,2 mm con chaflán aplanado como línea de terminación.
4. Convergencia entre paredes axiales de 6 grados.
5. Ángulos ocluso-gingivales redondeados. (*Figuras 3 y 4*).



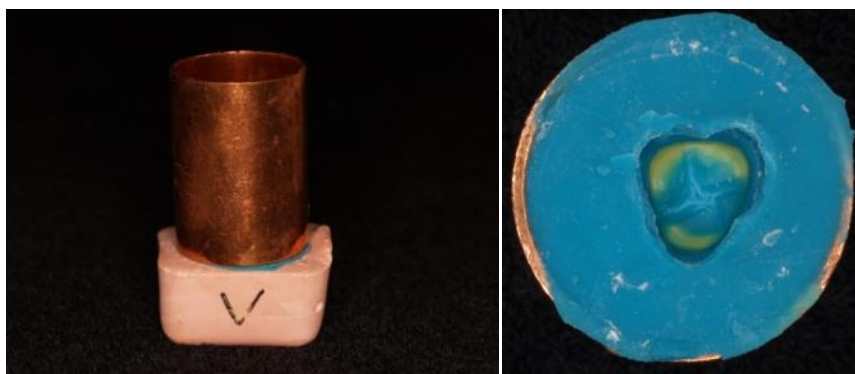
*Figura 3 y 4. Vistas del tallado del modelo maestro de un diente extraído.*

Se tomaron impresiones sobre el diente tallado para ser vaciados con resina epoxi, obteniéndose 120 especímenes.

#### **4.1.2. CONFECCIÓN DE LOS ESPECÍMENES EN RESINA EPOXI**

Una vez realizado el tallado del diente que utilizamos como modelo en nuestra investigación, procedemos a la confección de su duplicado en resina epoxi hasta obtener el número de especímenes que habíamos planteado en el diseño de la misma.

En primer lugar, realizamos la toma de impresión del diente tallado con silicona de adición (polivinilsiloxano) de consistencia pesada (Putty Elite HD. © Zhermack SpA Badia Polesine (RO), Italy) y fluida (Light Elite HD. Zhermack) con una técnica de doble mezcla. Como cubeta de impresión utilizamos un cilindro de cobre, de fontanería, de diámetro de 22 mm. Este proceso se repitió 120 veces, para la obtención de una única impresión por cada espécimen a confeccionar (*Figuras 5 y 6*).

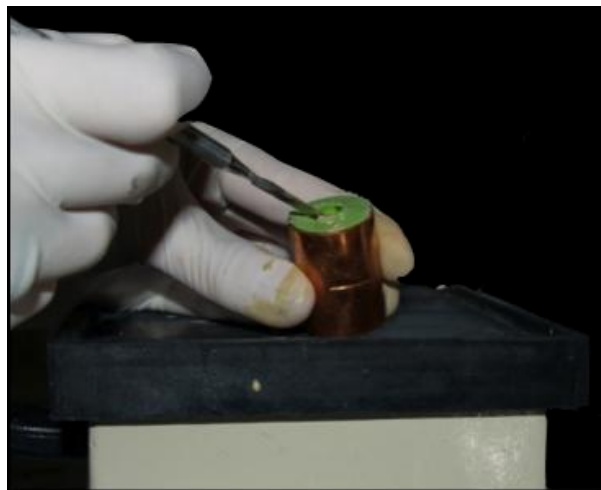


*Figuras 5 y 6. Toma de registro del tallado maestro. Para ello, se utiliza un cilindro de fontanería de cobre de 22 mm de diámetro utilizando silicona de adición de consistencia pesada y fluida. Tras 5 minutos de fraguado, la impresión es retirada del modelo maestro.*

Cada una de las impresiones fue vaciada con resina epoxi (Exakto-Form. Bredent GmbH & Co.KG. Weissenhorner Str. 2. 89250 Senden. Alemania), respetando los tiempos de vaciado recomendados por el fabricante. Para ello utilizamos un vibrador de escayola hasta obtener la correcta distribución del material dentro de la impresión (*Figuras 7 y 8*):

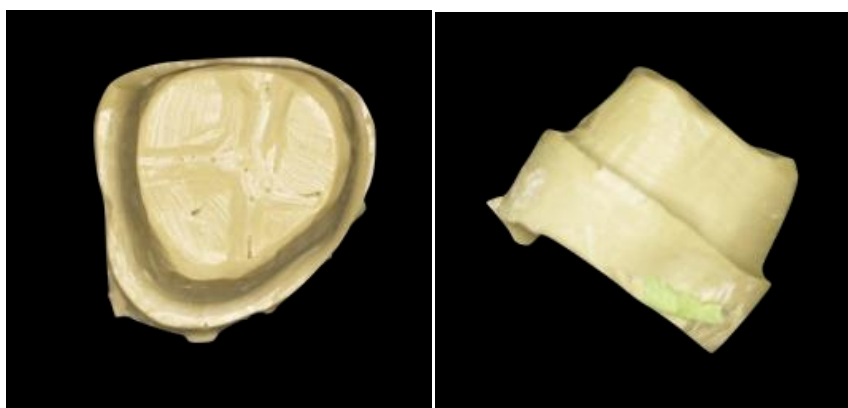


*Figura 7. Resina epoxi (Exakto-Form.Bredent) utilizada para vaciar la impresión del modelo maestro.*



*Figura 8. Vaciado de la impresión con un vibrador de escayola para una correcta distribución del material dentro de la misma.*

Tras 45 minutos de polimerización, retiramos el espécimen de resina epoxi de la impresión (*Figuras 9 y 10*). Los especímenes que presentaron algún defecto en el vaciado fueron descartados para el estudio. En estos casos, se procedió a la repetición de la impresión del modelo maestro y a su posterior vaciado con resina epoxi.



*Figuras 9 y 10. Vistas del modelo maestro en resina epoxi. Tras 45 minutos de fraguado de la resina epoxi dentro de la impresión del modelo maestro, el muñón de resina es retirado y evaluado para su inclusión como espécimen de la investigación.*

Finalmente el espécimen de resina epoxi fue colocado en un cilindro de cobre de diámetro de 2,2 cm, utilizando como material de estabilización una base de escayola tipo IV (Vel-Mix Classic Die Stone. Kerr Dental Laboratory Products 1717 WestCollins Orange, CA 92867). El muñón de resina epoxi fue colocado en la zona central del cilindro, con su cara oclusal paralela a la base de este (*Figuras 11 y 12*). Para el posicionamiento del muñón se utilizó la impresión de silicona del modelo maestro anteriormente tomada; la cual se la separó del cilindro de cobre que la recubría. Posteriormente, se colocó el muñón de resina dentro de ella y se embutió, el complejo muñón- silicona, 5 mm dentro de la parte coronal del cilindro de cobre de 22 mm de diámetro. Finalmente al complejo *Silicona-Cilindro* se le dió la vuelta, y por su parte apical se vació con escayola tipo IV.

Trascurrido el tiempo de fraguado de la escayola, se separó la silicona, quedando el muñón de resina epoxi, embutido en el complejo cilindro-escayola.



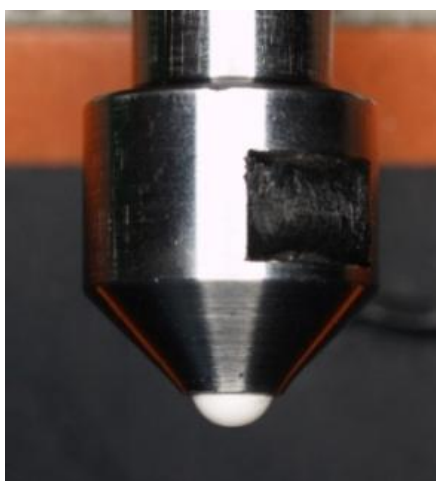
*Figuras 11 y 12. Espécimen ubicado en un cilindro de cobre, que nos servirá de aditamento de anclaje para la mesa de reposición de muestras.*



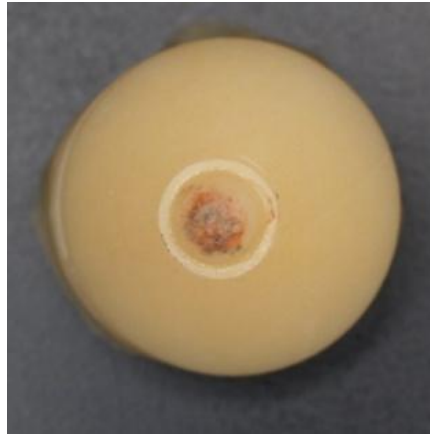
#### 4.1.3. ELABORACIÓN DE LAS CORONAS DEL ESTUDIO

Una vez obtuvimos los 120 especímenes, nos dispusimos a la confección de las coronas que iban a ser estudiadas. Para ello, decidimos crear una forma anatómica que fuera reproducida de la misma manera en cada una de las muestras. Siguiendo los estudios de Mohammed Zahran, de Bindl, y de Mori (**ZAHARAN, 2008; BIND, 2006; MORI, 2010**), decidimos confeccionar las restauraciones con una anatomía semejante a las que realizamos para el tratamiento protésico, con una morfología oclusal que nos permitiera un correcto asentamiento tripódico de su antagonista. El proceso de confección fue el siguiente:

1. Se realizó una reproducción del aplicador de la carga (antagonista), para que la morfología de la bola de alúmina ocluyera exactamente entre las vertientes internas de las cúspides vestibulares y palatinas (*Figuras 13 y 14*). Para ello se tomó una impresión con silicona de adición (Elite HD. Zhermack) de la parte activa del aplicador de carga, que fue vaciado en resina acrílica (Trim II® Bosworth).



*Figura 13. Aplicador de carga, con bola de alúmina de 4 mm de diámetro.*



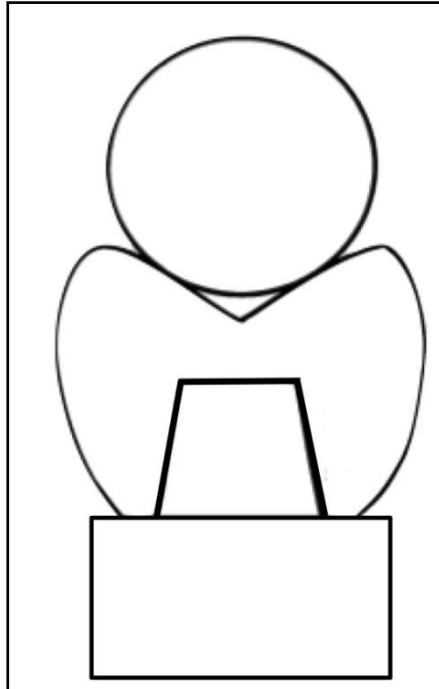
*Figura 14. Reproducción en acrílico del aplicador de carga, para que el técnico pueda tener información del antagonista.*

2. Una vez vaciado el aplicador de carga diseñamos, mediante la técnica de encerado, la morfología coronal ideal, con la intención de que el técnico de laboratorio, cuando confeccionara las restauraciones, intentara reproducir fielmente la anatomía oclusal deseada en todas ellas (Figura 15).

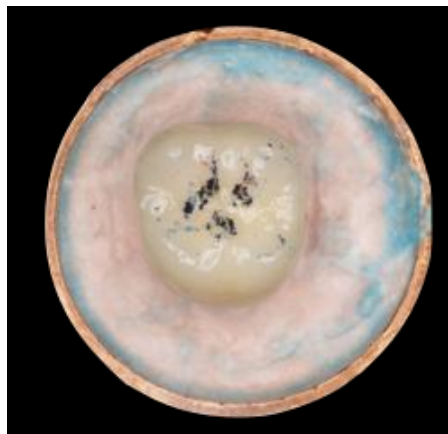


*Figuras 15. Encerado del diseño de la corona. A partir de dicho diseño en cera, el técnico de laboratorio confecciona las muestras de la investigación con la misma dimensión y forma anatómica.*

El contacto oclusal debe existir en la fosa central con un apoyo tripódico en las vertientes internas de las cúspides vestibulares y la cúspide palatina (*Figuras 16 y 17*).

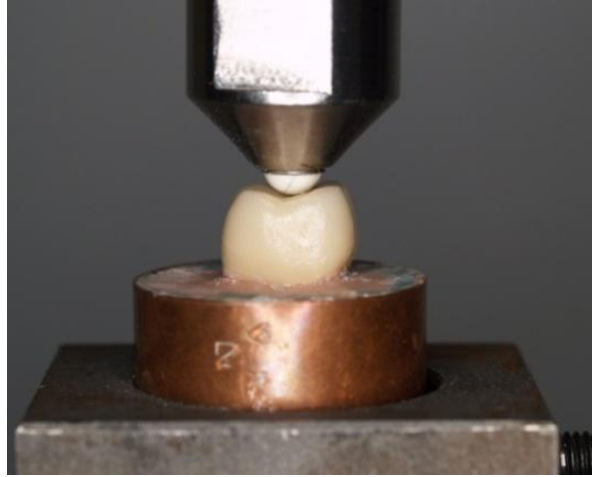


*Figura 16. Diseño gráfico del contacto oclusal entre antagonista y cerámica de recubrimiento de la restauración.*



*Figuras 17. Puntos de oclusión deseables en las coronas que se someterán a carga. Antes de iniciar cada ensayo mecánico, se comprueba mediante un papel de articular de 40  $\mu$ m las zonas de aplicación de la carga.*

El apoyo de la bola de alúmina de 4 mm de diámetro del aplicador de carga sobre la restauración debe mantenerse de la forma que se muestra en la siguiente ilustración (*Figura 18*).



*Figura 18. Contacto de la muestra con el aplicador de carga. Punto de inicio del ensayo de compresión.*

#### 4.1.4. CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS MUESTRAS.

Los 120 especímenes obtenidos (120 coronas sobre cada uno de los troqueles embutidos en los cilindros) se distribuyeron en función del núcleo de la restauración (metal o circonio) y de las características de la cerámica de recubrimiento. Con el fin de obtener resultados estadísticos fiables, cada grupo estaba constituido por 20 especímenes, de modo que la distribución final quedó de la siguiente manera:

- **GRUPO I:** Veinte coronas **IPS e.max Zir-CAD+IPS e.max Ceram** (Ivoclar Vivadent. Schaan. Liechtenstein). Cada corona está constituida por una cerámica de núcleo, IPS e.max ZirCAD, y una porcelana de recubrimiento con técnica de estratificación por capas, IPS e.max Ceram. Las características de dichas cerámicas son:

- Núcleo: **IPS e.max ZirCAD:**

Estructura de zircona estabilizada con Itrio para la técnica CAD/CAM (Zr O<sub>2</sub> 87-95% en peso). Tras la sinterización completa, este material forma una oxicerámica policristalina de una fase tetragonal de óxido de circonio (Figuras 19 y 20).



Figura 19. Bloques presinterizados de óx. de circonio IPS e.max ZirCAD.



Figura 20. Bloque ZirCAD tallado con la anatomía del núcleo.

- Porcelana de revestimiento: **IPS e max Ceram** (Figura 21):

Se trata de una cerámica de vidrio con cristales fluorapatita. La técnica de confección de dicha cerámica es la de estratificación por capas sobre el núcleo de circonia. Antes de que IPS e max Ceram sea colocada sobre la estructura de circonio, se debe aplicar siempre IPS e.max Ceram ZirLiner (Grosor 0,1mm).



Figura 21. IPS e.max Ceram ZirLiner

Dicha cerámica de unión, IPS e.max Ceram ZirLiner, tiene varias funciones:

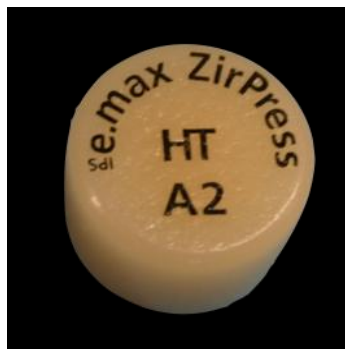
- Permite una unión fuerte y homogénea con la estructura de óxido de circonio.
- Proporciona croma y efecto de profundidad a las estructuras blancas y sin color de óxido de circonio, dotándolas de un carácter cromático sin aumentar la opacidad.
- Proporciona a la estructura de óxido de circonio no fluorescente una fluorescencia natural facilitando así la obtención de restauraciones naturales.
- La estratificación directa sobre estructuras de ZirCAD sin utilizar IPS e.max Ceram ZirLiner tiene como resultado una unión débil y puede provocar desprendimientos (SCHRÖDER, 2005).

• **GRUPO II:** Veinte coronas **IPS e.max ZirCAD+IPS e.max ZirPress** (Ivoclar Vivadent) compuestos por:

- Núcleo: **IPS e.max ZirCAD** (descrito anteriormente).
- Porcelana de recubrimiento: **IPS e max ZirPress** (*Figura 22*):

Es una cerámica con cristales de vidrio y fluorapatita de diferentes tamaños. Esta cerámica se utiliza para inyectar a presión la capa de porcelana de recubrimiento sobre las estructuras de óxido de circonio. La forma de suministro es en pastillas, con lo que supuestamente se obtiene una homogeneidad mejorada (porosidad y adhesión). De esta manera, con la técnica de inyección, teóricamente disminuiríamos las complicaciones en la cerámica de recubrimiento y en la unión con la circona subyacente.

En la unión de IPS e.max Zirpress con la estructura de óxido de circonio también es utilizado el IPS e.max ZirLiner (*Figura 21*).

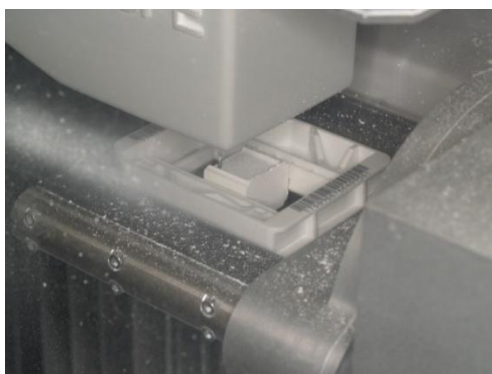


*Figura 22. IPS e.max Zirpress*

- **GRUPO III:** Veinte coronas **Lava™ Frame Zirconia+ Lava™ Ceram** (3M ESPE® Dental Products Center. St. Paul, MN 55144 USA) compuestos por:

- Núcleo: **Lava™ Frame Zirconia:**

Estructura de circona estabilizada con Itrio para la técnica CAD/CAM. Compuesto por un 95% de óxido de circonio tetragonal policristalino parcialmente estabilizado con un 5% de óxido de itrio. Es un material cerámico de alta tecnología caracterizado por su estabilidad y biocompatibilidad. Su presentación es en forma de bloques de óxido de circonio presinterizado. Ofrece altos niveles de resistencia, de apariencia estética (7 colores) y ajuste preciso (*Figura 23*).



*Figura 23. Tallado del bloque presinterizado de Lava™ Frame Zirconia.*

- Porcelana de recubrimiento: **Lava™ Ceram:**

Porcelana de recubrimiento de naturaleza feldespática convencional de baja fusión, perfectamente adaptada al coeficiente de expansión térmica del óxido de circonio. Se aplica directamente sin necesidad de sistema de adhesión ni opacificador. La colocación de la cerámica de recubrimiento se realizó mediante la técnica de estratificación por capas (*Figura 24*).





Figura 24. Lava™ Ceram.

- **GRUPO IV:** Veinte coronas **Cr-Ni (Rexillium V)+ IPS d.SIGN.** Compuestos por:

- Núcleo: **Aleación Cromo-Niquel** (Rexillium V. Jeneric Gold Co., Wallingford.Conn).

- Porcelana de recubrimiento: **Cerámica IPS d.SIGN** (Ivoclar Vivadent ®):

Es una cerámica de vidrio que contiene cristales de fluorapatita. La composición química de la masa cerámica de IPS d.SIGN es: SiO<sub>2</sub> (50-65% en peso), Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (8-20%), K<sub>2</sub>O (7-13%), Na<sub>2</sub>O (4-12%), CaO (0,2- 6,0%), P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> (0,2-5,0%), F (0,1-3,0%), aditivos: SrO, B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, Li<sub>2</sub>O, CeO<sub>2</sub>, BaO, ZnO, TiO<sub>2</sub>, ZrO<sub>2</sub> y pigmentos (0,0-3,0% en peso). Previamente al recubrimiento, la estructura de metal debe ser oxidada y aplicada sobre ella la cerámica opaquer. La técnica de laboratorio utilizada es la de estratificación por capas.

- **GRUPO V:** veinte coronas **Cr-Ni (Rexillum V)+ IPS InLine** compuestos por:

- Núcleo: **Aleación Cromo- Niquel** (Rexillum V).
- Porcelana de recubrimiento: **Cerámica IPS InLine** (Ivoclar Vivadent ®):

La microestructura se compone de una matriz vítrea y cristales de leucita. La técnica de laboratorio utilizada es la de estratificación por capas.

- **GRUPO VI:** veinte coronas **Cr-Ni (Rexillum V)+ IPS InLine PoM** compuestos por:

- Núcleo: Aleación **Cromo- Niquel** (Rexillum V).
- Porcelana de recubrimiento: **Cerámica IPS InLine PoM** (Ivoclar Vivadent ®):

Es una cerámica de leucita cuyas propiedades ópticas se han optimizado con cerámicas de vidrio translúcidas y opalescentes. Previamente al revestimiento, la estructura de metal debe ser oxidada y aplicada sobre ella la cerámica opaquer. La técnica de laboratorio utilizada es la de inyección por presión de la porcelana de recubrimiento.

De forma resumida, los grupos ensayados en nuestro trabajo son los que se muestran a continuación (*Tabla 1*):

GRUPO	NÚCLEO	CERÁMICA DE RECUBRIMIENTO	NATURALEZA DEL NÚCLEO
I	IPS e.max ZirCAD	IPS e.max Ceram	ÓXIDO DE CIRCONIO
II	IPS e.max ZirCAD	IPS e.max ZirPress	ÓXIDO DE CIRCONIO
III	Lava Frame Zirconia	Lava Ceram	ÓXIDO DE CIRCONIO
IV	Cr-Ni (Rexillum V)	IPS d.SIGN	METAL NO NOBLE
V	Cr-Ni (Rexillum V)	IPS InLine	METAL NO NOBLE
VI	Cr-Ni (Rexillum V)	IPS InLine PoM	METAL NO NOBLE

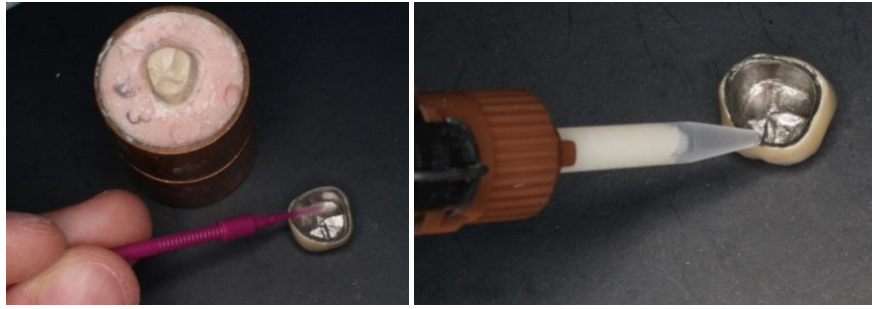
*Tabla 1. Distribución en grupos de los 120 especímenes analizados en el ensayo de carga estática de compresión.*

#### 4.1.5. CEMENTADO DE LAS CORONAS A LOS MODELOS.

Una vez confeccionadas las coronas, se llevó a cabo su cementación, con un cemento de resina de polimerización dual. Se utilizó un cemento de resina compuesta para todos los grupos a fin de evitar incluir más variables en nuestra experimentación que pudieran sesgar los resultados obtenidos. En ninguno de los grupos estudiados se realizó ningún tipo de tratamiento superficial de la parte interna de la restauración para descartar cualquier posible daño en la estructura del núcleo de la corona que pudiera influir en la resistencia de la misma (**KERN, 1998; LÜTHY, 2005; ROMÁN, 2006; BLATZ, 2007; WOLFART, 2007; AL-MAKRAMANI, 2008; RE, 2008; ROMÁN, 2009**).

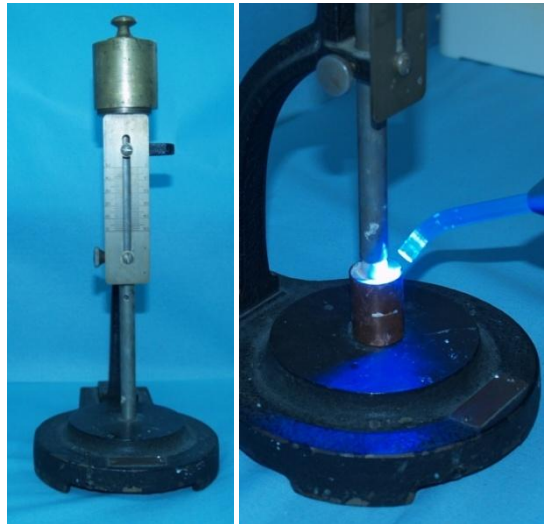
El cemento utilizado para todos los grupos ensayados fue el Multilink ® Automix (Ivoclar Vivadent ®). La pauta de cementación empleada fue la siguiente:

- Se limpió la parte interior de las coronas con vapor de agua a presión. A continuación fueron secadas con aire a presión durante 20 segundos.
- Se colocó mediante un pincel el producto *Metal/Zirconia Primer* sobre la estructura interna de la restauración y dejamos que actuara 180 segundos sobre la superficie interna de la corona. *Metal/Zirconia Primer* es un agente imprimador mono-frasco, diseñado para inducir la adhesión de aleaciones metálicas o cerámicas oxidadas (óxido de zirconio y óxido de aluminio) a cementos de composite con base metacrilato (*Figura 25*).
- Se aplicó el cemento de polimerización dual en las paredes axiales del interior de la corona y se colocó sobre el espécimen (*Figura 26*).



*Figuras 25 y 26. Aplicación del metal/zirconia y del cemento sobre la corona*

Una vez ubicadas las restauraciones sobre los muñones de resina epoxi con su cemento correspondiente, y antes de que este iniciara su fase de polimerización, las coronas fueron sometidas a una fuerza de 1 Kg de peso, para la correcta distribución del cemento y asentamiento de la misma. Durante los primeros 60 segundos actuó sobre la corona una luz halógena, para iniciar la reacción de polimerización del cemento. A los 120 segundos fueron retirados los excesos de cemento de la interfase restauración-muñón. Mantuvimos la carga de 1 Kg un tiempo de 5 minutos (*Figuras 27 y 28*).



*Figuras 27 y 28. Báscula de un Kg de peso que ejerce la fuerza sobre la corona para su asentamiento correcto mientras se realiza su cementación.*

**4.1.6. ALMACENAMIENTO DE LAS MUESTRAS**

Todas las muestras estuvieron, hasta su ensayo de cizalla, en un ambiente húmedo durante 24 horas en una estufa P Selecta modelo 210 a 37° C, simulando en lo posible las condiciones del medio oral.

## 4.2. MÉTODO

Una vez desarrollada la parte correspondiente a los materiales y especímenes utilizados vamos a proceder a la descripción del método por nosotros utilizado en el presente estudio.

Las coronas fueron sometidas a carga estática hasta la fractura de la porcelana de revestimiento, es decir, carga compresiva mediante un vector de fuerza en dirección paralela al eje axial del muñón de resina epoxi, y perpendicular a la cara oclusal. Se utilizó para ello una bola de alúmina de diámetro 4 mm, que sustituye a la cúspide dentaria antagonista y que corresponde al mismo diámetro y características de la que utilizamos para diseñar la morfología oclusal.

### 4.2.1. *ENSAYO DE COMPRESIÓN*

El ensayo de compresión (*Figura 29*) de los grupos fue realizado en una máquina Instron con una célula de carga de 5000 Newtons y conectada a un ordenador PC compatible. La Instron se compone de:



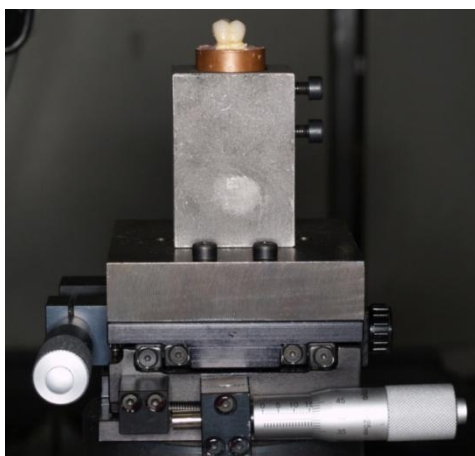
*Figura 29. Contacto entre antagonista y vertientes internas de la muestra.*

- *Brazo aplicador de la carga*: presenta unas abrazaderas que van ancladas sobre una célula de carga (5000 N) (*Figura 30*).



*Figura 30. Abrazadera del aplicador de la carga y mesa de fijación de los especímenes.*

- *Mesa de anclaje del espécimen*, que va fijada a la parte inferior de máquina Instron, y nos permite mover el espécimen en el espacio, tanto en la coordenada X como en la Y, dándonos también la opción de inclinarlo en ángulo; con lo que podíamos ubicar de forma óptima la zona oclusal con respecto a su antagonista, para que éste estuviera posicionado en la zona central de la cara oclusal entre las vertientes internas de las cúspides vestibulares y palatinas. (*Figura 31*).



*Figura 31. Mesa de anclaje.*



- Computadora: Dirige las acciones de la máquina y almacena e interpreta los datos obtenidos en los ensayos.

Los cilindros de cobre donde estaban inmersas las muestras, permanecían sujetos mediante dos tornillos a un aditamento creado específicamente para ensayar en la máquina Instron. Este aditamento permite que nuestro cilindro de cobre esté fuertemente fijado en una posición vertical. El aplicador de la carga de la máquina Instron descendía sobre la muestra ejerciendo una fuerza vertical y continua sobre la porcelana de revestimiento de la restauración, con una velocidad de avance de cruceta de 0,5 mm por minuto. El aplicador de carga realizaba un recorrido vertical descendente perpendicular a la zona oclusal de la restauración. La bola de alúmina del aplicador de la carga establecía un contacto tripódico con las vertientes internas de las cúspides vestibulares y cúspide palatina de la corona del espécimen. Para ello, descendíamos manualmente el aplicador de carga hasta que contactaba superficialmente con las vertientes internas de la cara oclusal de la muestra; para verificar la exactitud de dicha posición intercalábamos un papel de articular de 40  $\mu\text{m}$  que nos marcaba los puntos de contacto.

La máquina se detenía cuando se producía la primera fractura de la restauración y nos medía la fuerza en Newtons a la que se producía dicho fracaso (*Figura 32*).

Una vez ensayadas a carga estática de compresión las muestras, y haber analizado y recogido los datos obtenidos, nos dispusimos a analizar el tipo de fractura producida en cada espécimen estudiado, para ver en que zona de la restauración se producía el fallo mecánico. Para ello, nos dispusimos a observar las muestras a microscopía óptica y electrónica. Nuestro principal interés era conocer si la fractura se ubicaba en la porcelana de recubrimiento, en la unión porcelana-núcleo, o en el núcleo de la restauración.



Figura 32. Fractura de la porcelana de recubrimiento tras someterla a carga.

#### **4.2.2. PROCESADO DE IMAGEN DE LAS MUESTRAS EXAMINADAS**

Se examinaron a microscopía óptica las muestras de cada grupo de coronas. Fueron analizadas en diferentes áreas de su estructura para poder clasificar el tipo de fallo mecánico en:

- Cohesivo: cuando la fractura se produce dentro de la porcelana de recubrimiento, sin afectación de la unión con su núcleo.
- Adhesivo: cuando el fallo mecánico se produce en la interfase porcelana de revestimiento- núcleo.

Una vez observadas a microscopía óptica, se sometieron a la visualización a microscopía electrónica para examinar con mayor detalle la fractura e intentar detectar la forma de propagación de la misma.

##### 4.2.2.1 Preparación de los especímenes para microscopía óptica

En primer lugar, las muestras fueron acondicionadas en su tamaño, para poderlas visualizar en la aparatología de procesado de imágenes, puesto que como estaban preparadas para el ensayo de compresión ocupaban mucho espacio y no entraban en la mesa de muestras del microscopio óptico. Para adecuar su tamaño, se seccionó el cilindro de cobre que sujetaba el muñón del espécimen, dejando únicamente un anillo de 4mm de grosor. El procesado se realizó

con la máquina Struers Accutom-5, con refrigeración con agua a baja velocidad, 0,25 mm/min, para no dañar la muestra (3000 rpm), con un disco de corte diamantado 50 A15 Struers (*Figura 30*).

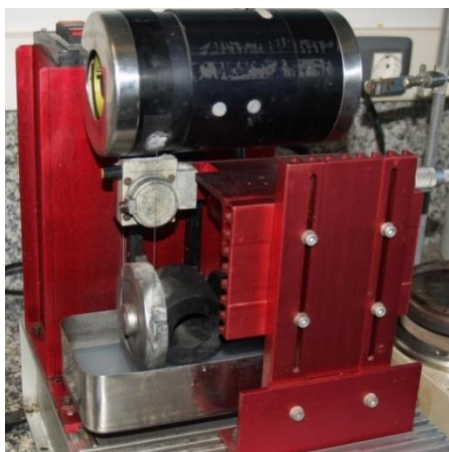


*Figura 33. Seccionado del aro de cobre del espécimen para el análisis de M/E de la superficie externa.*

Las muestras se analizaron en:

- Zona superficial externa de la fractura.
- Zona transversal de la restauración. Para poder ser analizada su estructura interna.

Para ello, las coronas fracturadas fueron embebidas en resina epoxi de fraguado lento (Epofix Kit) en un pequeño molde de polipropileno. Una vez fraguada la resina, las muestras fueron cortadas mediante una cortadora de precisión con un hilo de acero diamantado de diámetro 0,3 mm a baja velocidad (*Figura 34*).



*Figura 34. Máquina de corte longitudinal.*

Por último, las superficies fueron devastadas y pulidas con discos de diferentes granulometrías (con partículas de granulometría descendente hasta las 0,05  $\mu\text{m}$ ), para conseguir un plano uniforme del área a examinar. El pulido se llevó a cabo con la máquina Struers LaboPol-21 (Figura 35).



Figura 35. Máquina de pulido Struers LaboPol-21

#### 4.2.2.2 Microscopía óptica

Las muestras anteriormente acondicionadas fueron observadas con microscopia óptica a 50 y a 100X, con el fin de valorar exactamente donde se había producido el fracaso, si en la cerámica de recubrimiento, en el núcleo interno de la circona o por el contrario en la unión circona-cerámica. Se observaron las muestras, una vez sometidas al ensayo, con un microscopio óptico Nikon® SMZ-10A y con un Nikon® microfot FX (Figura 36).

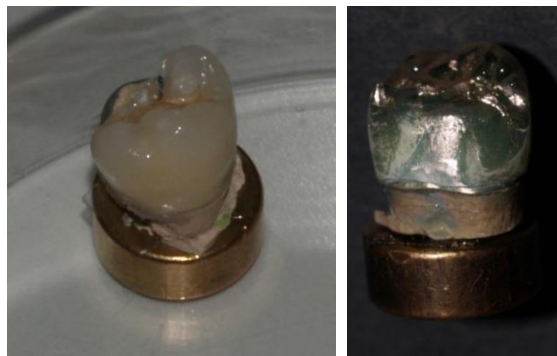


Figura 36. Microscopio óptico Nikon SMZ-10A.

#### 4.2.2.3 Procesado de las muestras para su observación en M/E.

Una vez analizadas las muestras a microscopía óptica, se decidió visualizar a microscopía electrónica de barrido (SEM) las muestras para analizar en detalle las estructuras dañadas y poder deducir la forma de propagación de la fractura producida. En el análisis de SEM también queremos estudiar la unión porcelana de recubrimiento-núcleo de las restauraciones ensayadas.

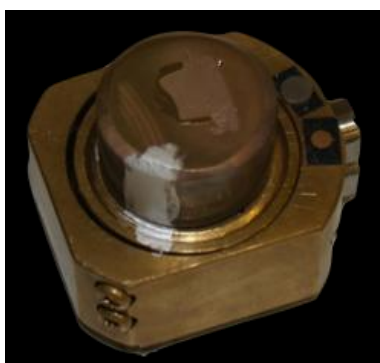
Para poder visualizar las muestras en microscopía electrónica, se tuvieron que acondicionar, puesto que la cerámica no es un material conductor; por lo que fue preciso metalizar la porcelana con oro (*Figuras 37 y 38*).



Figuras 37 y 38. Orificación de las muestras.

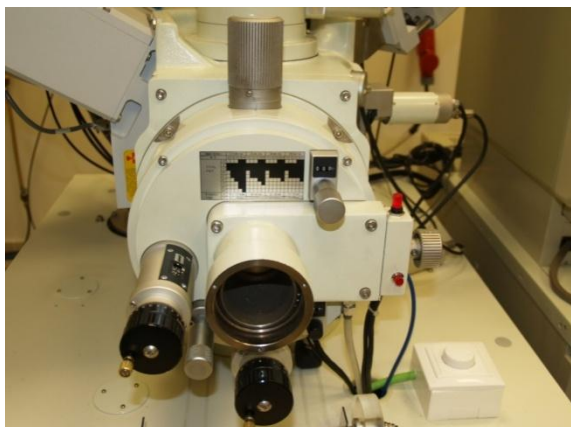
Para ello, adherimos las muestras a un soporte metálico mediante una tira adhesiva. Una vez fijadas, se introdujeron en un equipo de metalización y gracias a la técnica de evaporización se depositó una finísima capa de oro sobre la superficie de dichas muestras.

Una vez extraídas las muestras del equipo de metalización se pinceló, mediante plata líquida, una línea que discurría por el lateral de la cerámica y que unía la superficie orificada con el soporte metálico (*Figura 39*).



*Figura 39. Pincelado con plata líquida del espécimen.*

A continuación, se introdujo la muestra en un aditamento específico para captar imágenes en el microscopio electrónico, en concreto un Jeol JSM 6300, el cual estaba equipado con una micro-sonda de análisis por energías dispersivas de Rayos-X Link de Oxford Instruments Ltd (*Figura 40*).



*Figura 40. Zona del microscopio electrónico donde se introducen las muestras.*

#### 4.2.2.4 Microscopía electrónica

A diferencia de las imágenes obtenidas a través de un microscopio óptico, donde vemos una imagen de la misma muestra a mayor aumento, las imágenes obtenidas por el microscopio electrónico se forman por radiaciones emitidas por la propia muestra. Así pues, la imagen que nosotros observamos no corresponde a la muestra ampliada y visualizada a través del microscopio electrónico, sino que es una imagen formada a partir de la información recibida y analizada de dichas radiaciones. Estas radiaciones, provenientes de la muestra, son provocadas por el haz de electrones emitido desde el propio microscopio electrónico. Así pues, el funcionamiento de este microscopio se basa en que un haz de electrones procedente de un filamento el cual es acelerado y focalizado mediante una serie de lentes electromagnéticas hacia una muestra. Debido a la interacción que sufren estos electrones con la muestra, se generan una serie de señales que, convenientemente recogidas y amplificadas, permiten obtener información de ésta tanto desde un punto de vista microscópico como de su composición química. Los aumentos que se pueden conseguir con este microscopio oscilan entre 10X y 200.000X.

Las señales o radiaciones emitidas desde la muestra son de tres tipos y cada una será recogida por un receptor diferente:

##### 1. Electrones secundarios:

Son los electrones que la muestra emite debido a la interacción con el haz incidente. El número y la intensidad con que estos electrones alcanzan la pantalla fluorescente son inversamente proporcionales a la distancia que han recorrido desde su punto de emisión. Por tanto, su proyección sobre la pantalla representa fidedignamente la topografía de la muestra. Esta representación nos aporta la morfología o relieve de la superficie de la muestra.

## 2. Electrones retrodispersados:

Son los electrones procedentes del haz incidente que son dispersados por la superficie del material en la misma dirección de llegada. La intensidad de retrodispersión del electrón es directamente proporcional a su masa atómica, por lo que elementos diferentes se observan con más o menos brillo según sean más o menos pesados.

Así como los electrones secundarios nos aportaban información sobre la morfología de la muestra, los electrones retrodispersados nos ayudan a tener una imagen composicional, es decir, nos están indicando la presencia de elementos pesados en la muestra que variarán su brillo en función de su número atómico. Los átomos más pesados, con mayor probabilidad de emitir electrones retrodispersados proporcionan imágenes claras, y por el contrario, los átomos con menor número atómico proporcionan imágenes más oscuras.

## 3. Radiación X:

Son los fotones que la muestra emite en forma de radiación X debido a la interacción con el haz incidente. Estas señales son recogidas en un espectrómetro de RX, que separa las líneas de energía emitidas por los diferentes elementos contenidos en la muestra, y por comparación con patrones, permite identificar dichos elementos tanto de forma cualitativa como cuantitativa, ya que la intensidad de la radiación es proporcional a la concentración del elemento.

Así pues, desde un punto de vista práctico estas imágenes aportan información microestructural mediante imágenes electrónicas, bien de electrones secundarios o de electrones retrodispersados e información analítica o composicional mediante la señal de rayos X característicos.



#### **4.2.3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS.**

Una vez obtenidos los datos de resistencia a carga estática de compresión de la porcelana de recubrimiento en restauraciones con núcleo metálico y de óxido de circonio, nos disponemos a la realización de un análisis estadístico descriptivo que contiene, para la variable resistencia, los valores de media, desviación estándar, rango y mediana.

Asimismo hemos utilizado un análisis bivalente para contrastar si hay diferencias en los resultados de resistencia entre las distintas porcelanas y fracturas. Dado que el tamaño muestral es de 120 especímenes (20 muestras de cada grupo), se puede comprobar la normalidad de los datos para establecer si se aplican técnicas estadísticas paramétricas o no paramétricas:

- **Prueba de Kolmogorov-Smirnov:** Se ha utilizado como prueba de ajuste a una distribución normal de las variables continuas del estudio. La aceptación de la normalidad permitirá la aplicación de pruebas de tipo paramétrico; mientras la no aceptación determinará el uso de no paramétricas.

- **Prueba de la t de student para muestras independientes:** Se ha utilizado para contrastar la igualdad de medias en muestras independientes de tipo continuo y distribución normal.

- **Prueba de Mann-Whitney para dos muestras independientes:** Se utiliza para contrastar si la distribución de un parámetro, cuando menos ordinal, es o no la misma en dos muestras independientes. Por ejemplo, para comprobar si la distribución de la resistencia difiere o no según fractura en cada una de las porcelanas.

•**Prueba ANOVA para muestras independientes:** Se ha empleado para contrastar la igualdad de medias en las resistencias en los distintos grupos de porcelanas (distribución normal).

Las pruebas estadísticas descritas son las indicadas para el análisis del conjunto de datos de la investigación y sus conclusiones son totalmente fiables y robustas.

El **nivel de significatividad** empleado en todos los análisis ha sido del 5% (pvalor=0.05).

En cuanto a la **potencia del contraste**, ésta se mide por la probabilidad de rechazar  $H^0$  (hipótesis nula) cuando sea falsa, es decir, representa la probabilidad de observar en la muestra una determinada diferencia o efecto, si existe en la población. La potencia de un test es mayor cuanto más grande es la muestra. Suelen ser aceptables potencias entre el 80%-90%, es decir, que la probabilidad de no detectar un efecto o diferencia, cuando éstos existen, está entre el 10% y el 20%.

En este estudio, la potencia estadística alcanzada para el tamaño muestral de 120 especímenes oscila entre el 65% en el peor de los casos (comparación de grupos de menos de 20 casos), y 95% en el mejor de los casos (comparación de 2 grupos de 60 casos).

## **5. RESULTADOS**



Una vez concluido el capítulo dedicado al Material y Método, en el que hemos explicado detalladamente nuestra metodología de trabajo llevada a cabo para el estudio de la resistencia mecánica de diferentes restauraciones protodóncicas de recubrimiento completo, pasaremos a continuación a exponer los resultados obtenidos en los diferentes parámetros analizados. Para su adecuada estructuración y compresión, los dividiremos en:

A. Resultados del ensayo de compresión y análisis estadístico de los mismos, con el fin de evaluar los valores de resistencia mecánica de cada uno de los grupos analizados.

B. Análisis Comparativos de los distintos grupos analizados en función de la resistencia y del tipo de fracturas.

C. Resultados del estudio a microscopía óptica y electrónica de las muestras ensayadas; lo que nos permite analizar la incidencia del tipo de fractura (cohesiva y adhesiva) en cada uno de los grupos de nuestra muestra experimental.

## **5.1. ENSAYO DE COMPRESIÓN Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO.**

### ***5.1.1 METODOLOGÍA DE COMPRESIÓN***

Las muestras fueron sometidas a carga estática hasta la fractura de la porcelana de recubrimiento, con un célula de carga de 5000 N y una velocidad de cruceta de 0,5 mm/min, obteniendo los resultados en Newtons. El Newton se define como la fuerza necesaria para proporcionar una aceleración de 1 m/s<sup>2</sup> a un objeto de 1 kg de masa. Es una unidad derivada del Sistema Internacional de Unidades y su formulación es:

$$N=kg \cdot m/s^2$$

### ***5.1.2 ANÁLISIS DE LOS DATOS OBTENIDOS***

En primer lugar recordaremos los grupos de ensayo ya mencionados en el apartado del Material para, a continuación, describir los resultados obtenidos durante el ensayo de carga estática y analizarlos estadísticamente.

Establecimos 6 grupos con 20 muestras por grupo, como describimos a continuación:

- **Grupo I:** *IPS e.maxZirCAD+IPS e.maxCeram*
- **Grupo II:** *IPS e.maxZirCAD+IPS e.maxZirPress*
- **Grupo III:** *Lava™ FrameZirconia+ Lava™ Ceram*
- **Grupo IV:** *Cr-Ni (Rexillium V)+ IPS d.SIGN.*
- **Grupo V:** *Cr-Ni (Rexillium V)+ IPS InLine.*
- **Grupo VI:** *Cr-Ni (Rexillium V)+ IPS InLinePoM.*

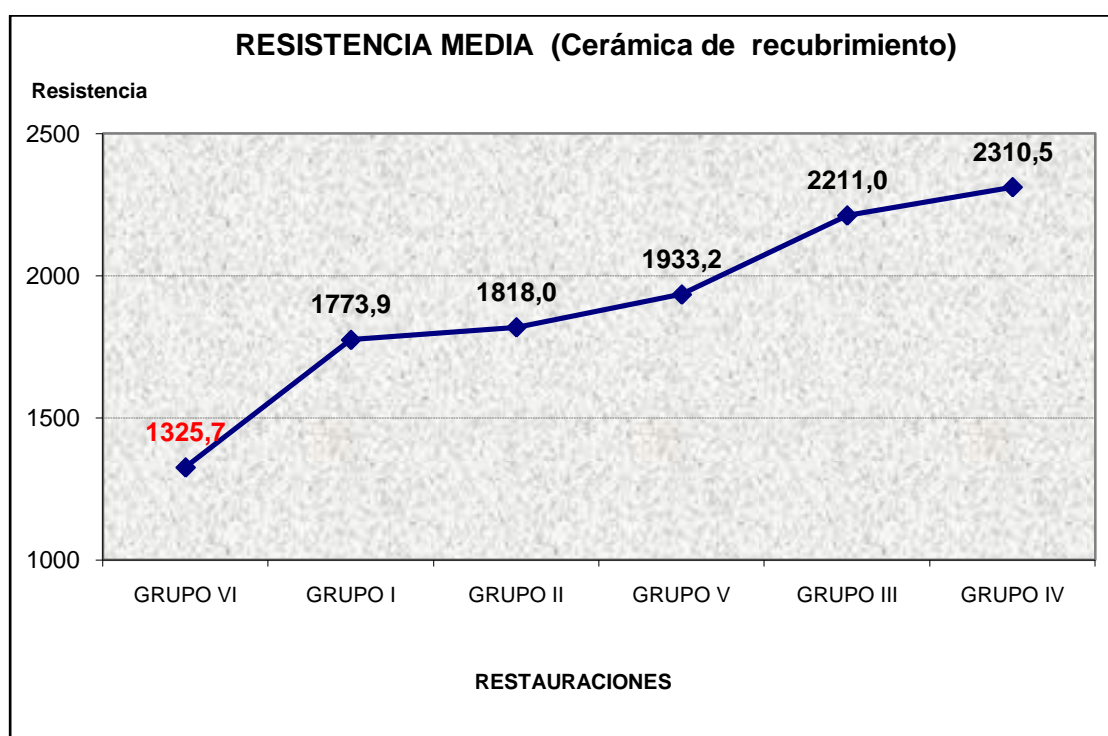
Tras realizar los ensayos de carga estática obtuvimos los siguientes resultados, indicando cada cifra la carga necesaria para la fractura de cada espécimen (*Tabla 2*).

Especimen	GRUPO I	GRUPO II	GRUPO III	GRUPO IV	GRUPO V	GRUPO VI
1	2336,91791	1722,129147	1520,135386	2488,60228	2166,017221	790,893872
2	1567,775844	1775,819187	2304,045549	1732,226611	951,697097	932,881118
3	1940,937187	2279,179988	2906,067915	<b>2842,947645</b>	<b>2819,01621</b>	1035,012295
4	1961,754866	2077,186227	2236,254646	2553,012535	1395,98551	1320,988487
5	1929,549739	2206,051219	2399,993698	1776,530902	1902,993854	1863,982947
6	1660,432308	1530,188368	1385,888046	2761,990004	1913,002353	1023,002096
7	xxxxxxxxxxx	1677,869338	2365,786871	2395,100654	2459,021604	843,783231
8	1911,400993	1722,840863	2449,680338	2332,870028	944,713388	1262,005064
9	xxxxxxxxxxx	1789,920051	<b>2679,208593</b>	2277,845522	1621,021061	1619,019361
10	1408,751907	1725,509796	1808,73603	2190,526924	1832,000231	1646,020069
11	1508,39208	1932,885906	1964,957586	2397,8898	2308,983076	845,607002
12	1672,017533	1855,042021	2259,563329	2321,7675	2726,003888	1717,013692
13	1742,332972	1975,85573	2474,590381	2106,84848	1201,998549	1582,988763
14	1861,7965	1428,857871	2356,2766	2342,76556	1786,984224	1137,988634
15	1729,5486	<b>2416,096262</b>	2603,01055	2106,4432	1339,982395	1204,711964
16	1698,98648	1881,197566	1885,435	1890,8577	2493,984629	1245,991464
17	1530,654	1697,975302	2310,984776	1965,987	2747,978105	1438,021208
18	1712,497	1286,559249	2259,367	2240,8766	2478,015512	1863,982947
19	<b>2083,013398</b>	1563,772444	2345,123	2685,87	1139,990334	<b>1931,996261</b>
20	1673,8764	1815,425059	1704,02964	2798,8845	2433,978114	1208,982257

*Tabla 2. Resistencia a la fractura según restauración (Newtons). En negrilla el valor más alto de cada grupo.*

La **media** de la carga necesaria para fracturar la porcelana de recubrimiento de las muestras fue (*Gráfica 1*):

- **Grupo I:** *IPS e.maxZirCAD+IPS e.maxCeram = 1773,92 N*
- **Grupo II:** *IPS e.maxZirCAD+IPS e.maxZirPres = 1818,02 N*
- **Grupo III:** *Lava™ FrameZirconia+ Lava™ Ceram = 2211 N*
- **Grupo IV:** *Cr-Ni (Rexillium V)+ IPS d.SIGN = 2310,49N*
- **Grupo V:** *Cr-Ni (Rexillium V)+ IPS InLine =1933,17 N*
- **Grupo VI:** *Cr-Ni (Rexillium V)+ IPS InLinePoM =1325,74 N*



*Gráfica 1: Resistencia Media con la que se fractura la cerámica de recubrimiento de cada grupo.*



Los valores de resistencia de dos especímenes del grupo I (muestra 7 y 9) fueron descartados, puesto que se produjo la fractura completa de la corona durante el ensayo (*Figura 41*) y el objetivo de nuestra investigación era determinar la resistencia de la cerámica de recubrimiento de las restauraciones.



*Figura 41. Especimen7 ZirCAD fracturado. Podemos observar el muñón de resina epoxi de la preparación que nos evidencia el fallo completo de la restauración.*

### **5.1.3 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DEL ENSAYO DE COMPRESIÓN.**

Se ha realizado un Análisis Descriptivo que contiene, para la variable resistencia, media, desviación estándar, rango y mediana, globalmente y en cada tipo de restauraciones.

El Análisis Bivariante nos sirve para contrastar si hay diferencias de resistencia entre los distintos grupos y fracturas. Dado que el tamaño muestral es de 120, se puede comprobar la normalidad de los datos para establecer si se aplican técnicas estadísticas paramétricas o no paramétricas:

- Prueba de Kolmogorov-Smirnov.
- Prueba de la t de student para muestras independientes.
- Prueba de Mann-Whitney para dos muestras independientes.
- Prueba ANOVA para muestras independientes.

El **nivel de significatividad** empleado en todos los análisis fue del 5% ( $p_{valor}=0,05$ ).

En este estudio, **la potencia estadística** alcanzada para el tamaño muestral de 120 casos oscila entre el 65% en el peor de los casos (comparación de grupos de menos de 20 casos), y 95% en el mejor de los casos (comparación de 2 grupos de 60 casos). Así pues, **la robustez** de los test estadísticos es adecuada.

#### ***5.1.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE COMPROBACIÓN DE NORMALIDAD DE LA MUESTRA ENSAYADA (PRUEBA DE KOLMOGOROV-SMIRNOV).***

La prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra se considera un procedimiento de "bondad de ajuste", es decir, permite medir el grado de concordancia existente entre la distribución de un conjunto de datos y una distribución teórica específica.

Mediante la prueba se compara la distribución acumulada de las frecuencias teóricas ( $f_t$ ) con la distribución acumulada de las frecuencias observadas ( $f_{obs}$ ), se encuentra el punto de divergencia máxima y se determina qué probabilidad existe de que una diferencia de esa magnitud se deba al azar.

En las tareas de investigación se puede obtener un conjunto de observaciones, en las cuales se supone que tienen una distribución normal. Para el caso, las frecuencias de las distribuciones teóricas deben contrastar con las frecuencias observadas, a fin de conocer cuál distribución se adecua mejor al modelo.

En nuestra investigación, los p-valores de la prueba de K-S ( $p\text{-valor} > 0.05$ ) de comprobación de normalidad indican que los valores de resistencias siguen distribuciones normales; así pues, se aplicarán pruebas paramétricas (*Tabla 3*).

Pruebas de normalidad	p-valor (K-S)
Fuerza	0,561

Tabla 3. Prueba de Kolmogorov-Smirnov. El p-valor obtenido nos indica que nuestros resultados presentan una distribución normal, por lo que en nuestra estadística se realizarán pruebas paramétricas.

Ventajas de las Pruebas paramétricas frente a las no paramétricas:

- Más poder de eficiencia.
- Más sensibles a los rasgos de los datos recolectados.
- Menos posibilidad de errores.
- Robustas (dan estimaciones probabilísticas bastante exactas).

### **5.1.5 ANÁLISIS DEL FALLO MECÁNICO: TIPO ADHESIVO Y COHESIVO.**

A continuación clasificamos los tipos de fallos mecánicos de nuestras restauraciones, visualizados a microscopía óptica, asociándolos con sus valores medios de fractura.

Diferenciamos dos tipos de fallo:

- Cohesivo: cuando la fractura de nuestro espécimen se encuentra situada dentro de la cerámica de recubrimiento sin afectación de la interfase cerámica-circona o cerámica-metal.
- Adhesivo: cuando la fractura se sitúa en la unión cerámica-núcleo, evidenciando un fracaso de la unión de ambos materiales.

En las siguientes tablas se muestra la resistencia media (Newtons) hasta la fractura para cada tipo de fallo mecánico (Tabla 4).

		FRACTURA		
		Total	ADHESIVA	COHESIVA
LOAD (newtons)	N válido	118	70	48
	Media	1897,44	1933,86	1844,34
	Desviación típica	500,79	574,55	367,18
	Mínimo	790,89	790,89	1137,99
	Mediana	1872,59	1935,24	1788,45
	Máximo	2906,07	2842,95	2906,07

Tabla 4. Valores estadísticos donde se comparan las variables Carga y tipo de fractura.

Las fracturas adhesivas generan mejor promedio de resistencia (1933,9N ± 574,6); resisten más carga hasta fracturarse que las cohesivas.

Veamos si estas diferencias detectadas de manera descriptiva son estadísticamente significativas mediante las correspondientes pruebas y contrastes (Tabla 5).

Pruebas de normalidad	p-valor (K-S)
Fuerza	0,561

Tabla 5. t- student para comprobar si existe una relación entre los valores de fractura y el tipo de fallo mecánico.

Observando el p-valor de la prueba t-student (>0,05), se deduce que el tipo de fractura no influye estadísticamente en la resistencia.

## 5.2. ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA SEGÚN EL TIPO DE RESTAURACIÓN.

En este apartado se compararan las resistencias según el tipo de restauración.

En la siguiente tabla se muestra la resistencia media hasta la fractura (N) para cada tipo de cerámica (*Tabla 6*).

		PORCELANA						
		Total	GRUPO I	GRUPO II	GRUPO III	GRUPO IV	GRUPO V	GRUPO VI
CARGA (newtons)	N válido	118	18	20	20	20	20	20
	Media	1897,44	1773,92	1818,02	2210,96	2310,49	1933,17	1325,74
	Desviación típica	500,79	227,22	278,76	387,21	323,75	619,26	364,24
	Mínimo	790,89	1408,75	1286,56	1385,89	1732,23	944,71	790,89
	Mediana	1872,59	1721,02	1782,87	2307,52	2327,32	1908,00	1254,00
	Máximo	2906,07	2336,92	2416,10	2906,07	2842,95	2819,02	1932,00

*Tabla 6. Valores estadísticos de carga según el tipo de restauración.*

Podemos observar que los grupos que mejores resultados están generando de resistencia son el Grupo III y Grupo IV. El tipo de restauración que posee los datos más bajos de resistencia es, con gran diferencia, el grupo VI. La resistencia media del grupo VI es significativamente menor que en el resto de restauraciones. Además, las resistencias medias del grupo I y II son significativamente menores que las del grupo III y IV; éste último, a su vez, tiene una resistencia media significativamente mayor que la del grupo V.

Se comprobó mediante un test estadístico si las diferencias en los promedios de resistencia observados descriptivamente se confirman estadísticamente.

La prueba paramétrica para comparar las medias de las 6 muestras independientes es la ANOVA de un factor (*Tabla 7*):

Comparación entre restauraciones	<b>p-valor (ANOVA)</b>
<b>CARGA</b>	<b>0,0087·10<sup>-10</sup></b>

*Tabla 7. Prueba de ANOVA donde comprobamos si existen diferencias estadísticamente significativas entre los valores de resistencia y el tipo de restauración.*

Un p-valor es, suponiendo que no hay diferencias entre grupos, la probabilidad de que los resultados obtenidos puedan ser debidos al azar. Por tanto, cuanto menor es el p-valor, menor será la probabilidad de que los resultados obtenidos se deban al azar y mayor evidencia habrá en contra de la hipótesis nula (inexistencia de diferencias), es decir, mayor será la evidencia de que los resultados se deben a diferencias reales entre los grupos existentes en la población

El p-valor menor que 0,05 indica que existen diferencias significativas entre las resistencias medias de los grupos analizados. Para saber entre qué pares de grupos existen tales diferencias se realizaron los test post-hoc de Bonferroni (p-valores <0,05)(*Tabla 8*).

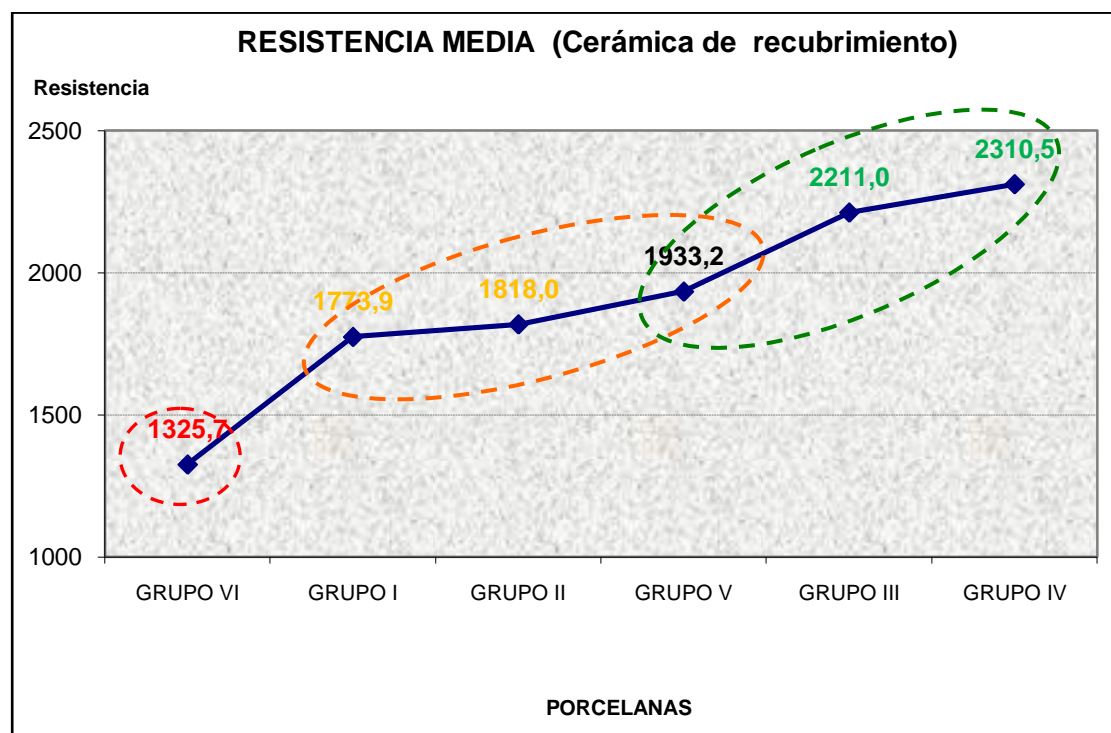
<b>Resistencia (Bonferroni)</b>	<b>GRUPO I</b>	<b>GRUPO II</b>	<b>GRUPO III</b>	<b>GRUPO IV</b>	<b>GRUPO V</b>	<b>GRUPO VI</b>
GRUPO I		1,000	<b>0,012</b>	<b>0,001</b>	1,000	<b>0,009</b>
GRUPO II			<b>0,028</b>	<b>0,002</b>	1,000	<b>0,002</b>
GRUPO III				1,000	0,391	<b>0,000</b>
GRUPO IV					<b>0,041</b>	<b>0,000</b>
GRUPO V						<b>0,000</b>

*Tabla 8. Test de post-hoc de Bonferroni.*

El test de Bonferroni es una prueba estadística para comprobar entre qué grupos existen diferencias estadísticamente significativas. Bonferroni utiliza las pruebas de t de student para realizar comparaciones por pares entre las medias de los grupos, pero controla la tasa de error global estableciendo que la tasa de error de cada prueba sea igual a la tasa de error por experimento dividida entre el número total de contrastes. Así, se corrige el nivel crítico por el hecho de que se están realizando múltiples comparaciones.

Una vez realizado el **test de Bonferroni** podemos afirmar que: Los grupos I y II son menos resistentes estadísticamente que los grupos III y IV, pero más resistentes que el grupo VI. El grupo III es más resistente que los grupos I, II y VI. El grupo IV es más resistente estadísticamente que los grupos I, II, V, VI. El grupo V es más resistente que el grupo VI.

A continuación analizaremos el siguiente gráfico de medias de resistencias en el que se analizan estas diferencias entre los diferentes grupos (*Gráfica 2*).



*Gráfica 2. Clasificación de la resistencia de las restauraciones. Rojo: Resistencia baja; Naranja: resistencia intermedia; Verde: Resistencia Alta.*

Si analizamos la disposición de los grupos en la gráfica según sus valores de media; podemos clasificarlos en tres categorías debido a su distinto comportamiento: baja, intermedia y alta resistencia:

- El grupo de baja resistencia está formado por la porcelana del grupo VI (*Cr-Ni (Rexillium V)+ IPS InLinePoM*).
- El grupo de resistencia intermedia formado por las porcelanas de los grupos I y II (*IPS e.maxZir-CAD+IPS e.maxCeram* y *IPS e.maxZirCAD+IPS e.maxZirPress*).
- El grupo de alta resistencia formado por las porcelanas de los grupos III y IV (*Lava™ FrameZirconia+ Lava™ Ceram* y *Cr-Ni (Rexillium V)+ IPS d.SIGN*).
- Se observa que la porcelana del grupo V (*Cr-Ni (Rexillium V)+ IPS InLine*) sirve de nexo de unión entre los grupos de resistencia intermedia y alta, es decir, es estadísticamente igual que los promedios de resistencia de las porcelanas de esos grupos.



### **5.3. ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA SEGÚN NATURALEZA DEL NÚCLEO.**

En este apartado se compararán las resistencias según el grupo al que pertenecen las restauraciones. Como anteriormente hemos citado los grupos de especímenes pueden ser clasificados según el tipo de núcleo interno:

- Grupo óxido de circonio: Grupos I, II y III.
- Grupo ceramo-metálico: Grupos IV, V y VI

En la siguiente tabla (*Tabla 9*) se muestra la resistencia media hasta la fractura (Newtons) para cada tipo de restauraciones (Grupo de óxido de circonio y ceramo-metálico).

		GRUPO		
		Total	óxido de circonio	Metal cerámicos
<b>LOAD (newtons)</b>	<b>N válido</b>	118	58	60
	<b>Media</b>	1897,44	1939,83	1856,47
	<b>Desviación típica</b>	500,79	361,89	606,08
	<b>Mínimo</b>	790,89	1286,56	790,89
	<b>Mediana</b>	1872,59	1871,50	1877,42
	<b>Máximo</b>	2906,07	2906,07	2842,95

*Tabla 9. Tabla de la resistencia media hasta la fractura (Newton) para cada tipo de restauraciones.*

En la tabla anterior se observa el valor medio de fractura de cada uno de los dos grupos analizados. El valor medio es ligeramente superior en los de naturaleza de óxido de circonio.

A continuación comprobaremos mediante un test estadístico si las diferencias en los promedios de resistencia observados descriptivamente se confirman estadísticamente.

La prueba paramétrica para comparar las medias de las dos muestras independientes es la *t-student* (Tabla 10):

Comparación entre grupos	p-valor (t-student)
Carga	0,365

Tabla 10. T-student. Su p-valor nos indica que no existen diferencias estadísticamente significativas en su resistencia entre los dos grupos analizados.

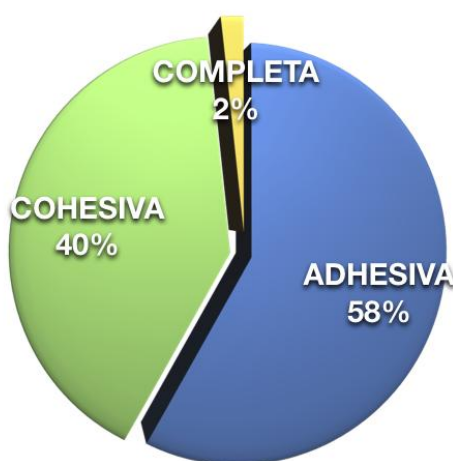
El p-valor analizado, mayor que 0,05, indica que no existen diferencias estadísticamente significativas entre las resistencias medias de los grupos de óxido de circonio y ceramo-metálico.

## **5.4. ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA SEGÚN EL TIPO DE FRACTURA.**

### ***5.4.1. ANÁLISIS DE LA INCIDENCIA DEL TIPO DE FRACTURA***

Para el correcto análisis de los materiales que conforman las restauraciones ensayadas es esencial examinar el tipo de fallo mecánico producido durante el estudio de compresión. La incertidumbre clínica por parte de los odontólogos por la alta aparición de *chipping* (fractura cohesiva del material de recubrimiento) en nuestras restauraciones de óxido de circonio, nos obliga al análisis del tipo fractura en todas las restauraciones y demostrar si, de la misma forma que ocurre en los estudios *in vivo*, existen diferencias estadísticamente significativas en la forma de “romper” de restauraciones metal-cerámicas y restauraciones de zircona.

Cuando estudiamos el tipo de fractura, podemos ver que se distribuye de la siguiente manera: un 58% de las fracturas totales fueron adhesivas, un 40% fueron cohesivas y un 2%, completas (son las dos coronas que no tienen datos y que fueron excluidos del estudio) (Gráfica 3).



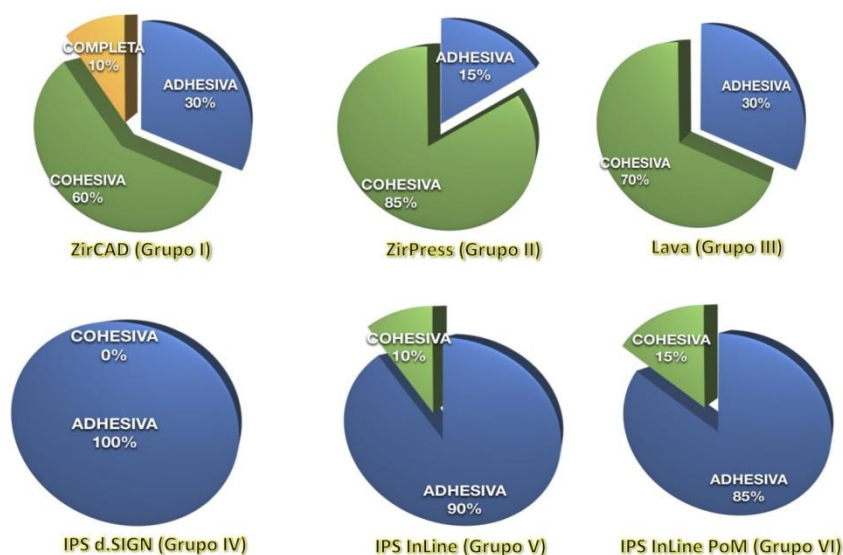
Gráfica 3. Porcentajes del tipo de fracturas analizadas en el total de la muestra (n=120).

Si analizamos las fracturas según el tipo de restauración (*Tabla 11*), podemos observar que las restauraciones de los grupos I, II y III sufren, sobre todo, fracturas cohesivas mientras que las de los grupos IV, V y VI, sobre todo, adhesivas.

		PORCELANA													
		Total		GRUPO I		GRUPO II		GRUPO III		GRUPO IV		GRUPO V		GRUPO VI	
		Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna	Recuento	% del N de la columna
FRACT	Total	120	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%
	ADHESIVA	70	58,3%	6	30,0%	3	15,0%	6	30,0%	20	100,0%	18	90,0%	17	85,0%
	COHESIVA	48	40,0%	12	60,0%	17	85,0%	14	70,0%	0	,0%	2	10,0%	3	15,0%
	COMPLETA	2	1,7%	2	10,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%

*Tabla 11. Frecuencia de fracturas según grupo. Podemos evidenciar el distinto comportamiento frente a la carga de los grupos con núcleo metálico (adhesiva) con respecto a los que son de circonia (cohesiva o chipping).*

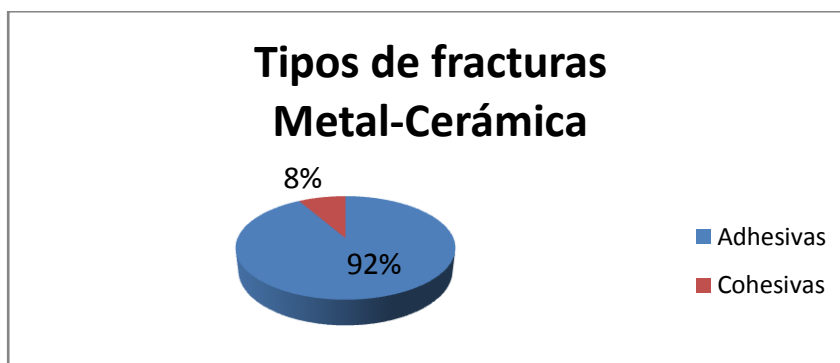
Si repartimos las fracturas según el tipo de restauración, se observa que las restauraciones que tienen núcleo de óxido de circonio sufren, sobre todo, fracturas cohesivas mientras que las de núcleo metálico, sobre todo, adhesivas (*Gráfica 4*):



*Gráfica 4. Porcentaje del fracaso mecánico. Observamos que las restauraciones de óxido de circonio se fracturan más de forma cohesiva, mientras que las de metal-cerámica sufren más fallos adhesivos.*

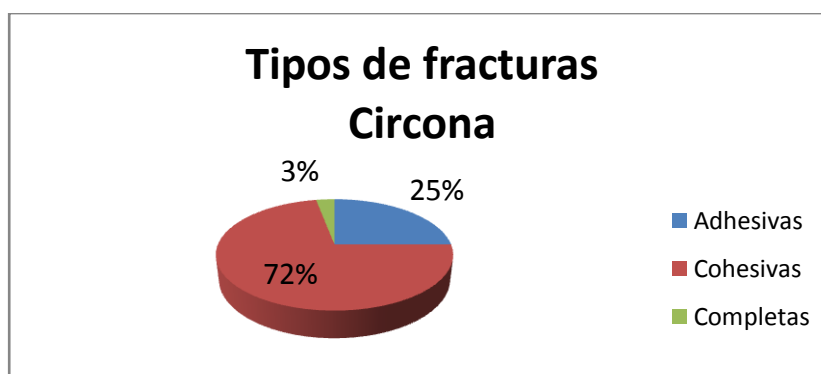
Si analizamos de forma detallada el tipo de fractura según si las restauraciones son de núcleo de circonia o de metal, tenemos que:

- Restauraciones Metal-cerámica: la fractura más frecuente (92%) fue la de tipo adhesiva. Dicho fallo se situó en la unión cerámica-metal (*Gráfica 5*).



Gráfica 5. Tipos de fracturas en restauraciones de óxido de circonio. Observamos que el tipo de fractura más frecuente es la adhesiva.

- Restauraciones de óxido de circonio: La fractura más frecuente (72%) fue la de tipo cohesiva. Dicho fallo se encontraba en la estructura de la porcelana de recubrimiento muy cercana a la interfase porcelana-circona, siempre quedando adherida en la circonia una delgada capa de porcelana de recubrimiento. Este tipo de fallo lo definimos clínicamente como *chipping* o delaminado (*Gráfica 6*).



Gráfica 6. Tipos de fracturas en restauraciones de óxido de circonio. Observamos la alta prevalencia de fracturas cohesivas.

Esta tendencia descriptiva se confirma mediante pruebas Z de comparación de proporciones por parejas (para cada par de grupos, se aplica una prueba Z de comparación de proporciones) (*Tabla 12*). La tabla muestra los p-valores de los contrastes bivariantes (la tabla es simétrica por eso está marcada en amarillo la parte baja).

	GRUPO I	GRUPO II	GRUPO III	GRUPO IV	GRUPO V	GRUPO VI
GRUPO I		>0.05	>0.05	<0.05	<0.05	<0.05
GRUPO II	>0.05		>0.05	<0.05	<0.05	<0.05
GRUPO III	>0.05	>0.05		<0.05	<0.05	<0.05
GRUPO IV	<0.05	<0.05	<0.05		>0.05	>0.05
GRUPO V	<0.05	<0.05	<0.05	>0.05		>0.05
GRUPO VI	<0.05	<0.05	<0.05	>0.05	>0.05	

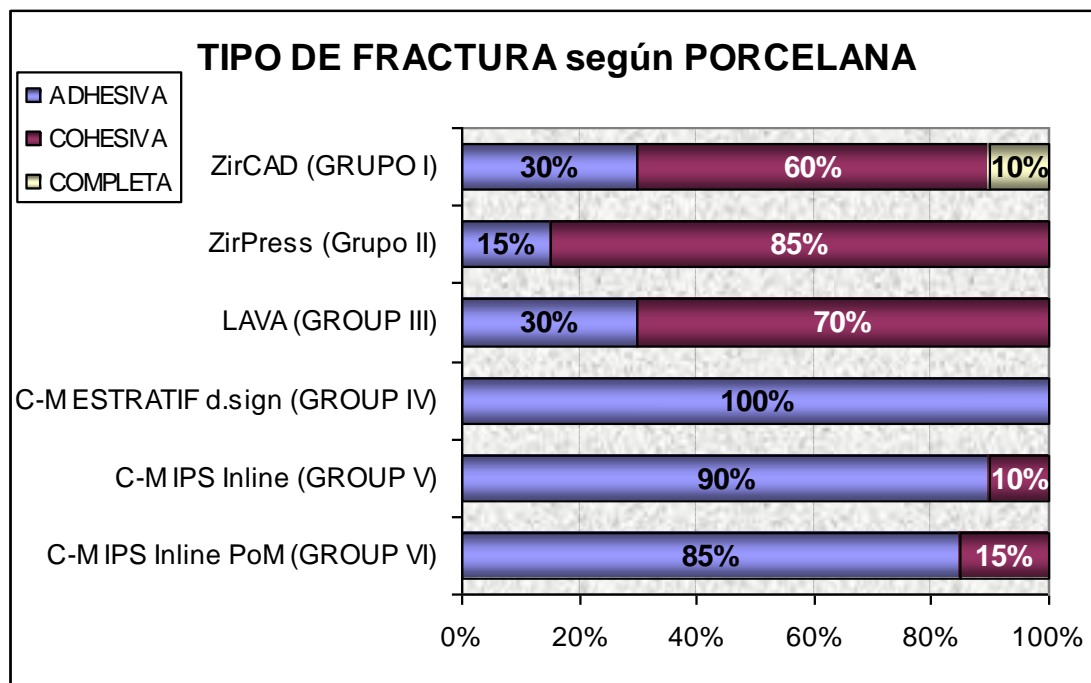
*Tabla 12. Contrastes bivariantes. Se interpreta que la incidencia de fracturas adhesivas es mayor en los grupos ceramo-metálicos (IV, V y VI) y la incidencia de fracturas cohesivas es mayor en los grupos de óxido de circonio (I, II y III).*

La interpretación de la siguiente tabla es:

▫ La proporción de fracturas adhesivas es significativamente mayor (p-valor <0.05) entre las coronas de los grupos V, VI y IV (*grupo ceramo-metálicos*) que entre el resto de grupos.

▫ La proporción de fracturas cohesivas es significativamente mayor (p-valor <0.05) entre las coronas de los grupos I, II y III (*grupo óxido circonio*) que entre el resto de los grupos (IV, V y VI).

A continuación (*Gráfica 7*) se muestra claramente esta tendencia de las restauraciones de óxido de circonio a la fractura cohesiva frente a la tendencia a la fractura adhesiva de las ceramo-metálicas.



*Gráfica 7. Análisis porcentual del tipo de fallo mecánico de la porcelana de recubrimiento.*

Con estos datos podríamos deducir, que la porcelana de recubrimiento en las cerámicas de óxidos presenta una unión al núcleo más fuerte que en las restauraciones metal-cerámicas, siempre y cuando se mantengan valores de fractura semejantes. Si el valor de fractura fuera inferior en las de óxido de circonio, se podría interpretar, que la cerámica de recubrimiento en estas restauraciones se comporta inadecuadamente sobre el núcleo interno, quizá porque dicha estructura impide a la cerámica de recubrimiento contrarrestar las fuerzas que inciden sobre ella.

Para aclarar estos conceptos analizaremos, en el apartado siguiente, los valores de resistencia de cada grupo relacionándolos con los tipos de fracturas producidas.

#### 5.4.2. ANÁLISIS DE LOS GRUPOS ESTUDIADOS RELACIONANDO LA CARGA Y EL TIPO DE FRACTURA

En este apartado se analizará si, para una misma restauración, la resistencia difiere según el tipo de fractura.

Queremos demostrar si estadísticamente existen diferencias significativas entre las distintas formas de fractura cuando estas se relacionan con la carga en los diferentes grupos ensayados. De la misma forma, estudiaremos si esta relación se ve influenciada debido a la naturaleza del núcleo interno de la restauración.

Analizaremos si para reproducir los distintos tipos de fracturas (Adhesiva o Cohesiva), se necesitan valores de carga diferentes.

A continuación mostraremos unas tablas en las que observamos los valores medios de carga según el tipo de fractura en función del grupo experimental del que se trate (*Tablas 13, 14, 15, 16, 17 y 18*).

GRUPO I <i>IPS e.maxZirCAD+IPS e.maxCeram</i>	FRACTURA		
	Total	ADHESIVA	COHESIVA
<b>N válido</b>	18	6	12
<b>Media</b>	1773,92	1980,29	1670,74
<b>Desviación típica</b>	227,22	209,17	158,29
<b>CARGA (newtons)</b>			
<b>Mínimo</b>	1408,75	1729,55	1408,75
<b>Mediana</b>	1721,02	1935,24	1672,95
<b>Máximo</b>	2336,92	2336,92	1961,75

Tabla 13. Análisis de datos de resistencia del grupo I clasificándolos según el tipo de fractura.



Si analizamos la tabla anterior podemos observar que en las restauraciones del grupo I el valor medio de fractura más alto pertenece a la fractura adhesiva. De manera más frecuente los especímenes que presentan un valor de carga hasta la fractura mayor sufren un fallo adhesivo.

GRUPO II IPS e.maxZirCAD+IPS e.maxZirPress		FRACTURA		
		Total	ADHESIVA	COHESIVA
CARGA (newtons)	N válido	20	3	17
	Media	1818,02	1972,48	1790,76
	Desviación típica	278,76	385,01	261,69
	Mínimo	1286,56	1725,51	1286,56
	Mediana	1782,87	1775,82	1789,92
	Máximo	2416,10	2416,10	2279,18

Tabla 14. Análisis de datos de resistencia del grupo II clasificándolos según el tipo de fractura.

GRUPO III Lava™ FrameZirconia+ Lava™ Ceram		FRACTURA		
		Total	ADHESIVA	COHESIVA
CARGA (newtons)	N válido	20	6	14
	Media	2210,96	2401,71	2129,20
	Desviación típica	387,21	167,59	429,34
	Mínimo	1385,89	2236,25	1385,89
	Mediana	2307,52	2380,33	2281,71
	Máximo	2906,07	2679,21	2906,07

Tabla 15. Análisis de datos de resistencia del grupo III clasificándolos según el tipo de fractura. El valor medio más alto pertenece a la fractura adhesiva.

De la misma forma que en el grupo I, las restauraciones del grupo II y III presentan valores medios de carga mayores en las restauraciones que se han fracturado de forma adhesiva (unión núcleo-cerámica de recubrimiento).

El siguiente grupo analizado (G. IV) sólo ha sufrido fracturas adhesivas. En este punto debemos recordar que este grupo es el que presenta un valor medio de carga superior al resto. El comportamiento de la cerámica de recubrimiento es óptimo puesto que se adapta a los cambios producidos con una progresión ascendente de carga. El tipo de fallo mecánico, en este tipo de restauraciones, se encuentra en la unión de dicha cerámica con el núcleo metálico.

GRUPO IV Cr-Ni (Rexillum V)+ IPS d.SIGN.		FRACTURA	
		Total	ADHESIVA
CARGA (newtons)	N válido	20	20
	Media	2310,49	2310,49
	Desviación típica	323,75	323,75
	Mínimo	1732,23	1732,23
	Mediana	2327,32	2327,32
	Máximo	2842,95	2842,95

Tabla 16. Análisis de datos de resistencia del grupo IV clasificándolos según el tipo de fractura. Observamos que todas las fracturas existentes son adhesivas.

GRUPO V <i>Cr-Ni (Rexillium V)+ IPS d.SIGN.</i>		FRACTURA		
		Total	ADHESIVA	COHESIVA
CARGA (newtons)	N válido	20	18	2
	Media	1933,17	1928,35	1976,50
	Desviación típica	619,26	651,25	268,02
	Mínimo	944,71	944,71	1786,98
	Mediana	1908,00	1908,00	1976,50
	Máximo	2819,02	2819,02	2166,02

Tabla 17. Análisis de datos de resistencia del grupo V clasificándolos según el tipo de fractura. Observamos que el valor medio de la fractura adhesiva y cohesiva son similares; no existe diferenciación con respecto a la carga.

GRUPO VI <i>Cr-Ni (Rexillium V)+ IPS InLinePoM</i>		FRACTURA		
		Total	ADHESIVA	COHESIVA
CARGA (newtons)	N válido	20	17	3
	Media	1325,74	1308,25	1424,90
	Desviación típica	364,24	362,12	440,42
	Mínimo	790,89	790,89	1137,99
	Mediana	1254,00	1262,01	1204,71
	Máximo	1932,00	1863,98	1932,00

Tabla 18. Análisis de datos de resistencia del grupo I clasificándolos según el tipo de fractura. Observamos que el valor medio de fractura es mayor en fracturas cohesivas.

A diferencia de los grupos I, II, III y IV, en los grupos V y VI la media de fractura superior se encuentra en los fallos cohesivos. La porcelana de recubrimiento no puede contrarrestar la fuerza que incide sobre ella y produce un fracaso en su estructura interna.

Para comparar las resistencias entre los dos tipos de fractura, se realizarán pruebas M-W para cada porcelana (se utilizan pruebas no paramétricas porque al reducir los tamaños muestrales de los grupos a comparar, la normalidad de la distribución se pierde)(Tabla 19):

Porcelanas	Resistencia
	p-valor (M-W)
Grupo I	<b>0,005</b>
Grupo II	0,479
Grupo III	0,207
Grupo IV	
Grupo V	0,947
Grupo VI	0,765

*Tabla 19. Prueba de M-W para comparar si existen diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia y el tipo de fractura. El p-valor del grupo IV no existe puesto que este grupo sólo sufrió fracturas adhesivas. En el grupo I se demostró que las fracturas adhesivas generaban un promedio de carga mayor estadísticamente que las fracturas cohesivas.*

Los p-valores mayores de 0,05 indican que, para una misma restauración, las resistencias que presentan la fractura adhesiva y la fractura cohesiva son estadísticamente iguales. En el grupo I se demuestra que las fracturas adhesivas generan un promedio de carga mayor estadísticamente que las fracturas cohesivas.

### 5.4.3. ANÁLISIS COMPARATIVO DEL TIPO DE FRACTURA Y SU RELACIÓN CON LA CARGA SEGÚN LA NATURALEZA DEL NÚCLEO.

Se ha visto en los apartados anteriores que, para cada tipo de restauraciones, el tipo de fractura no influye en la resistencia; pero, ¿ocurre lo mismo cuando dividimos las muestras según la naturaleza del núcleo?. En este apartado se analizará si para un mismo grupo de porcelanas, la resistencia difiere según el tipo de fractura.

Estas son las resistencias medias de cada tipo de fractura para cada grupo según la naturaleza del núcleo (*Gráficas 20 y 21*).

#### Oxido de Circonio

		FRACTURAS			
		Total	ADHESIVA	COHESIVA	COMPLETA
CARGA (Newtons)	N válido	58	15	43	0
	Media	1939,83	2147,30	1867,46	.
	Desviación típica	361,89	305,08	354,94	.
	Mínimo	1286,56	1725,51	1286,56	.
	Mediana	1871,50	2236,25	1789,92	.
	Máximo	2906,07	2679,21	2906,07	.

Tabla 20. Datos de resistencia del grupo de restauraciones de óxido de circonio. Observamos que los valores medios de carga más alto se relacionan con fracturas adhesivas.

**Ceramo-metálico**

		FRACTURA		
		Total	ADHESIVA	COHESIVA
<b>CARGA (Newtons)</b>	<b>N válido</b>	60	55	5
	<b>Media</b>	1856,47	1875,64	1645,54
	<b>Desviación típica</b>	606,08	617,71	454,12
	<b>Mínimo</b>	790,89	790,89	1137,99
	<b>Mediana</b>	1877,42	1890,86	1786,98
	<b>Máximo</b>	2842,95	2842,95	2166,02

Tabla 21. Datos de resistencia del grupo de restauraciones metal-cerámica. Se observa que los valores medios más altos se relacionan con fracturas adhesivas.

Se ha comprobado la normalidad de las distribuciones de resistencia en cada grupo (p-valores > 0,05) (Tabla 22):

Pruebas de normalidad	p-valor (K-S)	
	Óxido de circonio	Ceramo-metálicas
<b>Carga</b>	<b>0,421</b>	<b>0,717</b>

Tabla 22. Prueba de K-S en la que observamos la normalidad de las distribuciones de carga de los dos grupos analizados.

Así pues, para comparar las resistencias entre los dos tipos de fractura, se realizarán pruebas t-student para cada grupo (*Tabla 23*):

Tipo de fractura	p-valor (t-student)
	Resistencia
Restauraciones óxido de circonio	<b>0,007</b>
Ceramo-metálicas	0,339

*Tabla 23. Prueba de t-student donde se demuestra que sólo en el grupo de óxido de circonio el tipo de fractura está relacionado con la carga. Se afirma que las restauraciones de circona que han resistido con un valor superior de carga se han fracturado de forma adhesiva.*

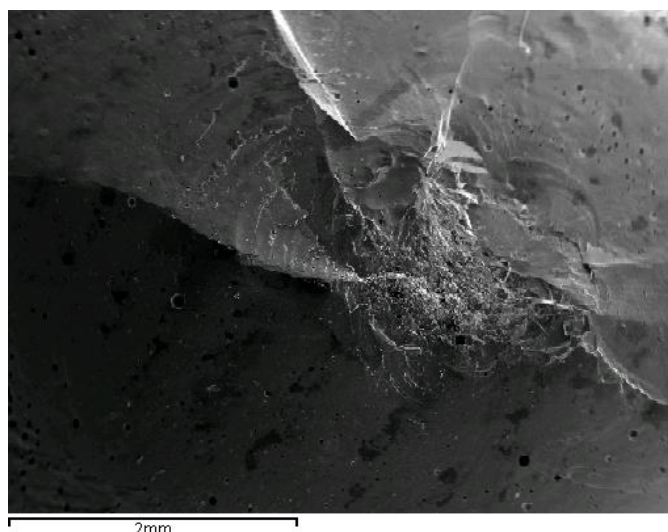
Los p-valores mayores de 0,05 indican que, para un mismo grupo de restauraciones (núcleo cerámico, núcleo metálico), las resistencias que presentan la fractura adhesiva y la fractura cohesiva son estadísticamente iguales. Siguiendo este parámetro podemos deducir estadísticamente que sólo para el grupo de restauraciones de óxido de circonio el valor medio de resistencia a la carga, cuando se produce el fallo adhesivo, es superior estadísticamente al valor de resistencia de cuando se produce de forma cohesiva. Es decir, la formación de *chipping* se genera con valores más bajos de carga que cuando se produce un fallo mecánico en la unión cerámica-circono.

## **5.5. ANÁLISIS POR LA IMAGEN DEL TIPO DE FRACTURA PRODUCIDA EN EL ENSAYO.**

### ***5.5.1 ANÁLISIS DE LA ZONA DE OCLUSIÓN CON EL ANTAGONISTA (ANÁLISIS DE LA FRACTURA EXTERNA A MICROSCOPIA ELECTRÓNICA).***

El objetivo del análisis de la zona de contacto fue el de poder estudiar la forma de propagación de la zona fracturada adyacente al área de contacto. Para ello examinamos a microscopía electrónica de barrido las zonas oclusales de cada uno de los especímenes.

El patrón de fractura superficial existente en todas las coronas analizadas en su punto de oclusión con el antagonista, fue el de patrón radial o periférico. Es decir, la deformación del material de recubrimiento se produce en la zona de oclusión, desarrollándose la fractura contigua a ella de forma radial (*Figura 42*).



*Figura 42. Zona superficial de contacto con el antagonista 25X de una muestra del grupo II (ZirPress).*

La ilustración anterior (*Figura 42*), pertenece a la zona superficial de oclusión de la corona ZirPress (Grupo II); en ella podemos observar la existencia de una desestructuración



central en la zona de contacto de la porcelana de recubrimiento con el aplicador de carga, provocando éste, un delaminado periférico de la porcelana adyacente a la zona.

En las siguientes imágenes pertenecientes a ZirCAD (Grupo I)(Figura 44), se observa más detalladamente la deformación plástica que ha sufrido el material de recubrimiento en la zona de oclusión, con la consiguiente fractura de parte de éste y de su zona periférica.

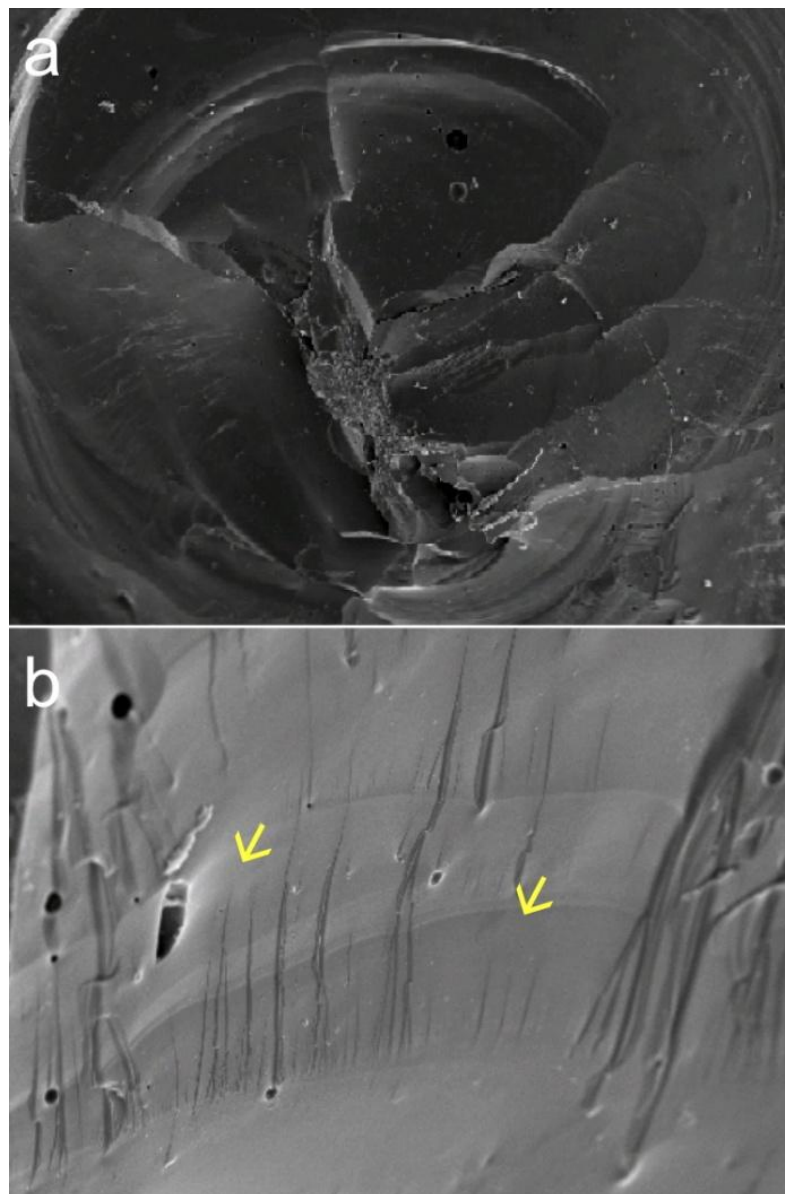
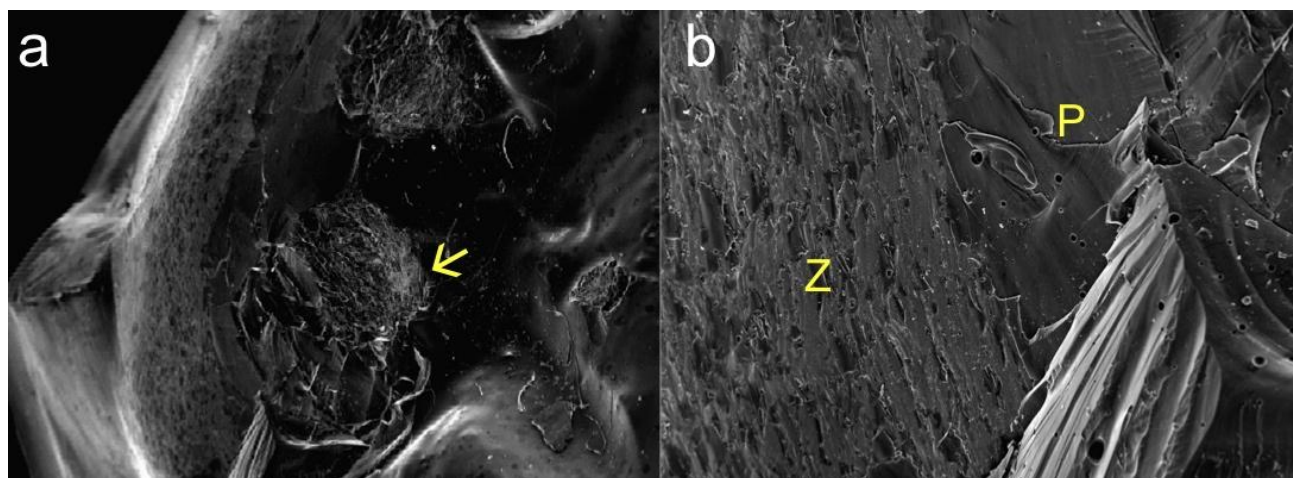


Figura 44. Imágenes superficiales de restauraciones ZirCAD. A. Imagen a 50X de una fractura radial de tipo cohesiva. B. Imagen a 500X de la porcelana de recubrimiento donde se muestran las líneas de fractura que indican la dirección de propagación (flechas).

En la fractura de la corona Lava (Grupo III) (*Figura 45*) se observa la desestructuración de la zona de oclusión y la existencia de delaminados radiales.



*Figura 45. Imagen de la zona de fractura superficial de Lava. A. Imagen a 25X de la zona de contacto con el antagonista donde se muestra la fractura radial de la cerámica de recubrimiento. B. Imagen a 100X donde se muestra una fractura adhesiva con exposición del núcleo de circonia. Z: Circonia; P: Cerámica de recubrimiento.*

Debido a los datos observados, podemos afirmar, que en todas las muestras analizadas se repite el mismo patrón de fractura periférica o radial superficial adyacente a la zona de contacto con el antagonista.

### 5.5.2 ANÁLISIS DEL TIPO DE FRACTURA EN EL PLANO SAGITAL. (MICROSCOPIA ÓPTICA Y ELECTRÓNICA)

Se analizó a microscopía óptica el tipo de fractura producida en una vista transversal del espécimen para comprobar si se afectaba únicamente la cerámica de recubrimiento o la unión núcleo-cerámica. A continuación se procesó a microscopía electrónica alguna de las muestras estudiadas para ver con mayor detalle la propagación de la fractura.

En nuestro ensayo los tipos de fallos mecánicos se clasifican como:

A. Fallo cohesivo: En este caso produce una fractura de la estructura interna de la cerámica de recubrimiento, no alcanzando en ningún caso la zona de unión con el núcleo (Figuras 46, 47 y 48).

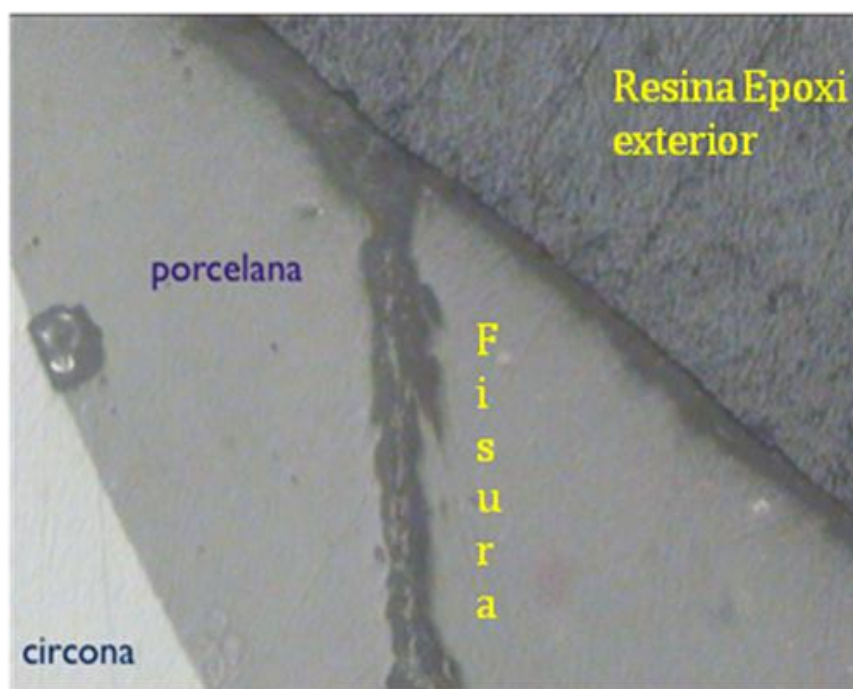


Figura 46. Imagen a 100X de Microscopía óptica de porcelana de revestimiento de la corona ZirCAD.

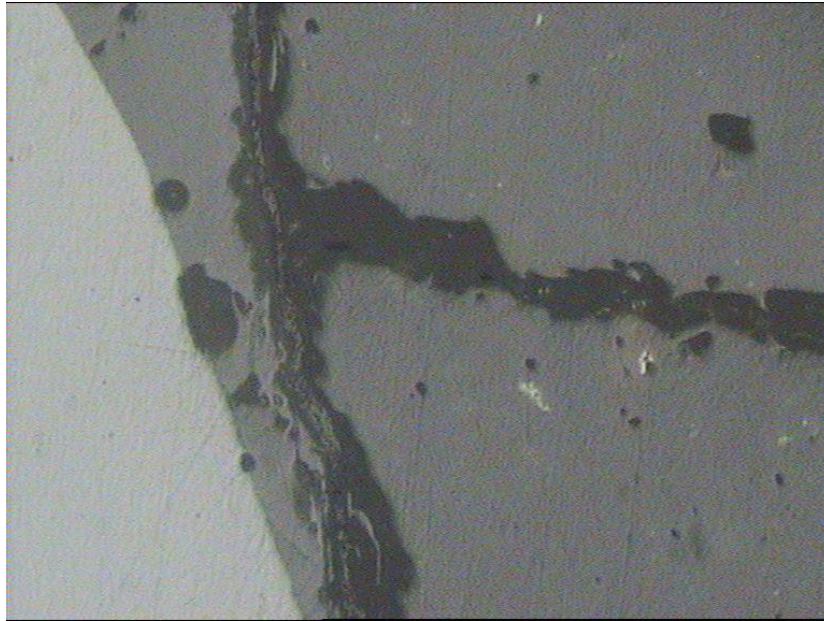


Figura 47. Imagen a 100X de Microscopía óptica de porcelana de revestimiento de la corona Lava.

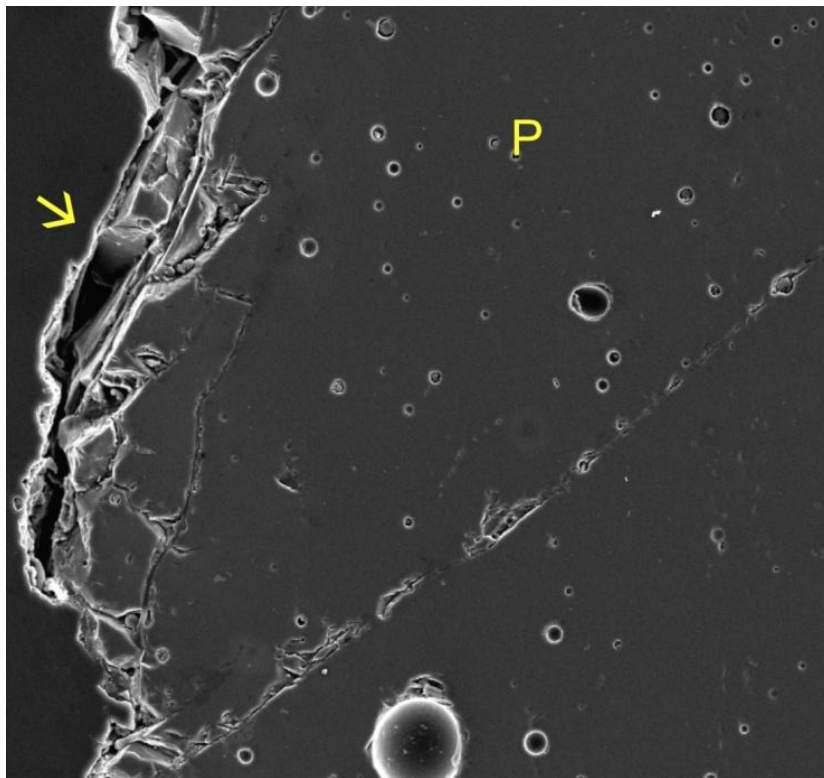


Figura 48. Imagen a 300X de la zona transversal de la restauración del grupo VI (IPS InLinePoM), donde podemos visualizar un fallo cohesivo de la cerámica de recubrimiento (Flecha). También se puede observar un número incrementado de poros en la estructura de la cerámica inyectada IPS InLinePoM.

B. Fallo adhesivo: El fracaso se produce en la interfase núcleo-cerámica de recubrimiento. Existe un desprendimiento de la cerámica superficial quedando la estructura de óxido de circonio o metal expuesta (Figuras 49, 50 y 51).

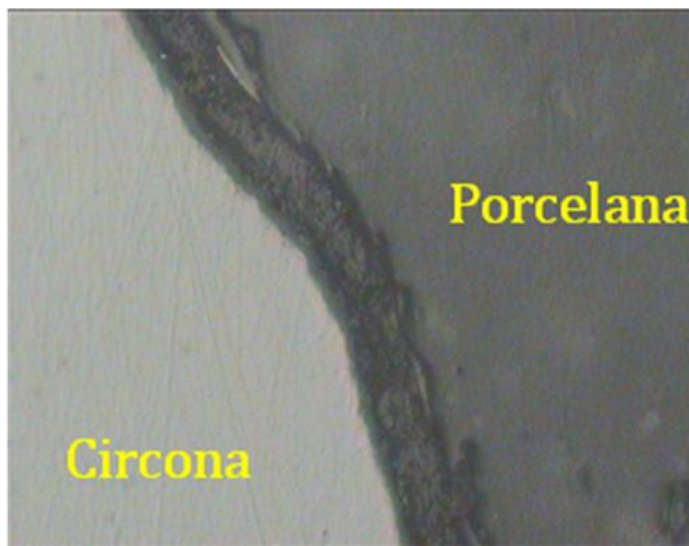


Figura 49. Imagen a 200X de microscopía óptica donde se observa el fracaso de la unión circona-porcelana de la corona ZirPress.

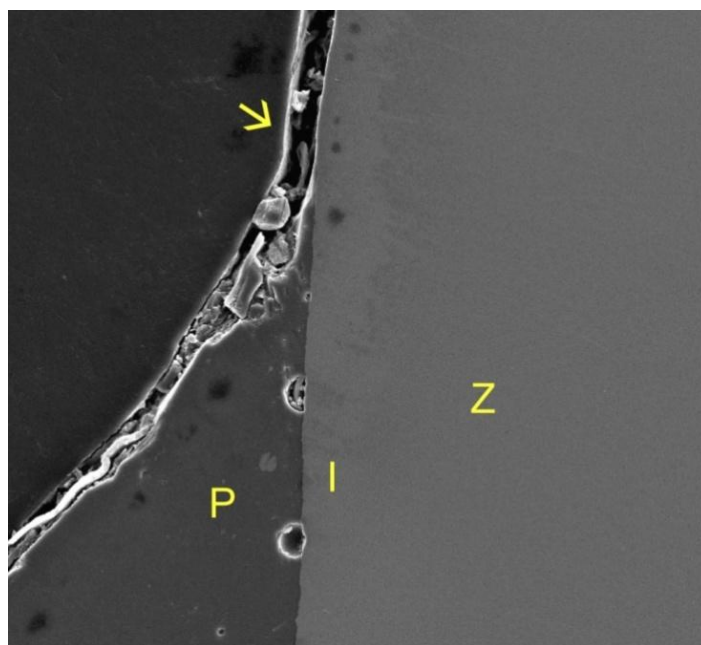


Figura 50. Imagen a 250X de la zona transversal de ZirPress, donde podemos observar una fractura adhesiva del material de recubrimiento (flecha). P: cerámica de revestimiento; Z: circonio; I: unión Z-P.

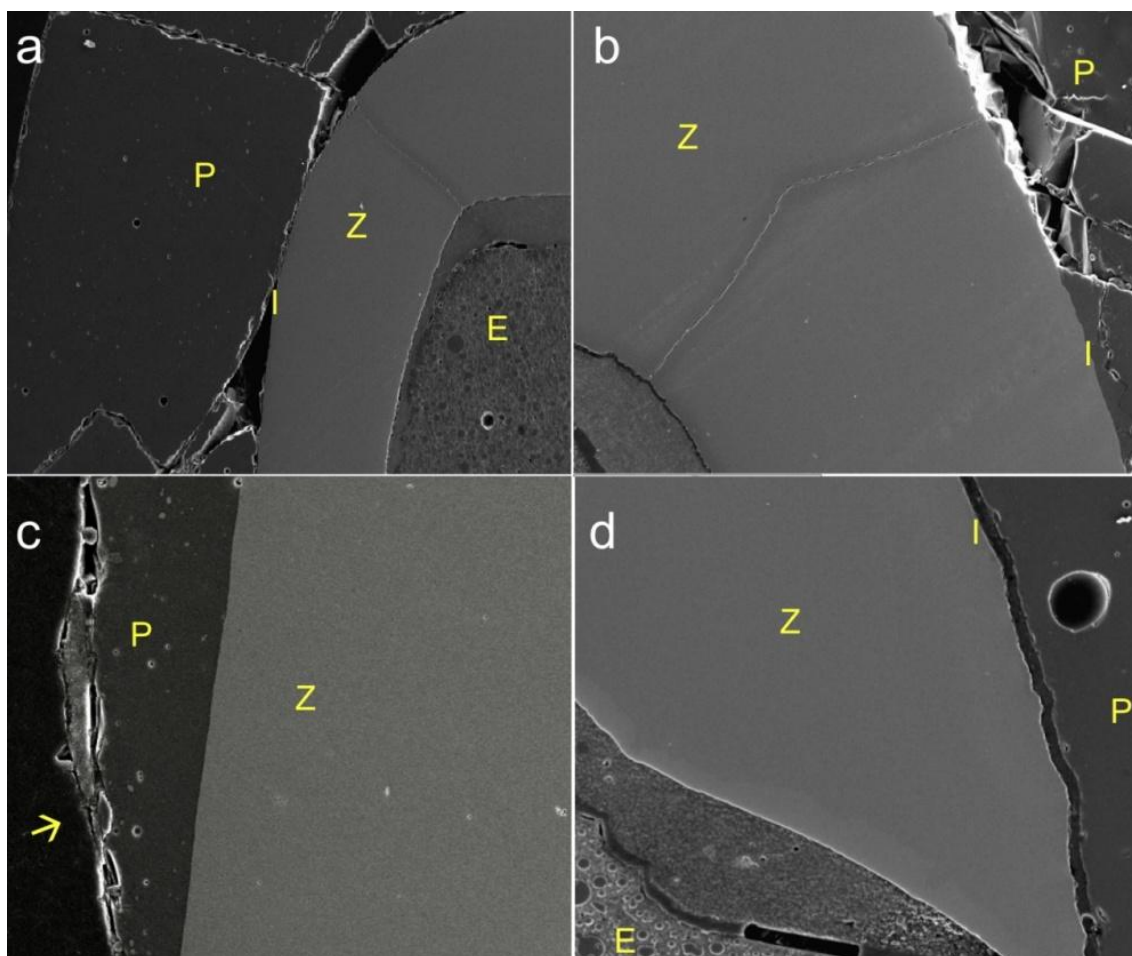


Figura 51. Imágenes de fracturas en el corte transversal de especímenes ZirCAD. A. Imagen a 50X donde se muestra un fallo adhesivo, con afectación de la interfase Circona-Porcelana. B. Imagen a 150X donde se muestra la desestructuración de la unión porcelana-circona con afectación del núcleo de óxido de circonio. C. Imagen a 100X de una fractura cohesiva en la porcelana de recubrimiento (flecha). D. Imagen a 250X de una fractura de tipo adhesiva en el que se observa un fallo en la unión de la cerámica y el núcleo de circonia con separación de ambas estructuras. P: Cerámica de recubrimiento; I: Interfase circonia-cerámica; Z: Circona; E: Espécimen de resina epoxi.

C. Fractura completa: Existe una fractura completa de la porcelana de recubrimiento y del núcleo interno. Estas muestras fueron descartadas para el ensayo.

## 6. DISCUSIÓN





Hoy en día, la utilización del óxido de circonio en nuestras restauraciones dentales constituye una práctica ampliamente difundida dentro de la odontología moderna. En los últimos años, muchos autores en la literatura defienden este material como el sustituto del metal en todas nuestras terapéuticas; ante esta inminente “*era del circonio*”, en la odontología estética actual, hay que tener precaución y cautela, siendo necesaria la realización de trabajos clínicos longitudinales a largo plazo, y ensayos *in vitro*, examinando y probando la compatibilidad de este material con otros que llevan más tiempo dentro de la Prostodoncia, con el objetivo de poder utilizar con seguridad este material para nuestras rehabilitaciones orales (**TASKONAK, 2008; VAGKOPOULOU, 2009; CHRISTENSEN, 2009**).

Numerosos autores, en sus publicaciones *in vivo*, nos hablan del llamado *chipping* o delaminado de la porcelana de revestimiento sobre estas nuevas cerámicas de zircona. Esta complicación, que se muestra como la más frecuente, nos provoca incertidumbre en el pronóstico a largo plazo de este material en contacto con el medio oral (**KOUTAYAS, 2010; KOMINE, 2010; ROCHA, 2010**).

Von Steyern, en 2005, obtuvo un índice de *veneerchipping*, de un 15%, en restauraciones DC- Zirkon (Precident), en un periodo de seguimiento de 2 años (**VULT VON STEYERN, 2005**).

Nothdurft y cols en restauraciones posteriores Lava, obtuvieron un 4,76% de fracturas de la cerámica de recubrimiento después de un seguimiento de 5 años (**NOTHDURFT, 2006**).

Raigrodski y cols, en 2006, ya nos hablaban de una tasa de delaminado o descascarillado de un 15,15% en la porcelana de revestimiento en 33 coronas unitarias con estructura interna de óxido de circonio (Lava™ 3M ESPE), tras un periodo de observación de 3 años, sobre 16 pacientes, con una supervivencia clínica de un 100% (**RAIGRODSKI, 2006**).

Christoph, en 2006, en un estudio sobre 45 pacientes y con un periodo de observación de 3 años, en 75 restauraciones con base de circona, presentaba una tasa de chipping del 13%, con una supervivencia de sus restauraciones de un 84,8% (**CHRISTOPH, 2006**).

Sailer, en 2007, realizó un estudio sobre 57 restauraciones con óxido de circonio en su composición (DCM), en 45 pacientes, con un intervalo de observación de 5 años, obteniendo una supervivencia clínica del 73,9% y con un porcentaje del 15,2% de delaminado en su porcelana de revestimiento (**SAILER, 2007**).

Edelhoff en 2008, en 22 restauraciones de óxido de circonio (Digident), tras un periodo de observación de 3 años y una supervivencia clínica del 100%, apreció un índice de fractura de la porcelana de recubrimiento de un 9,09% (**EDELHOFF, 2008**).

Tinschert, en cambio, obtuvo un índice de delaminado muy inferior a los anteriores estudios citados, de un 6%, en un periodo de observación de 3 años, con restauraciones DC-Zirkon (Precident) (**TINSCHERT, 2008**).

Wolfart y cols en restauraciones con el sistema IPS e.max Press obtuvieron un 5,5% de fracturas de la cerámica de recubrimiento en un seguimiento de 8 años (**WOLFART, 2009**).

Schmitt y cols en restauraciones posteriores Lava, obtuvieron un 11% de fracturas de la cerámica de recubrimiento después de un seguimiento de 3 años (**SCHMITT, 2009**).

Roediger, en 2009, en 99 coronas unitarias posteriores de óxido de circonio, tras un periodo de observación de 4 años (Cercon), obtuvo un índice de delaminado de 13,1% (**ROEDIGER, 2009**).

Pospiech, en 2011 realiza una revisión bibliográfica de la aparición clínica de los *chipping* afirmando que el índice de estos fracasos puede incrementarse en alguno de los estudios hasta un 50% (**POSPIECH, 2011**).

Son valores de fractura de la porcelana muy altos, si los comparamos con los que presentan las restauraciones convencionales ceramo-metálicas, alrededor de un 4% de fractura de la porcelana, con una tasa de supervivencia a los 10 años de un 87% (**COORNAERT, 1984; ANDERSON, 1993; CREUGERS, 1994; WALTON, 2002**); estos datos nos preocupan como odontólogos restauradores a la hora de utilizar con seguridad este material cerámico en nuestros tratamientos.

Debido a esta complicación, nuestro estudio se ha centrado en comparar diferentes coronas con composición de óxido de circonio en su estructura, que existen en la actualidad en el mercado (Lava <sup>TM</sup> 3M ESPE, ZirPress Ivoclar Vivadent®, ZirCAD Ivoclar Vivadent®), con diferente metodología de procesado de la porcelana de revestimiento sobre sus estructuras internas de zircona; procesado por capas o estratificación, y procesado con porcelana inyectada sobre la cofia, con coronas ceramo-metálicas convencionales, diferenciando de igual forma los dos diferentes métodos de colocación de la porcelana de recubrimiento.

La elevada incidencia de fracturas de la cerámica de recubrimiento en restauraciones de óxido de circonio indica que es preciso solventar este problema en el futuro.

La fractura de la cerámica de recubrimiento en las restauraciones de óxido de circonio puede ser debida a varias causas, según diferentes investigaciones (**AL-SHEHRI, 1996; ISGRO, 2003; DE JAGER, 2005; ASHKANANI, 2008; BEUER, 2009; FISCHER, 2008**):

- Por una insuficiente fuerza de unión entre la cerámica de recubrimiento y la estructura del núcleo.
- Por una excesiva tensión entre la cerámica de recubrimiento y la estructura interna debido al diferente coeficiente de expansión térmica que puede haber entre ambas. La excesiva tensión superficial de la cerámica de recubrimiento se produce durante el enfriamiento

después de haberla sacado del horno, cuando ocurre una diferente contracción térmica de ambas superficies. Se debería intentar conseguir un coeficiente de expansión lo más parecido posible al de la estructura para que no ocurra ese aumento de tensión.

- Por una excesiva carga oclusal, debida a un contacto prematuro. **(PELÁEZ, 2010).**

En los estudios *in vitro* que existen sobre la fractura de la cerámica de recubrimiento en restauraciones totalmente cerámicas, los resultados son muy parecidos a los producidos en metal-cerámicas. Pero cuando se observan los estudios *in vivo* se ve que las fracturas de cerámicas de recubrimiento en restauraciones cerámicas son mayores que en coronas metal-cerámicas. Esto puede ser por **(SAILER, 2007; FISCHER, 2008):**

- En la mayoría de los sistemas metal-cerámicos, este excesivo stress puede ser compensado por una deformación elástica o plástica de la misma estructura. Sin embargo, en todos los sistemas cerámicos, la estructura cerámica es rígida y no permite compensar este stress **(ROMEO, 2009).**

- El hecho de que las restauraciones se encuentren en contacto continuo con la saliva de la cavidad oral puede causar una hidrólisis de la unión Si-O-Si, lo cual afectaría a las propiedades mecánicas de la cerámica. Por tanto el incremento del fallo de la unión de la cerámica de recubrimiento bajo condiciones de humedad de la cavidad oral puede ser atribuido a la diferente composición química con la cerámica de la técnica metal-cerámica, resultando una mayor susceptibilidad a un ataque hidrolítico.

- Una desventaja que tenían las técnicas de CAD/CAM de estructuras es que el espesor uniforme de las estructuras diseñadas de forma virtual puede no proporcionar el apoyo

adecuado para el revestimiento cerámico. Las proporciones ideales de las estructuras para el apoyo suficiente de la cerámica de recubrimiento son difíciles de conseguir (**PELÁEZ, 2010**).

Hasta la fecha son pocos los trabajos de investigación realizados sobre la resistencia *in vitro* de las porcelanas de recubrimiento sobre las cerámicas de nueva generación, como son las de óxidos, y en particular sobre la circonita, y más aún, cuando éstas se comparan con valores de resistencia de las coronas ceramo-metálicas.

## **6.1 DISCUSIÓN DEL MATERIAL Y MÉTODO**

### ***6.1.1. DISCUSIÓN DEL ENSAYO DE COMPRESIÓN***

La elección del tipo de ensayo y el diseño del mismo, en nuestro caso un **ensayo de compresión**, está basada en las recomendaciones de la CRA sobre ensayos de compresión para estudiar la resistencia entre materiales cerámicos (**CRA 2002**), además de contrastar en la revisión bibliográfica que nuestro diseño del ensayo, disposición de las muestras, número de las mismas, velocidad de avance de la carga etc, es muy similar a los propuestos por diversos autores (**SNYDER, 2005; BINDL, 2006; MOHAMMED, 2008; MORI, 2010;**). Los ensayos puros de compresión, parecen ser los adecuados para el estudio de la resistencia a la fractura de coronas o puentes (**KIM, 2001; VEGA DEL BARRIO, 2005; WHITE, 2005; WOOD, 2007; HEINTZE, 2008; EISENBURGER, 2011**).

Cabe señalar también que la velocidad de cruceta o velocidad de avance de la carga de 0.5 mm/min (importante a la hora de comparar estudios entre sí) se estableció asimismo tras revisar la literatura acerca de esta variable y comprobar que era una velocidad empleada en la mayoría de estudios similares (**MARTÍNEZ, 2001; POTIKET, 2004; WHITE, 2005; ATSU 2006; AL-MAKRAMANI, 2006; AKSSON, 2009; SHIJO, 2009; CHOI, 2009; JÖRN, 2010; SALAZAR, 2010**).

Snyder en 2005, comparó la resistencia a la fractura de la porcelana en 5 grupos diferentes de coronas totalmente de cerámicas, IPS Eris, Cerec In-Lab Alúmina, Cerec In-lab Circonia, Procera AllCeram Alúmina, y Procera Zirconia. Las muestras fueron sometidas a una fuerza estática compresiva de 5000 N, con una velocidad de cruceta de 0,5 mm/min (misma carga y velocidad que en nuestro trabajo). En el ensayo se concluyó que existían diferencias significativas entre el grupo de Procera Circonia con respecto a todos los demás (p-valor = 0,039), con una cifra de resistencia mayor en este grupo (**SNYDER, 2005**).

AL-Makramani en 2009; estudia 30 coronas con núcleo de óxido de alúmina, 10 coronas Turkom-Cera, 10 In-Ceram, y 10 coronas Procera AllCeram, con una porcelana feldespática de alta resistencia como cerámica de recubrimiento, aplicando sobre ellas una fuerza vertical con una velocidad de cruceta de 1mm/min. Observa la resistencia a la fractura de la porcelana de recubrimiento, con datos de resistencia de  $2184 \pm 164$  N en Turkom-Cera,  $2042 \pm 200$  N en In-Ceram, y  $1954 \pm 211$  en Procera AllCeram. La metodología es igual a la seguida en nuestra investigación diferenciándose únicamente en la velocidad de avance de cruceta, siendo ésta el doble de la utilizada en nuestro estudio (**AL-MAKRAMANI, 2009**).

Akesson en 2009, estudió la resistencia a la fractura de diferentes estructuras de núcleo de óxido de circonio; 5 muestras de óxido de circonio estabilizado con magnesio con 0,2mm de grosor (Mg-PSZ; Denzir-M, ), 5 muestras con zircona estabilizada con itria con 0,1mm de grosor (Y-TZP Denzir) y 5 muestras de zircona estabilizada con itria con 0,2mm de grosor (Y-TZP Denzir). Los valores de fractura fueron:  $4521 \pm 635$  N para Denzir Y-TZP 0,2mm;  $3072 \pm 424$  N para Denzir Mg-PSZ; y  $1931 \pm 634$  N para Denzir Y-TZP 0,1mm. Aunque para discutir nuestros resultados este trabajo no es válido, puesto que examina la resistencia del núcleo de zircona y no de cerámica de recubrimiento; sí que es válido para discutir la metodología, puesto que utiliza la misma velocidad de avance de cruceta que la seguida por nosotros. Lo lleva a cabo a través de un máquina Instron de carga estática con una velocidad de cruceta 0,5mm/min. Para la aplicación de carga utiliza una esfera metálica de 5 mm de diámetro (**AKESSON, 2009**).

Ruohong en 2010, realiza un estudio sobre 102 probetas metal-cerámica, utilizando como porcelana de recubrimiento IPS inLine (Ivoclar Vivadent), variando en los especímenes el tipo de aleación metálica de núcleo; Brite GoldXH (Alto contenido en Oro), W-5 (oro-Paladio) y IPS d.SIGN 53 (paladio-plata). Para el ensayo de compresión utiliza la misma metodología de trabajo que la utilizada por nosotros; máquina Instron Corp, Norwood, Mass, model 4204. El

intervalo de resistencia de los especímenes se encuentra entre 40,6 a 48,2 MPa, no existiendo diferencias estadísticamente significativas entre grupos. A continuación, visualiza en SEM una muestra de cada grupo, observando que en todas ellas existe fallo cohesivo de la cerámica de revestimiento **(RUOHONG, 2010)**.



### **6.1.2. DISCUSIÓN DEL DISEÑO DE LAS MUESTRAS**

El diseño de las muestras en nuestra investigación fue el perteneciente al de una corona de un primer molar superior a escala 1:1 con respecto al tamaño medio del diente natural. La morfología oclusal fue determinada por el área de contacto con el antagonista (bola de alúmina de 4 mm de diámetro). El antagonista contactaba con la restauración entre las vertientes internas de las cúspides vestibulares y la cúspide palatina, con un esquema de apoyo tipo tripódico **(CHEN, 1999; ZHANG, 2008)**.

Marker en 1986, estudió la resistencia a carga estática de compresión de la cerámica de recubrimiento de 135 restauraciones ceramo-metálicas dividiendo estas en 3 grupos según la naturaleza de su núcleo interno (metal noble y metal no noble). Los especímenes de la investigación fueron diseñados a escala 1:1, con la misma forma oclusal que los diseñados para nuestro estudio **(MARKER, 1986)**.

Zahran en 2008, comparó con una metodología muy parecida a la utilizada en nuestro trabajo, la resistencia a la fractura de la porcelana superficial; 20 coronas unitarias completas de cerámica feldespática, Vita Mark II, y 20 coronas con base interna de óxido de circonio con porcelana feldespática en su periferia. El diseño de la muestra fue a escala 1:1, respetando las dimensiones medias que presenta una corona de un molar en el medio oral, ocluyendo de forma tripódica con su antagonista en vertientes internas de las cúspides vestibulares y palatinas. Obtuvo valores de fractura de  $1459 \pm 492$  N en el grupo In-Ceram YZ, y  $1272 \pm 109$  para el grupo de Vita Mark, no existiendo diferencias estadísticamente significativas entre los dos, ( $p = 0.268$ ) **(ZAHARAN, 2008)**.

Bindl, en 2006, estudió la resistencia a la fractura de diferentes especímenes en forma de coronas, del mismo tamaño que las procesadas en nuestra investigación, en el que analizaba la resistencia de diferentes tipos de restauraciones; In-Ceram Circonia (Vita), In-Ceram YZ cubes (Vita), y otra totalmente cerámica de disilicato de litio (VP2297, Ivoclar Vivadent). Obtuvo en las coronas con óxido de circonio en su base, unos resultados muy similares a los nuestros;  $1973 \pm 287$  N en el caso de coronas In-Ceram YZ cubes,  $1820 \pm 211$  N en las coronas In-Ceram Circonia, y  $1919 \pm 326$  N para los especímenes completamente cerámicos; todos ellos, fijados al muñón con una técnica de cementación adhesiva. El autor también estudió el comportamiento de los especímenes diferenciándolos según la técnica de cementación, adhesiva o no adhesiva, concluyendo que existen diferencias estadísticamente significativas, en los especímenes totalmente cerámicos, sin existir diferencias estadísticas en la técnica de cementación utilizada en los especímenes con base de circona (**BIND, 2006**).

Una característica que debemos tener en cuenta a la hora de realizar coronas de óxido de circonio, y que nosotros hemos respetado en nuestro trabajo, es la forma de la cofia interna; basándonos en trabajos como el realizado por Mori, en 2010; se debe respetar la forma anatómica de la corona en la estructura interna, para dejar un espesor homogéneo en toda la capa de la porcelana de recubrimiento, sin zonas con demasiada o escasa cantidad de porcelana que pueda disminuir la resistencia de la restauración, y ocasionar los tan frecuentes e indeseables delaminados de la porcelana.

En su estudio, compara dos tipos de diseños diferentes de coronas, con estructuras internas de óxido de circonio parcialmente estabilizado con Ytrio; una forma anatómica y otra, no-anatómica (plana). Sometió los especímenes a carga estática compresiva, obteniendo diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos, con valores más altos de

resistencia a la fractura de la porcelana de recubrimiento en las coronas en las que se había respetado la anatomía coronal en el diseño de la cofia (**MORI, 2010**).

Muchos de los laboratorios que confeccionan estas prótesis no tienen en cuenta esta consideración y realizan una cofia plana sin forma anatómica con un mismo espesor indistintamente del caso, que ocasiona un estrés mayor en la unión de la porcelana de revestimiento con el óxido de circonio, que terminará en un fracaso de la restauración (**ROSENTRITT, 2009; DEL RÍO HIGHSMITH, 2009; POSPIECH, 2011**).

Sundh, en 2004, estudió en 4 grupos diferentes, la resistencia a la fractura de la corona completa; 40 coronas con núcleo de óxido de circonio parcialmente estabilizado con Ytrio (Denzir), sobre las cuales, en 20 coronas se colocaron como porcelana de recubrimiento IPS Empress 2 y en otras 20 IPS Eris diferenciándose a su vez cada grupo de 20, en el espesor de la cofia interna, 10 de ellas con un grosor uniforme en todo su espesor de 0,5mm, pero siendo variante el grosor de la porcelana de revestimiento en el diseño de la corona (Molar) y otras 10 con un diseño anatómico de la cofia, con un espesor variante en todo el contorno de la estructura interna, dependiendo de la anatomía del espécimen a reproducir, para que existiera un grosor uniforme de la porcelana de revestimiento. Los datos obtenidos cuando fueron sometidos a carga estática, con una velocidad de carga de 0,5 mm/min y una carga de 5Kg, fueron:  $3486 \pm 1067$  N en coronas de núcleo anatómico con porcelana de revestimiento de IPS Empress 2,  $2226 \pm 553$  N para las diez coronas con un grosor de cofia de 0,5mm con porcelana de Empress 2,  $4114 \pm 321$ N para las 10 coronas con cofia anatómica con porcelana IPS Eris, y  $2740 \pm 371$  N para las 10 coronas con cofia de 0,5 mm y porcelana IPS Eris. Concluyó que las coronas con núcleo interno de óxido de circonio parcialmente estabilizado con Ytrio, con un diseño anatómico según las necesidades de la anatomía clínica con un espesor uniforme de la porcelana superficial eran

estadísticamente más resistentes a la fractura que las de diseño homogéneo de 0,5 de espesor de la cofia interna, con variación del espesor de la porcelana de revestimiento (**SUNDH, 2004**).

Otro parámetro a tener en cuenta es la naturaleza del óxido de circonio utilizado, si está parcialmente estabilizado o no; y si está, con que óxido está combinado.

Sundh, en 2006, estudió, la resistencia a la fractura de la porcelana de recubrimiento de dos coronas con núcleo de óxido de circonio, pero estabilizado con 2 tipos diferentes de elementos, ytrio y magnesio; Denzir –M (circona estabilizado con magnesio) y Vita YZ (circona estabilizada con Ytrio), concluyendo que la porcelana de recubrimiento de las coronas de Vita YZ era estadísticamente más resistente a la carga estática vertical que la porcelana que recubría las coronas Denzir –M (**SUNDH, 2006**).

### **6.1.3. DISCUSIÓN DEL ALMACENAMIENTO DE LAS MUESTRAS**

Todas las muestras estuvieron, hasta su ensayo de cizalla, en un ambiente húmedo durante 24 horas en una estufa P Selecta modelo 210 a 37° C, simulando en lo posible las condiciones del medio oral.

Estas condiciones de almacenamiento son correctas (ATSU, 2006), pero nuestro estudio, por motivos económicos y logísticos, no incluyó un proceso de termociclado (BLATZ, 2010). El termociclado es un proceso por el cual se almacena la muestra durante un periodo de tiempo en equipos especializados y se establecen ciclos de variación de temperatura. Transcurrido el tiempo estipulado de almacenaje (varía de días a meses) se somete a la muestra al ensayo para verificar si el tiempo y los cambios de temperatura alteran su comportamiento mecánico.

## **6.2 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS.**

### ***6.2.1. DISCUSIÓN DE LAS UNIDADES DE MEDICIÓN DE LOS RESULTADOS.***

En muchos de los artículos que nos encontramos en la bibliografía, las cifras de resistencia a la fractura están expresadas en MPa. Son trabajos en los que, en el receptor de carga, es fácil detectar el área de superficie con el que ejerce la fuerza el aplicador; se trata de especímenes de gran tamaño, como bloques o probetas (**LÓPEZ, 2010, CHAPMAN, 2005, CHOI, 2009, RAIGRODSKI, 2004**).

El Pascal (símbolo Pa) es la unidad de presión del Sistema Internacional de Unidades. Se define como la presión que ejerce una fuerza de 1 Newton sobre una superficie de 1 metro cuadrado normal a la misma (**KELLY, 1995; PITTAYACHAWAN, 2007, ÖZKURT, 2010**).

$$1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ J/m}^3 = 1 \text{ kg m}^{-1} \text{ s}^{-2}$$

Debido a la metodología de nuestro trabajo, en el que trabajamos sobre restauraciones de anatomía y tamaño real, a escala 1:1, con respecto a las utilizadas en el medio oral, el cálculo del área de contacto del antagonista es de gran dificultad, lo que nos conllevaría a sesgar los datos obtenidos si transformáramos los N en MPa. La utilización de Newtons como unidad de fuerza en los ensayos de resistencia a la compresión de restauraciones prostodóncicas a escala real, está avalada por la literatura (**BRUKL, 1987; PROEBSTER, 1992; SCHRÖDER, 2005; KELLERHOFF, 2007; TSALOUCHOU, 2008; FAHMY, 2011**).

### 6.2.2. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS DEL ENSAYO DE COMPRESIÓN

Para analizar la resistencia óptima que deben soportar las restauraciones protésicas en el medio oral, es de máxima importancia conocer lo que la literatura nos cita sobre las restauraciones cerámicas sin metal; éstas deben soportar adecuadamente las fuerzas de la masticación (un adulto puede llegar a 700-800 N) sin sufrir fracturas del material (**CRAIG, 1997; NISHIGAWA, 2001**). La resistencia mecánica *in vitro* en orden creciente según diversos estudios es la siguiente: IPS Empress 130-180 MPa (**ANDERSSON, 1998; SCHIRRA, 1998; WAGNER, 1996; FONS, 1999; TOUATI, 2000; McLEAN, 2001; HAGG, 2004**), In Ceram Espinel 250-350 MPa (**PRÖBSTER, 1997**), IPS Empress 2: 200-400 MPa (**SUÁREZ, 2000; ÁLVAREZ, 2003**), In-Ceram Alúmina 400-600 Mpa (**KELLY, 2004; GUAZZATO, 2004**), In-Ceram Zirconia 570-630 MPa (**BLATZ, 2003; GUAZZATO, 2004**), Procera Alúmina: 600 MPa (**POTIKET, 2004**), sistema Lava y otros sistemas de circonia ( Procera Zirconia, Everest o IPS e.max ZirCAD): 900-1200 MPa (**RAIGRODSKI, 2004; AGUSTÍN, 2011**). En nuestro estudio, las coronas examinadas (1325,74-2310,49 N) superan ampliamente las cifras estipuladas como necesarias para la supervivencia clínica de la restauración.

En el análisis de la literatura no hemos encontrado ningún estudio, en el que hayan sido comparados entre sí los valores de resistencia de la cerámica de recubrimiento de los mismos grupos de óxido de circonio estudiados en nuestra investigación. El único artículo revisado en el que utilizan los mismos grupos pero con distinta metodología es el publicado por López-Mollá en 2010. Dicha investigación estudia la fuerza de unión de la cerámica de recubrimiento al núcleo a través de un ensayo de cizalla (Carga estática con máquina universal Instron). En él, se analiza seis grupos de nueve probetas cada uno: Cromo-Niquel/d.SIGN (13,45 MPa); IPS e.max Press/IPS e.max Ceram (24,20 MPa); IPS e.max ZirCAD/ IPS e.max ZirPress (12,70 MPa); IPS e.max ZirCAD/IPS e.max Ceram (7,86 MPa); Lava Frame/Lava Ceram (10,20 MPa); Lava

Frame/IPS e.max Ceram (4,62 MPa). La metodología del ensayo consistía en la aplicación lateral de una carga estática en la interfase núcleo-cerámica de recubrimiento en probetas cilíndricas (dimensiones: 15mm de largo x 8mm de diámetro). Demostraron que la cerámica de recubrimiento que mejor se adhiere sobre el núcleo de circona fue la IPS e.max ZirCAD/ IPS e.max ZirPress (**LÓPEZ, 2010**).

Potiket en 2004, realizó un estudio de resistencia a la compresión en 40 coronas de recubrimiento completo, dividiendo éstas en diferentes grupos dependiendo de la naturaleza de su núcleo; restauraciones ceramo-metálicas, de óxido de circonio (Procera AllZirkon) y de óxido de alúmina (Procera AllCeram®). Las somete a carga estática de compresión (Instron 4411; Instron Canton, Mass), no encontrando diferencias estadísticamente significativas entre sus resistencias (**POTIKET, 2004**).

Schröder y Spiegel, en 2005, realizaron un estudio, con 4 grupos de coronas diferentes, IPS e. max Press con porcelana de revestimiento IPS e. max Ceram, IPS e. max CAD con cerámica superficial de IPS e. max Ceram, IPS e. max CAD con cerámica IPS Eris, y IPS e.max ZirCAD con porcelana de IPS e. max Ceram; todos de la casa Ivoclar. En él se comprobó que la carga a la fractura de la porcelana de revestimiento de la corona IPS e.max ZirCAD con porcelana de revestimiento de IPS e. max Ceram, fue significativamente superior a la de las otras restauraciones con valores medios de 1750 N. Son resultados muy parecidos a los nuestros que fueron de 1840 N (**SCHRÖDER, 2005**).

Chapman, en 2005, compara la resistencia a la fractura de diferentes tipos de porcelanas de recubrimiento, de distintas coronas, AllCeram (Nobel Biocare) Procera ® AllZirkon (Nobel Biocare) y Lava Circonia <sup>TM</sup> (3M ESPE <sup>TM</sup>). En este estudio los valores se expresan en MPa (Megapascales) , en vez de N (Newton), siendo los resultados,  $309,5 \pm 64$  MPa,  $564,7 \pm 142$  MPa,  $819,7 \pm 129$  MPa, respectivamente; siendo claramente superior estadísticamente el valor de



resistencia de las coronas de Lava 3M (**CHAPMAN, 2005**). En nuestra investigación el grupo Lava <sup>TM</sup> 3M ESPE fue el grupo de restauraciones de óxido de circonio que mejor resultados obtuvo.

Tsalouchou en 2008, llevó a cabo una investigación sobre 50 coronas de óxido de circonio de Ivoclar Vivadent, en la que comparó la resistencia a la fractura de dos tipos de cerámica de recubrimiento; cerámica inyectada sobre núcleo de zircona (IPS e.max® ZirPress), y cerámica estratificada (IPS e.max® Ceram). La resistencia media de ambos grupos fue: ZirPress ( $2135,6 \pm 330,1$  N); IPS e.max Ceram ( $2189,9 \pm 317,6$  N); no encontrando diferencias estadísticas entre ambos grupos. Dichos valores de resistencia fueron muy próximos a los que obtuvimos en nuestro ensayo (**TSALOUCHOU, 2008**).

Choi, comparó la resistencia a la fractura de la porcelana de recubrimiento (45 muestras) de dos tipos de restauraciones (metal-cerámica y de circonio (Cercon®)). Demostró que la restauración metal cerámica ( $35,87 \pm 4,23$  MPa) es más resistente estadísticamente que la de zircona ( $25,43 \pm 3,12$  MPa) (**CHOI, 2009**).

Chai, en 2010, compara la resistencia a carga estática de tres sistemas de cerámicas mecanizadas de circonio (Lava, DC-Zircon y Cercon) y una cerámica aluminosa reforzada con circonio (In-Ceram Zirconia). La resistencia de Lava fue significativamente menor que la de DC-Zircon pero significativamente mayor que la de Cercon e In-Ceram Zirconia. La diferencia entre sistemas radica en la naturaleza de su composición; DC-Zircon, un Y-TZP mecanizado postsinterizado; Lava y Cercon son Y-TZP presinterizados (**CHAI, 2010**).

Brukl, obteniendo unos resultados compatibles a los nuestros, estudió la resistencia a la fractura de la porcelana de recubrimiento de coronas metal-cerámicas. Obtuvo unos datos de media de fractura de  $1895 \pm 317$  N (**BRUKL, 1987**).

Pröbster y Kellerhoff analizaron, de forma similar al anterior autor, la resistencia de la porcelana de recubrimiento en coronas metal-cerámica, obteniendo cifras medias de fractura de 1494 N (**PRÖBSTER, 1992**), y de  $1680 \pm 150$ N (**KELLERHOFF, 2007**) respectivamente.

Venkatachalam, analizó dos grupos de restauraciones ceramometálicas; un grupo con metal-cerámica inyectada, y otro con metal-cerámica estratificada. Fueron sometidas a ensayo de carga estática (Máquina Instron). No observaron, en contraposición a nuestro estudio, diferencias significativas en los valores obtenidos en la fuerza media de fractura (**VENKATACHALAM, 2009**).

Los estudios clínicos actuales revelan una tasa incrementada de fracturas de las porcelanas de recubrimiento sobre núcleo de circonio (6-15% en un plazo de tres a cinco años), comparado con las restauraciones ceramometálicas (4-10% después de 10 años). Ello indica la necesidad de ampliar los estudios de carga estática con estudios *in vitro* cíclicos que reproduzcan las condiciones del medio oral, así como estudios clínicos longitudinales *in vivo*.

### **6.2.3. DISCUSIÓN DEL ANÁLISIS DE IMÁGENES POR MICROSCOPIA ÓPTICA Y ELECTRÓNICA.**

Konstantinos, estudió la resistencia de restauraciones metal-cerámica (con y sin collarete metálico), y las analizó a SEM tras la carga, observando la existencia de una zona de fractura radial adyacente a la zona de carga (**KONSTANTINOS, 2009**). De la misma forma, Tsalouchou, Zhang y Shijo, en sus investigaciones sobre coronas de óxido de circonio, observaron que todas las muestras analizadas tras la fractura presentaron un patrón de fractura periférica a nivel oclusal, adyacente a la zona de contacto con el antagonista (**TSALOUCHOU, 2008; ZHANG, 2008; SHIJO, 2009**).

#### ANÁLISIS DE IMAGEN TRANSVERSAL:

Clasificamos el tipo de fractura de la restauración tras el ensayo según la clasificación propuesta por diferentes autores (**KONSTANTINOS, 2009**):

- *Cohesivo (chipping)*: si la fractura se presenta dentro del material de recubrimiento cerámico sin afectación de la interfase cerámica-núcleo (**SCHERRER, 2008; QUINN, 2010; BONFANTE, 2010; RUES, 2010; KOUTAYAS, 2010**).
- *Adhesivo*: la fractura se sitúa en la zona de unión núcleo-material de recubrimiento (**ABOUSHELIB, 2008, ÖZKURT, 2010; SAITO, 2010**).

En nuestra investigación podemos observar un aumento en fallos cohesivos en las restauraciones de zircona en contraposición de las ceramometálicas (predominantemente adhesivos) (**SCHERRER, 2008**). Este aumento de los delaminados o chipping es justificado por Martin Rosentritt, que en su investigación de la resistencia de restauraciones de zircona en

molares, demuestra que en todas ellas se produce un fallo cohesivo en la porcelana de recubrimiento y no en la interfase núcleo-circona (**ROSENTRITT, 2009**). Dicho autor desmiente las teorías anteriores, en las que se creía que la problemática de las restauraciones de óxido de circonio se encontraba en la interfase núcleo-cerámica (**LAWN, 2007; KIM, 2008**).

Blatz, estudió el comportamiento mecánico de la unión cerámica-núcleo de 120 muestras (dimensiones: 10mm x 10mm x 2mm). 90 especímenes con núcleo de circonio Lava divididas en tres grupos según su cerámica de recubrimiento (Cerabien ZR, GC Initial y Lava Ceram). 30 especímenes con núcleo metálico (Grupo control). Los datos que obtuvo de resistencia a la carga estática sometida de forma lateral en la unión núcleo-cerámica fueron superiores estadísticamente en los grupos de óxido de circonio que en el grupo control (ceramo-metálico). Aunque su metodología del ensayo difiere de la nuestra, lo que sí que es una característica reseñable es que todas las fracturas de los especímenes de circonia se produjeron de forma cohesiva (*chipping*); demostrando de esta forma, la unión óptima entre la circonia-cerámica de recubrimiento (**BLATZ, 2010**).

Tsalouchou, en su investigación sobre 50 coronas de óxido de circonio, anteriormente nombrada en el apartado de discusión por resultados, analizó los especímenes a SEM en el plano transversal, demostrando que la fractura más frecuente fue la de tipo cohesiva (**TSALOUCHOU, 2008**).

De la misma forma que los anteriores autores, Saito, en su estudio de resistencia a la fractura de la cerámica de revestimiento de 72 probetas con núcleo de circonia, observó como tipo de fractura más frecuente, en un 88,8%, la de tipo cohesiva (**SAITO, 2010**).

Marker en 1986 estudio la resistencia a la fractura de la porcelana de recubrimiento de 135 restauraciones metal-cerámica. Las sometió a carga estática de compresión y tras el ensayo examinó los tipos de fracturas obtenidas. Dicho autor, en contra a lo mostrado en nuestra

investigación, observó macroscópicamente un índice mayor de fracturas cohesivas (**MARKER, 1986**). La metodología para la visualización del tipo de fractura fue muy distinta a la realizada en nuestra investigación, puesto que únicamente observaban macroscópicamente en una lupa de aumento el defecto externo de la restauración, sin analizar el fallo en un plano sagital; con lo que por ejemplo fallos adhesivos en la interfase cerámica de recubrimiento-núcleo en los que la porcelana no estuviera desprendida de la restauración no eran detectadas como tales, sino como fracturas cohesivas. Debido a estas limitaciones en su metodología, podemos evidenciar la diferencia entre resultados.

Schweitzer en 2005 estudió la resistencia en 40 restauraciones metal-cerámicas. Estas fueron divididas en dos grupos según la técnica de laboratorio de colocación de la porcelana de recubrimiento sobre núcleo de metal (20 probetas con técnica inyectada y 20 con técnica estratificada). De forma similar al anterior autor observó como fractura más frecuente la de tipo cohesiva (**SCHWEITZER, 2005**).

Fischer, 2007, en su análisis mediante Microscopía Electrónica de Barrido (SEM) de la composición elemental y de la distribución de la interfase zircona-porcelana de sus restauraciones de óxido de circonio sometidas a carga estática hasta la fractura de la porcelana superficial, no logró explicar la presencia de una unión química al no poder detectar zona de transición y/o presentaciones iónicas definidas. Afirmó que las fracturas se produjeron adyacentes a la interfase, pero no hacia el interior de la masa de cerámica de recubrimiento. Una fina capa de cerámica permanecía sobre la superficie de la zircona (**FISCHER, 2007**).

Venkatachalam en 2009, en su metodología observaba, de la misma forma que nosotros, mayor número de porosidades en las cerámicas de revestimiento realizadas por técnica de presión que en las cerámicas estratificadas (**VENKATACHALAM, 2009**).

Hasta la fecha no existe evidencia científica de una unión química entre la circona y las porcelanas de recubrimiento. Los dos materiales parecen unirse mediante un engranaje mecánico y a través de la formación de fuerzas compresivas resultantes de la contracción térmica durante el enfriamiento tras el sinterizado (**BAN, 2008**).

En nuestro estudio por la imagen hemos encontrado, como los autores anteriores, la existencia de una unión mecánica entre la circona-porcelana, pero tampoco hemos podido demostrar la existencia de una unión química. El tipo de fractura más frecuente en nuestro análisis fue el de fallo cohesivo de la porcelana de revestimiento.

No hemos encontrado evidencia científica donde se analice el modo de propagación de la fractura adyacente a la zona de contacto con el antagonista. Lo que si podemos afirmar es que, en nuestro estudio, todas las muestras analizadas presentaron un patrón de fractura radial o periférica contigua a la zona de oclusión.

## **7. CONCLUSIONES**





A la vista de los resultados obtenidos, y teniendo en cuenta las limitaciones inherentes al presente estudio *in vitro*, podemos establecer las siguientes conclusiones:

1. La metodología utilizada para el diseño de los especímenes, así como el tipo y progresión de la carga en nuestro estudio, resulta adecuada para este tipo de experimentación.
2. Todas las porcelanas de recubrimiento analizadas superan ampliamente los valores medios de resistencia a la fuerza de compresión ejercida durante la masticación establecida en la normativa ISO 6872.
3. Clasificadas las muestras en dos únicos grupos dependiendo de la naturaleza de su núcleo interno, afirmamos que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia media del grupo de óxido de circonio y del ceramo-metálico.
4. Al analizar los valores medios de fractura, afirmamos que los grupos que mejores resultados de resistencia a la compresión han obtenido fueron el Grupo III (Lava™ FrameZirconia+ Lava™ Ceram) y el Grupo IV (Cr-Ni (Rexillium V)+ IPS d.SIGN.). El tipo de restauración que obtuvo los datos más bajos de resistencia fue, con gran diferencia, el grupo VI (Cr-Ni (Rexillium V)+ IPS InLinePoM.).
5. Al analizar el tipo de fractura producido en el ensayo de carga estática observamos que:
  - En las restauraciones metal-cerámica la fractura más frecuente (92%) fue la de tipo adhesiva.
  - En las restauraciones de óxido de circonio la fractura más frecuente (72%) fue la de tipo cohesiva. En este grupo, al producirse el fallo

adhesivo el valor medio de resistencia a la carga es estadísticamente superior al de cuando se produce de forma cohesiva. Es decir, la formación de *chipping* se genera con valores de carga más bajos que cuando se genera una fractura adhesiva.

6. A Microscopía Electrónica de Barrido, el patrón de fractura superficial existente en todas las coronas analizadas en su punto de oclusión con el antagonista, fue el de patrón radial o periférico. Es decir, la deformación del material de recubrimiento se produce en la zona de oclusión, propagándose la fractura contigua a ella de forma radial.

## 8. BIBLIOGRAFÍA



**-A-**

- Abboud M, Stark H. Volkeramische restaurationen im front-und seitenzahnbereich (All-ceramic restorations in the front and posterior region). Quintessenz 2003; 54:1295-302.
- Aboushelib M, Feilzer A, Jager N, Kleverlaan C. Prestresses in bilayered all-ceramic restorations. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 2008; 87B: 139-145.
- Aboushelib M, Kleverlaan C, Feilzer A. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. J Prosthodont 2008; 17: 401-408.
- Aboushelib M, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part II: Zirconia veneering ceramics. Dent Mater 2006; 9:857-863.
- Agustín R, Fons A, Granell M, Solá MF, Lobaig C. Comportamiento de la porcelana de recubrimiento en coronas de óxido de circonio tras someterlas a carga estática. Rev Int Prótesis Estomatológica 2011; 2: 105-112.
- Ahlmann D. Ocho años de experiencia con el sistema de fresado DCS. Quintessence técnica 2001; 12(3): 157-166.
- Akagi K, Okamoto et al. Properties of test metal ceramic titanium alloys. J Prosthet Dent 1992; 68 (3): 462-467.
- Akesson J, Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic crowns placed on a preparation with a slice-formed finishing line. Journal of oral Rehabilitation 2009; 36: 516-523.
- Al- Shehri SA, Mohamed H, Wilson CA. Influence of lamination on the flexure strength of dental castable ceramic. J Prosthet Dent 1996; 76: 23-28.
- Albers H. Odontología estética. Selección y colocación de materiales. Barcelona: Labor 1988.

- Allen E, Bayne S, Brodine A, Cronin R, Donovan T, Kois J and Summitt J. Annual review of selected dental literature: Report of the committee on scientific investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. *J Prosthet Dent* 2003; 90 (1): 50-80.
- AL-Makramani B, Abu-Hassan R. Evaluation of load at fracture of Procera AllCeram coping using different luting cements. *J Prosthodont* 2006; 17: 120-124.
- AL-Makramani B, Razak A, Abu-Hassan M. Load at Fracture of Turkom-Cera All-Ceramic Material. *Journal of Prosthodontics* 2009; 18 : 484–488
- AL-Makramani BMA, Razak AAA, Abu-Hassan MI. Effect of luting cements on the compressive strength of Turkom-Cera® all-ceramic copings. *J Contemp Dent Pract* 2008; 2: 033-040.
- Álvarez-Fernández MA, Peña-López JM, González-González IR, Olay-García MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *RCOE* 2003; 8(5): 525-546.
- Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater.* 2006;22:283-90.
- Anderson RJ, Janes G et al. Comparison of the performance on prosthodontic criteria of several alternative alloys used for fixed crown and partial denture restorations: Department of Veterans Affairs Cooperative Studies Project 147. *J Prosthet Dent* 1993; 69 (1):1-11.
- Anderson RJ, Janes GR, Sabella LR, Morris HF. Comparison of the performance on prosthodontic criteria of several alternative alloys used for fixed crown and partial denture restorations: Department of Veterans Affairs Cooperative Studies Project 147. *J Prosthet Dent* 1993; 69:1-8.
- Andersson M, Razzoog ME, Oden A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 1998; 29 (5):285-96.

- Andreatta Filho OD, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF, Leite FP. Effect of thermocycling on the bond strength of a glass-infiltrated ceramic and a resin luting cement. *J Appl Oral Sci* 2003;11(1):61-67.
- Anglada JM, Salsench J, Nogueras J, Samsó J. Análisis de la composición de algunas cerámicas dentales. *Arch Odontoest* 1992; 8:221-4.
- Anitua Aldecoa E, Gascón Mayordomo F. Soluciones estéticas en dientes con decoloraciones. Vitoria: Puesta al día de publicaciones, DL, 1992.
- Anthony HL, Tjan, Tao L, et al. Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. *J Prosthet Dent* 1991; 66(2): 157-164.
- Anusavice K. Aleaciones dentales vaciadas. En *La ciencia de los materiales dentales de Phillips*. 10.<sup>a</sup> ed. México: McGraw-Hill Interamericana; 1998. 441-479.
- Anusavice KJ. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv Dent Res* 2003; 17: 43-48.
- Ashizula M, Kyojara H, Okuno T, Kubta Y. Fatigue behavior of tetragonal zirconio polycrystals (Y-TZP) containing 2 and 4 mol % Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (Part 2). *J Ceram Soc Jpn Inter Ed* 1988; 96:731-6.
- 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: 274-284.
- Association Report, Classification System for cast alloys. *J Am Dent Assoc* 1984; 109 (5): 838.
- Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 430-6.

- Attia A, Abdelaziz K.M, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceram CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2006; 95:117-23.
- Awliya W, Yaman P, Dennison JB and Razzoog ME. Effect of high energy surface alteration of the Procera AllCeram coping material on resin cement bonding. *J Dent Res* 1996; 75:378.

**-B-**

- Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. Veneers de cerámica con CEREC. *Quintessence técnica (ed.esp)* 2001; 12(7):390-400.
- Ban S, Sato H. Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Apl Biomater* 2008; 87:492-498.
- Basu B. Toughening of Y-stabilized tetragonal zirconia ceramics. *Int Mater Rev* 2005; 50: 1-18.
- Basualto J, Barceló C, Gaete A. Propiedades de aleaciones Ag- Pd para usos odontológicos. *Rev. Metal* 1996; 32 (5): 314- 319.
- Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *Int J Prosthodont* 2003; 16:538-542.
- Benati O, Miranda W, Muench A. In vitro and in vivo corrosion evaluation of Niquel- chromium and cooper- aluminium- based alloys. *J Prosthet Dent* 2000; 84 (3): 360-363.
- Bertolotti RL. Selection of alloys for today s crown and fixed partial denture restorations. *J.Am Dent Assoc* 1984; 108 (6): 959-966.
- 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 (4): 445-51.



- Bezzon O, Mattos M, Ribeiro R, Almeida R. Effect of berillium on the castibility and resistance of ceramometal bonds in niquel-chromium alloys. J Prosthet Dent 1998; 80 (5): 570-574.
- Bezzon O, Ribeiro R, Rollo J, Crosara S. Castability and resistance of Ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. J Prosthet Dent 2001; 85 (3): 299-304.
- Bezzon OL. Allergic sensitivity to several base metals: A clinical report. J Prosthet Dent 1993; 69 (3): 243-246.
- Bieniek K, Spiekermann H. Sistemas de coronas y puentes totalmente cerámicos innovadores: una evaluación crítica (I). Quintessenz 1993; 44:529-542.
- Bindl A, Lüthy H, Mörmann H .Thin-wall ceramic CAD/CAM crown copings: strength hand fracture pattern. Journal of Oral Rehabilitation 2006; 33: 520–528
- Blatz M, Bergler M, Ozer F, Holst S, Phark JH, Chiche GJ. Bond strength of different veneering ceramics to zirconia and their susceptibility to thermocycling. Am J Dent 2010; 23(4): 213-6.
- Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to Zirconia. Quintessence Int 2007; 38: 745-53.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent 2003; 89 (3): 268-74.
- Blixt et al. Shear bond strenght of luting cements to alumina and dentin. J Dent Res 76 (IADR Abstract) 1997. N°468.
- Blixt M et al. Bonding to densely sintered alumina surfaces: Effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. Int J Prosthodont 2000; 13:221-6.
- Boix E. Nuestra alfarería. Diario Información 25-09-2003.

- Bonfante E, Sailer I, Silva N, Thompson V, Rekow E, Coelho P. Failure modes of Y-TZP crowns at different cusp inclines. *J Dent* 2010; 38: 707-712.
- Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont* 2005; 18:60-5.
- Brukl C, Ocampo R. Compressive strengths of a new foil and porcelain-fused-to-metal crowns. *The journal of Prosthetic Dentistry* 1987; 57(4):404-410.
- Bulot D, Sadan A, Blatz MB. Bond strength of a self adhesive universal resin cement to Lava™ Zirconia after two surface treatments. *ADM* 2002, Honolulu HI, EEUU;#578.
- Bumgarden JD, Lucas LC. Cell culture evaluation of nickel based dental casting alloys. *J Dent Res* 1993; 72: 368-2116

**-C-**

- Calandruccio JH, Jobe MT. Arthroplasty of the thumb carpometacarpal joint. *Seminars in Artrop* 1997; 82:135-47.
- Carter JM, Al-Mudafar, et al. Adherente of a nickel-chromium alloy and porcelain. *J Prosthet Dent* 1979; 41 (2): 167-172.
- Ceramography: Preparation and analisis of ceramic microstructures. *ASM Internacional* 2002.
- Chadwick RG, Mason AG, Sharp W. Attempted evaluation of three porcelain repair systems – what are we really testing? *J Oral Rehabil* 1998;25:610-5.
- Chai P, Djaw MJ, Chong KH. Probabilidad de fracaso de los materiales de cerámica dental con núcleo de circonio mecanizado. *Rev Int Prótesis Estomatológica* 2010; 2: 151-152.
- Chapman JL, Bulot DA, Sadan A. Flexural Strength of high strength ceramics after sandblasting. *J Dent Res* 84 (Spec Iss A): 1757, 2005 ([www.dentalresearch.org](http://www.dentalresearch.org)).

- Chen H, Hickel R, Setcos J, Kunzelmann K. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 468-75.
- Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999; 82: 2150-54.
- Choi B, Hn J, Yang J, Lee J, Kim SH. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont* 2009; 1: 129-35.
- Christensen G. Porcelain fused to metal versus zirconia based ceramic restorations. *JADA* 2009; 140.
- Coli P., Karlsson S. Fit of New Pressure-Sintered Zirconium Dioxide Doping. *Int J Prosthodont* 2004; 17; 1 :59-64.
- Coornaert J, Adriaens P, DeBoever J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. *J Prosthet Dent* 1984; 51:338-342.
- Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Revised ANSI/ ADA Specification N.º 5 for dental casting alloys. *J Am Dent Assoc* 1989; 118 (3): 379.
- Council on Dental Materials. Instruments and Equipment. Report on base- metal alloys for crown and bridge applications: benefits and risks. *J Am Dent Assoc* 1985; 3: 479.
- CRA. Desensitizer use with Restorative Procedures. NW: Evaluators Report and Clinical Tips. *CRA Newsletter* 2002; 26(8):1.
- Craig R. Aleaciones de metales nobles y soldaduras. En *Materiales en odontología restauradora*. 10.<sup>a</sup> ed. Madrid: Harcourt Brace; 1998. 383- 395.
- Craig R.G., 1997. *Restorative Dental Materials*. Mosby Elsevier Health Science, Orlando. 56-57.
- Creugers NH, Kayser AF, von't Hof MA. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol* 1994; 22:448-452.

**-D-**

- De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 2005; 21: 242-251.
- Del Río Highsmith J, Suárez Rivaya J. Seminario sobre CAD-CAM y sistemas de fresado en prótesis dental. Resumen y conclusiones. *Rev Int de Prótesis Estomatológica* 2009; 11 (2): 113-118.
- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24 (3): 299-307.
- Denry IL, Holloway JA, and Rosentiel SF. Effect of ion exchange on the microstructure, strength, and thermal expansion behavior of leucite-reinforced porcelain. *J Dent Res* 1998; 77:583-8.
- Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater* 2005;21:1158-62.
- Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade Yttria-Stabilised Zirconia. *J Biomed Mater Res* 2005; 72B:239-45.
- Díaz- Romeral Bautista P et al. Porcelanas dentales de alta resistencia para restauraciones de recubrimiento total: Una revisión bibliográfica. Parte II. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2008; 10 (2): 113-124.
- Dong JK, Lüthy H, Wohlwend A, Schärer P. Cerámica de presión en caliente: tecnología y resistencia. *Quintessence (ed. esp.)* 1994; 7:100-117.
- Dumfahart H, Schäffer H. Veneers laminados de porcelana. Evaluación retrospectiva después de 1-10 años de servicio: Segunda parte- Resultados clínicos. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 9-18.

- Dumfahrt H. Desarrollo y aplicación clínica de carillas de cerámica. Doce años de experiencia. *Quintessenz* 2000; 51:357-367.

**-E-**

- Edelhoff D, Sorensen J. Light transmission through all-ceramic framework and cement combinations. *J Dent Res* 81 (Spec Iss A):1779, 2002 ([www.dentalresearch.org](http://www.dentalresearch.org)).
- Eisenburger M, Mache T, Borchers L, Stiesch M. Fracture stability of anterior zirconia crowns with different core designs and veneered using the layering or the press-over technique. *Eur J Oral Sci* 2011; 119 (3): 253-7.

**-F-**

- Fahmy N, Salah E. An In Vitro Assessment of a Ceramic-Pressed-to-Metal System as an Alternative to Conventional Metal Ceramic Systems. *Journal of Prosthodontics* 2011; 20: 621–627.
- Fischer J, Grohmann P. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J* 2008; 27:448-454.
- Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CHF. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent* 2008; 36: 316-321.
- Fons A, Solá MF, Granell M, Oteiza B. Cofias internas para jackets diseñadas y maquinadas por ordenador: sistema AllCeram. *Rev Int Prótesis Estomatolog* 2002; 4(1):48-55.
- Fons A, Solá MF, Martínez A, Casas J: Clasificación actual de las cerámicas dentales. *RCOE* 2001; 6 (6): 645-656.
- Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-years follow-up Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 2005; 36(2): 105-13.

- Frankenberger R, Krämer N, Sindel J. Repair Strength of etched vs silica-coated metal ceramic and all-ceramic restorations. *Operative Dentistry* 2000; 25: 209-215.

### **-G-**

- Giordano R. Materials for Chairside CAD/CAM produced restaurations. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 14-21.
- Graham JD et al. The effect of surface treatments on the Bond strength of a non precious Alloy-Ceramic Interface. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 330-334.
- Granel Ruíz M. Estudio clínico longitudinal del comportamiento de los frentes laminados de porcelana: Parámetros estéticos y funcionales. Tesis Doctoral. Valencia 2007.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia- based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; 20 (5): 449-56.
- Guzmán H J. Aleaciones para colados de uso odontológico. *Rev Fed Odont Colomb* 1980; 27: 32-45.

### **-H-**

- Haag P, Andersson M, VonSteyern PV, Odén A. 15 years of clinical experience with Procera Alumina. A review. *Applied Osseointegration Research* 2004; 4:7-12.
- Haselton D, Diaz-Arnold A, Dunne J. Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repair systems to porcelain or metal substrates. *J Prosthet Dent* 2001; 86 : 526-31.
- Haster P. Tecnología de la cerámica. *Revista Española de Estomatología* 1991; 1:387-94.

- Hauptman H. et al. Material properties of all ceramic zirconio protheses. J Dent Res 2000; 79:507.
- Hayashi K, et al. Reevaluation of the biocompatibility of bioinert ceramics in vivo. Biomaterials 1992; 13:195-200.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold A, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. J Prosthet Dent 2002; 88(1): 4-9.
- Heintze S, Cavalleri A, Zellweger G, Büchler A, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulador using different loading and luting protocols. Dent Mater 2008; 24: 1352-61.
- Helmer JO, Driskell TD. Research on bioceramics. Symposium on use of ceramics as surgical implants. Clemson, South Carolina: Clemson University, 1969.
- Hench LL. Biocerámics: from concept to clinic. J Am Ceram Soc 1991; 7:1487-1510.
- Herrstrom P, Hogstedt B. Clinical study of oral galvanism: no evidence of toxic mercury exposure but anxiety disorders an important background factor. Scand J Dent Res 1993; 101: 223-227.
- Hornbrook D. Características clínicas de un nuevo sistema cerámico. Signatura 1999; 4(10):11-7.
- Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. Dent Mater 2004; 20(5): 498-508.

**-I-**

- Ibrahim RM. Scanning and electron microprobe analysis of metal-porcelain interface. *Egypt Dent J* 1995; 41 (4): 1469-78.
- Isgro G, Pallav P, Van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexure strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 465-473.

**-J-**

- Jang K, Youn S, Kim Y. Comparison of castibility and surface roughness of Commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. *J Prosthet Dent* 2001; 86 (1): 93-98.
- Jörn D, Waddell N, Swain M. The influence of opaque application methods on the bond strength and final shade of PFM restorations. *Journal of Dentistry* 2010; 38: 143-149.
- Jung RE, Sailer I, Hammerle CH, Attin T. In Vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007; 27:251-257.
- Jürgen Lenz. Thermal stresses in metal – ceramic specimens for the ISO crack initiation test (three-point flexure bond test). *Dent Mater* 1998; 14:277 – 280.

**-K-**

- Kaiser M, Wasserman A, Strub JR. Clinical long-term results of VITA In Ceram Classic:a systematic review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2006; 116(2): 120-8.
- Kellerhoff R, Fischer J. In vitro fracture strength and thermal shock resistance of metal-ceramic crowns with cast and machined AuTi frameworks. *J Prosthet Dent* 2007; 97: 209-15.
- Kelly J. Perspectives on strength. *Dent Mater* 1995; 11: 103-110.



- Kelly JR and Rose TC. Non-precious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. *J Prosthet Dent* 1983; 49 (3): 363-370.
- Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008; 24 (3): 289-98.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in Dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 18-32.
- Kern M, Fechtig T, Strub J R. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 251-6.
- Kern M, Thompson V P. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent* 1995; 73:240-9.
- Kern M, Wegner SM. Bonding to Zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; 14: 64-71.
- Kern Manfred. Técnica asistida por ordenador para coronas y puentes con nuevas perspectivas. *Quintessence técnica (ed esp)* 2005; 16:297-304.
- Kim BK, Bae HE, Shim JS, Lee KW. The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *J Prosthet Dent* 2005;94:357-62.
- Kim JW, Kim JH, Janal MN, Zhang Y. Damage maps of veneered zirconia under simulated mastication. *Journal of Dental Research* 2008;87:1127–32.
- Kim MH, Yang JH, Lee SH, Chung HY, Chang IT. In vitro study of compressive fracture strength of Empress 2 crowns cemented with various luting agents. *J Korean Acad Prosthodont* 2001; 39: 371-383.
- Kingery WD, Bowen Hk, Uhlmann DR. *Introduction to Ceramics*. John Wiley & Sons, New York 1960.

- Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO<sub>2</sub>- Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> solid electrolyte after aging. *Solid State Ionics* 1981; 3-4:461-87.
- Komine F, Blatz M, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *Journal of Oral Science* 2010; 52 (4): 531-539.
- Konstantinos X, Athanasios S, Hirayama H, Kiho K, Foteini T, Yukio O, Fracture resistance of metal ceramic restorations with two different margin designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent* 2009;102:172-178.
- Koutayas y cols. Zirconia en odontología: Segunda parte. Revolución clínica basada en la evidencia. *The European Journal of Esthetic Dentistry* 2010; 2 (3): 127-161.
- Kurbad A. Elaboración de estructuras de puentes In-Ceram con la nueva tecnología CEREC. *Quintessence técnica (ed.esp)* 2001; 12(9):506-515.
- Kwen M. Clinical long term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2005; 36(2): 141-7.

**-L-**

- Lagos Flores E, Solá Ruiz MF, Román Rodríguez JL, Granell Ruiz M. Estudio clínico longitudinal de los puentes de IPS\_Empress 2: Resultados a los seis años. *Rev Int Prot Estomatol* 2007; 9 (3): 199-206..
- Land CH. Porcelain dental art. *Dent Cosmos* 1903; 45:437-4.
- Lawn BR, Bhowmick S, Bush MB, Quasim T, Rekow ED, Zhang Y. Failure modes in ceramic-based layer structures: a bias for materials design of dental crowns. *Journal of American Ceramic Society* 2007;90:1671–83.
- Leinfelder KF, Lemons J. *Gold Alloys. Clinical Restorative Materials and Techniques.* New York: Lea & Febiger; 1988.

- Levin EL. Dental esthetics and the golden proportion. *J Prosthet Dent* 1978; 40:244-252.
- Littre E, Gilbert A. *Dictionarie de Medicine*. París. Bailliere et fils. 1908
- Lombardi RE. The principles of visual perception and their clinical application to dental esthetics. *J Prosthet Dent* 1973; 29: 358-381.
- López Alvarez JL. *Técnicas de laboratorio en prótesis fija*. Madrid 1987.
- López MV, Martínez MA, Mañes JF, Amigó V, Bouazza K. Bond strength evaluation of the veneering core ceramics bonds. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010; 15(6): 919-23.
- Lorenzana R, Chambless L, Marker V, Staffanou R. Bond strengths of high Palladium content alloys. *J Prosthet Dent* 1990; 64 (6): 677-680.
- Lu HG, Chen S-Y. Low temperature aging of t-ZrO<sub>2</sub> polycrystals with 3 mol% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. *J Am Ceram Soc* 1987; 70:537-41.
- Ludwig K. Análisis de la resistencia a la rotura de las coronas de cerámica sin metal (traducción al español). *Dental-labor* 1991;5:647- 51.
- Luo X.P, Silikas N, Allaf M et al. AFM and SEM study of the effects of etching on IPS-Empress 2 dental ceramic. *Surface Science* 2001; 491: 388-394.
- Lüthy H, Filser F., Gauckler L, Filser F, Schäser P. Reliability of DCM machied zirconia bridges: comparison for different interdental connector areas. *J Dent Res* 1999; 78: 2005.
- Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CHF. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006; 22: 195-200.

**-M-**

- Madani M et al. Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *J Prosthet Dent* 2000; 83:644-7.
- Magne P, Belser U. Restauraciones de porcelana adherida en los dientes anteriores. Método biomimético. Barcelona: Quintessence SL, 2004.
- Mahan B H. Los metales de transición. En *Química curso universitario*. 2.<sup>a</sup> ed. México: Fondo Educativo Interamericano; 1977. p. 656-709.
- Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007; 35 (11):819-26.
- Marker J, Goodkind R, Gerberich W. La fuerza compresora de las restauraciones ceramometálicas no preciosas versus preciosas, con varios diseños estructurales. *J Prosthet Dent* 1986; 55: 560-567.
- Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS epress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5 year prospective clinical study. *Quintessence Int* 2006; 37(4) : 253-9.
- Martimer Ch E. Metales y metalurgia. En *Química*. México: Grupo Iberoamericano; 1988. p. 596-635.
- Martínez González A, Fons Font A, Solá Ruiz MF, Granell Ruiz M. Alternativas terapéuticas en discoloraciones por tetraciclinas. *RCOE* 1998; 3: 153-163.
- Martínez Rus F, Pradíes Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *RCOE* 2007; 12 (4): 253-263.
- Martínez-Rus F, García A, de Aza A, Pradíes G. Radiopacity of Zirconia-Based All-Ceramic Crown Systems. *Int J Prosthodont* 2011; 24: 144–146.
- Marzonk MA, Saleh L et al. Clinical behavior of silver- palladium alloy casting: A five-year comparative clinical study. *J Prosthet Dent* 1991; 65 (1): 19-26.

- Massironi D, Pascetta R, Romeo G. Precision in dental esthetics. Clinical and laboratory procedures. Milan: Quintessence SL; 2004.
- Matsumura H, Kato H, Atsuta M. Shear bond strength to feldspathic porcelain of two luting cements in combination with three surface treatments. J Prosthet Dent 1997;78:511-17.
- McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal ceramic restorations. Compend Contin Educ Dent 1998; 3: 307-25.
- McLaren, White SN. Cerámica infiltrada de vidrio sobre una base de óxido de circonio y óxido de aluminio para casquillos coronales y armazones de puentes: reglas para la clínica y el laboratorio. Quintessence técnica (ed.esp) 2001; 12 (1): 17-30.
- McLean J. The nature of dental ceramics and their clinical use. In: The Science and Art of Dental Ceramics. Quintessence Publishing Co, Chicago 1979.
- McLean JW, Hugues TH. The resin for cement of dental porcelain with ceramic oxide. Br Dent J 1965; 119:251-267.
- McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 2001; 85.
- McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. Vol II. Bridge and Laboratory Procedures in Dental Ceramics. Chicago: Quintessence Publ Inc, 1980.
- Moffa J P. Alternative dental casting alloys. Dent Clin North Am 1983; 27 (4): 733-746.
- Moffa JP, Jenkins WA, Ellison JA, Hamilton JC. A clinical evaluation of two base metal alloys and a gold alloy for use in fixed prosthodontics: A five- year study. J Prosthet Dent 1984, 52(4): 491-499.

- Mohammed Zahran et al. Fracture Strength and Fatigue Resistance of All-Ceramic Molar Crowns Manufactured with CAD/CAM Technology. *Journal of Prosthodontics* 2008; 17: 370–377.
- Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont* 2008;21:223-7.
- Mori K. Influence of the design of zirconia Framework on the fracture strength of veneering porcelain. *Kokubyo Gakkai Zasshi* 2010; 77 (1): 67-70.
- Mörmann W., Bindl A. Cerec3. Un salto espectacular en restauraciones asistidas por ordenador: resultados clínicos iniciales. *Quintessence (ed. esp)* 2002;15: 168-182.
- Morris HF. Veterans administration cooperative project. N° 147. Part VI: Comparison of cost associated with restorations cast from several alternative metal- ceramic alloys. *J Prosthet Dent* 1988; 60 (2): 164-171.
- Morris HF. Veterans administration cooperative studies project N° 7. Part IV: Biocompatibility of base metal alloys. *J Prosthet Dent* 1987; 58: 1-4.
- Munz D, Fett T. *Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe*. Springer Verlag, Berlin. Heidelberg 1989.

-N-

- NaBadalung D, Power J, Connelly M. Comparison of bond strengths of three Denture base resins to treated nickel-chromium-berillium alloy. *J Prosthet Dent* 1998; 80 (3): 354-361.
- Nacional Institute of Dental Research. Workshop: Biocompatibility of metals in dentistry. *J. Am Dent Assoc* 1984; 109: 469.
- Nakamura T, Oonishi E, Yasuda T, Nakagawa Y. A new knee prosthesis with bisurface femoral component made of zirconia-ceramic. *Key Eng Mater* 2004; 254-56: 607.

- Nielsen JP, Tuccillo JJ. Grain size in cast alloys. J Den Res 1966; 43(3) parte 2: 964-969.
- Nishigawa K., Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. Journal of Biomedical Materials Research B 2005; 73: 179-185.
- Norman y Streiner. Bioestadística. Mosby, Doyma Libros, 1996.
- Nothdurft F, Rountree P, Pospiech P. Clinical long-term behavior of Zirconia-based bridges (Lava): Five years results. J Dent Res 2006; 85; Spec Iss C (0312).

-O-

- Ödman P, Andersson B. Procera All-Ceram crowns followed for 5 to 10.5 year: a prospective clinical study. Int J Prosthodont 2001; 14: 504-9.
- Ogolnik R, Picard B. Las cerámicas dentales. Encycl. Med. Chir. Paris. Stomatologie. 233065G103.1982.
- Ohkubo Ch, Watanabe I, Hosoi T, Okabe T. Shear bond strengths of polymethyl Methacrylate to cast titanium and cobalt-chromium frameworks using five metal primers. J Prosthet Dent 2000; 83 (1): 50- 57.
- Olsson KG, Fürst B, Carlsson GE. A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. Int J Prosthodont 2003; 16:150-6.
- Oruc S, Tulunoglu Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal- ceramic crown. J Prosthet Dent 2000; 83 (3): 314- 318.
- Özcan M, Alkumru H.N, Gemalmaz D. The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to glass infiltrated alumina ceramic. Int J Prosthodont 2001; 14: 335-9.
- Özkurt Z, Kazazoglu E, Ünal A. In vitro evaluation of shear bond strength of veneering ceramics to zirconia. Dent Mater 2010; 29 (2): 138-146.

**-P-**

- Papazoglou E, Brantley W, Carr A, Johnston W. Porcelain adherence to high-Palladium alloys. *J Prosthet Dent* 1993; 70 (5): 386-394.
- Peláez J. Evaluación clínica de puentes posteriores de circonio. Tesis Doctoral. Madrid: UCM, 2010.
- Perelmuter S. Évolution du concept "In-Ceram". *Les cahiers de prothèse* 1993; 83: 87-93.
- Peyton & Craig. Naturaleza de los materiales y aleaciones. *Materiales dentales restauradores*. 2ª ed. Buenos Aires: Mundi; 1974 .134-160.
- Phark JH, Sillas Duarte J, Blatz MB, Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent* 2009;101:29-38.
- Phillips RW. Metals: Solidification and structure. En *Skinner's science of dental materials*. 8.ª ed. Philadelphia: Saunders; 1973. p. 237-281.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20: 1-25.
- Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles J. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater* 2007; 23: 1018-1029.
- Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen J.A. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 265-273.
- Piwowarczyk A, Lindemann K, Ottl P, Lauer H Ch. Shear bond strength of luting cements to Zirconia ceramic. *IADR 2003, Gothenburg, Sweden; #60*.
- Pospiech P, Kistler St, Frasch C, Rammelsberg P. Clinical evaluation of Empress 2 bridges: First results after two years. *J Dent Rest* 2000; 79: Abst. # 1527: 334.



- Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing?. Clin Oral Invest 2002; 6: 189-197.
- Pospiech P. Biocompatibilidad de sistemas cerámicos. Quintessence técnica (ed. esp.) 2006; 17; 521-6.
- Pospiech P. Chipping: ¿un problema inherente al sistema o derivado de la manipulación?. Quintessence (ed. Esp) 2011; 24 (7): 340-347.
- Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 2004; 92 (5): 491-5.
- Preston J D, Berger R. Some Laboratory variables affecting ceramometal alloys. Dent Clin North Am 1977; 21 (4): 717-728.
- Pröbster L, Diehl J. Cerámica aluminosa de colado fraccionado para restauración con coronas y puentes. Quintessence (ed. Esp) 1993; 6:437-444.
- Pröbster L. Compressive strength of two moderna ceramic crowns. Int J Prosthodont 1992; 5: 409-14.
- Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico (I). Quintessence (ed. esp) 1998; 11 (8): 515-9.
- Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico (II). Quintessence Int 1997; 48: 1069-1085.
- Pröbster L. La evolución de la restauración cerámica sin metal. Resumen histórico. Quintessence (ed. esp) 1998; 11(9): 587-96.
- Pröbster L. Survival rate of In-Ceram restorations. Int J Prosthodont 1993; 6:259-63.
- Puchades O, Solá MF, Martínez A, Labaig C, Fons A, Amigó V. Estudio de la composición y estructura de las coronas completas de cerámica. Revista Internacional de Prótesis Estomatológica 2004; 6:330-8.

**-Q-**

- Quinn J, Sundar V, Parry E, Quinn G. Comparison of edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia specimens. *Dental materials* 2010; 26: 13-20.

**-R-**

- Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92 (6): 557-62. Review.
- Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 86(5): 520-5.
- Raigrodski AJ. Materials for all-ceramic restorations. *J Esthet Rest Dent* 2006; 18 (3): 117-18.
- Raimond Ch, Williams C. *Química*. 7.<sup>a</sup> ed. México: McGraw-Hill Interamericana; 2003.
- Re D, Augusti D, Sailer I, Spreafico D, Cerutti A. The effect of surface treatment on the adhesion of resin cements to Y-TZP. *Eur J Esthet* 2008; 3:186-96.
- Restrepo A, Trujillo J. Aleaciones metálicas. *Rev Fac de Odont Univ Ant* 1990; 1(2): 29-41.
- Rhoads JE, Rudd KD, Morrow RM. *Procedimientos en el laboratorio dental*. Tomo II. (Prótesis fija). España: Salvat; 1984.
- Ring ME. *Historia de la Odontología*. Barcelona: Ediciones Doyma, S.A. 1985.
- Ritter JE. Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dent Mater* 1995; 11: 142-46.
- Rocha E, Anchieta R, Freitas A, Oliveira de Almeida E, Cattaneo P, 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* 2010; 105: 14-20.

- Roediger M, Rinke S. Prospective clinical evaluation of Cercon premolar and molar FPDs. *J Dent Res* 2009; 88 (special issue B): IADR Abstract No.2347.
- Román Rodríguez JL, Martínez González A, Amigó Borrás V, Labaig Rueda C, Solá Ruiz M<sup>a</sup> F. Estudio experimental in vitro de la adhesión de dos cerámicas de óxidos a cementos de composite: Ensayo de cizalla. *Rev Int Prot Estomatol* 2006; 8 (2): 183-192.
- Román Rodríguez JL, Martínez González A, Solá Ruiz MF, Casa Terrón J, Bruguera Álvarez A. Resolución de un caso clínico con frentes laminados de porcelana feldespática tras un tratamiento de ortodoncia. *Dental Dialogue* 2006; 4:42-51.
- Román-Rodríguez JL, Roig-Vanaclocha A, Fons-Font A, Granell-Ruiz M, Solá-Ruiz MF, Amigó-Borrás V, Busquets-Mataix D, Vicente-Escuder A. In vitro experimental study of bonding between aluminium oxide ceramics and resin cements. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009; 1; 15(1): 95-100.
- Romeo M. Estudio comparative en ajustes en prótesis fija cerámica entre sistemas CAD/CAM e inyectado. Tesis Doctoral. Madrid: UCM, 2009.
- Romero C. El arte tiene un poder muy fuerte en la gente. *Petrer mensual*. Abril 2008.
- Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Prótesis Fija: Procedimientos de clínica y laboratorio*. Barcelona: Savat editores S.A., 1991.
- Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Journal of dentistry* 2009; 37: 978-983.
- Rues S, Krögera E, Müllera D, Schmitter M. Effect of firing protocols on cohesive failure of all-ceramic crowns. *J Dent* 2010; 38: 987-94.
- Ruohong Liu, Johnston W, Holloway J. The effect of metal recasting on porcelain-metal bonding: A force to failure study. *J Prosthet Dent* 2010; 104: 165-172.

**-S-**

- Sadan A, Blatz M, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: part 2. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005; 25(4):343-9.
- Sailer I, Feher A, Filser F, Lüthy H, Gauckler L J, Schräer P, Franz Hämmerle CH. Prospective clinical study of Zirconia posterior fixed partial dentures: 3-years follow-up. *Quintessence Int* 2006; 37: 685-3.
- Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18 Suppl 3: 86-96.
- Saito A, Komine F, Blatz M, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent* 2010; 104: 247-257.
- Salazar S, Studart A, Bottino M, Della Bona A. Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramics. *Dent Mater* 2010; 26: 483-490.
- Sato T, Ohtaki T, Endo T et al. Changes in crystalline phase and microstructure on the surface of yttria-doped tetragonal zirconia polycrystals (Y-TZP) by annealing in humid conditions. In: *Advances in Ceramics*. Vol 24. Somiya S, Yamamoto N, Yanagida H (eds). Science and Technology of Zirconia III. The American Ceramic Society. Westerville 1988, pp. 501-508.
- Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO<sub>2</sub> polycrystals by annealing in water. *J AMER Ceram Soc* 1985; 86:356-359.
- Satoh Y, Niwa S. Tissue-Biomaterial Interface Characteristics of Zirconia Ceramics. *Bioceramics* 1990; 3:101-108.

- Scherrer s, Quinn G, Quinn J. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. Dent Mater 2008; 24: 1107-1113.
- Schillingburg HT. Metalografía. Fundamentals of fixed Prosthodontics. 3.<sup>a</sup> ed. Chicago: Quintessence; 1997.
- Schirra C, Hegenbarth EA. Cofias de ceramic de óxido de aluminio elaboradas individualmente mediante tecnología CAD/CAM para restauraciones íntegramente cerámicas sobre dientes e implantes. Quintessence Int 1998; 49: 33-42.
- Schmalz G, Garhammer P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. Dental Materials 2002; 18: 396-406.
- Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Gollner M, Hamel J. Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures: A Prospective Clinical 3-year Follow-up. Int J Prosthodont 2009; 22 (6): 597-603.
- Schröder S, Spiegel M. Vollkeramische Systeme. Diplomarbeit. FachhochschuleOsnabrück. 2005.
- Schumauder S, Schubert H. Significance of internal stresses for the martensitic transformation in yttria-stabilised tetragonal zirconia polycrystals (Y-TZP). J Am Ceram Soc 1987; 70:54-58.
- Schweitzer D, Goldstein G, Ricci J, Hittelman E. Comparison of bond strength of a presser ceramic fused to metal versus feldspathic porcelain fused to metal. J Prosthodont 2005; 14: 239-247.
- Severance. Presentación de una nueva cerámica vítrea de disilicato de litio IPS Empress 2. Signatura 1999;4(10):1-3.
- Shell JS, Nielsen JP. Study of the bond between gold strength. J Prosthet Dent 1986; 56: 535-539.

- Shijo Y, Shinya A, Gomi H, Lassila L, Vallittu P, Shinya A. Studies on mechanical strength, thermal expansion of layering porcelains to alumina and zirconia ceramic core materials. *Dent Mater* 2009; 28(3): 352-361.
- Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strenght of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater* 2002; 18(5): 380-8.
- Silla Duarte Jr, Park JH, Tada T, Sadan A. Resin-bonded fixed partial dentures with a new modified zirconia surface: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2009; 102:68-73.
- Smedberg JI, Ekenback J, Lothigius E, Arvidson K. Two-year follow-up study of Procera-ceramic fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 1998; 11 (2): 145-9.
- Smith HE, Wimberley DW, Vaccaro AR. Cervical arthroplasty: material properties. *Neurosurg Focus* 2004; 17, 3:15-21.
- Snyder MD, Hogg KD. Load-to-fracture value of different all-ceramic crown Systems. *J contemp Dent Pract* 2005; 6(4): 54-63.
- Sobrhino LC, Cattel MJ, Glover RH, Knowels JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998; 11:255-62.
- Solá MF, Labaig C, Suárez MJ. Cerámica para puentes de tres unidades sin estructura metálica: sistema IPS-Empress 2. *Rev Int Prótesis Estomatolog* 1999; 1: 41-7.
- Solá Ruiz MF. Estudio de los factores que determinan el color de las restauraciones dentales de porcelana: análisis experimental in vitro con espectrofotometría. Tesis doctoral. Valencia 1997.
- Sorensen et al. Resultados de la investigación de un sistema restaurador de disilicato de litio. *IPS Empress2. Signatura* 1999; 4(10):4-10.
- Sorensen JA, Kang SK, Torres TJ, Knode H. In-Ceram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc* 1998; 26: 207-14.

- Southan DE. Strength of aluminous dental porcelain formed on pervious refractory dies. *Quintessence Int* 1987; 18: 423-5.
- Suárez MJ, González P, Pradíes G, Lozano JF. Ajuste marginal de las coronas de Procera AllCeram. . *Rev Int Prótesis Estomatológica* 2003; 5:240-4.
- Suárez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004; 17:35-8.
- Suárez ML, Pradíes GJ, Serrano B, Lozano JF. In-Ceram Zirconia: Alternativa estética en puentes posteriores. *Rev Int Prótesis Estomatológica* 2000; 2(5): 407-412.
- Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005; 21(5):476-482.
- Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide partially stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thicknesses, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004; 31; 682-688.
- Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dental materials* 2006; 22 (8):778-784.
- Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci* 1991; 26: 6706-14.
- Swain MV, Hannink RHJ. Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol % ceria-zirconia alloy: grinding study. *J Am Ceram Soc* 1989; 72:1358-64.

**-T-**

- Taga Y, Kawai K, Nokubi T. New method for divesting cobalt-chromium alloy Castings: Sandblasting with a mixed abrasive powder. *J Prosthet Dent* 2001; 85 (4): 357- 361.
- Taira M, Nomura Y, Wakasa K, Yamaki M. Studies on fracture toughness of dental ceramics. *J Oral Rehabil* 1990; 17:551-563.
- Taskonak B, Yan J, Mecholsky J, Sertgöz A, Koçak A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mater* 2008; 24: 1077-1082.
- The Academy of Prosthodontics. *The Glossary of Prosthodontic Terms*. Sixth edition, GPT-6. 1994.
- Thurmond J W et al. Effect of porcelain surface treatments on bond strenghts of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent* 1994;72:355-9.
- Tinschert J et al. Fracture resistance of lithium disilicate, alumina, and zirconio based three unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; 14:231-8.
- Tinschert J, Schulze KA, Natt G, et al: Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentares made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont* 2008; 21: 217-222.
- Touati B, Miara P, Nathanson D, Giordano R. *Odontología Estética y restauraciones cerámicas*. Barcelona: Masson; 2000.
- Tsalouchou E, Cattell M, Knowles J, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 2008; 24: 308-318.
- Tsubakino T, Sonoda K, Nozato R. Martensite transformation behavior during isothermal ageing in partially stabilized Zirconia polycrystals by annealing of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999; 82: 2150-54.



## -V-

- Vagkopoulou et al. Zirconia en odontología: Primera parte. Descubriendo la naturaleza de una nueva biocerámica. *The European Journal of Esthetic Dentistry* 2009; 2 (4): 274-295.
- Vega del Barrio JM. Resistencia al cizallamiento de un sistema totalmente cerámico frente a siete sistemas ceramo-metálicos: estudio comparativo. *RCOE* 2005; 10(5-6):529-539.
- Venkatachalam B, Goldstein G, Pines M, Hittelman E. Ceramic pressed to metal versus feldspathic porcelain fused to metal: a comparative study of bond strength. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 94-100.
- Vergoosen E, Lubberich A C. Experiencia clínica de cerámica sin metal. *Quintessenz* 1997; 48:209-219.
- Villarreal E, Sanchez Soler L.A, Masip S, Espía Gomez A. Dióxido de circonio en odontología: un camino hacia la búsqueda del material ideal. *Dentum* 2007;7(3):113-7.
- Vives V. Restauraciones estéticas con IPS Empress 2. *Labor Dental* 1999; 2(10):794-8.
- Vult von stejern P, Carlson P. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 180-187.
- Vult von Stejern P. All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminium oxide-and zirconium dioxide-based ceramic systems. *Swed Dent J Suppl.* 2005; (173) 1-69.

**-W-**

- Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996; 76(2): 140-4.
- Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part Outcome. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 439-45.
- Wataha J, Lockwood P; Noda M, Nelson E, Mettenburg D. Effect of toothbrushing on the toxicity of casting alloys. *J Prosthet Dent* 2002; 87 (1): 94-98.
- Wataha J, Lockwood PE, Khajotia SS and Turner R. Effect of PH on release from dental casting alloys. *J Prosthet Dent* 1998; 80 (6): 691-698.
- Wataha J. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2000; 87 (4): 351-363.
- Wataha, J. Biocompatibility of dental casting alloys: A review. *J Prosthet Dent* 2000; 83 (2): 223- 233.
- White S, Miklus V, McLaren E, Lang L, Caputo A. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 125-31.
- Williams DF. Definitions of biomaterials. Amsterdam: Elsevier; 1987.
- Wohlwend ZT, Schärer P. La técnica Empress. Un nuevo procedimiento para la confección de coronas, incrustaciones, y carillas totalmente cerámicas. Quintessence Técnica (ed. esp.) 1991; 2: 325-336.
- Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to Zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007; 1:45-50.
- Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dent Mater* 2009; 25: 63-71.

- Wood M, Thompson G, Agar J. A comparison of debonding strengths of four metal-ceramic systems with and without opaque porcelain. *J Prosthet Dent* 2007; 97:141-9.

**-Y-**

- Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Somiya S. Role of H<sub>2</sub>O on the degradation process of Y-TZP. *J Mater Sci Lett* 1987; 6:465.

**-Z-**

- Zhang D, Lu C, Zhang X, Mao S, Arola D. Contact fracture of full-ceramic crowns subjected to occlusal loads. *Journal of biomechanics* 2008; 4: 2995-3001.
- Zhu WZ, Lei TC, Zhou Y. Time dependent tetragonal to monoclinic transition in hot-pressed zirconia stabilized with 2 mol % yttria. *J Mater Sci* 1993; 28:6479-83.
- Zimmer D, Gerds T, Strub JR. Survival rate of IPS- empress 2 all-ceramic crowns and bridges: three year's results. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2004; 114 (2): 115-9.
- Zunelis S, Tsetsekou A, Papadopoulos T. Thermal expansion and micro structural Analysis of experimental metal- ceramic titanium alloys. *J Prosthet Dent* 2003; 90 (4): 333-337.



**9. ANEXOS.**  
**INFORMES O.T.R.I.**





UNIVERSITAT DE VALÈNCIA  
 Facultat de Medicina i Odontologia  
 Departament d'Estomatologia  
 C/ Gascó Oliag, 1  
 VALÈNCIA - 46010  
 Tel/Fax: (+34) 96.386.41.44  
 Web: <http://dimoni.uv.es>  
 E-mail: [dep.estomatologia@uv.es](mailto:dep.estomatologia@uv.es)

VALÈNCIA	22 de julio de 2010
V/REFERÈNCIA	34326/713
N/REFERÈNCIA	
ASSUMpte	Contrato de investigación
DESTINATARI	UNIVERSITAT DE VALÈNCIA OTRI Avda. Blasco Ibàñez nº13

En Consejo de Departamento de Estomatología celebrado en fecha 22 de julio de 2010, se aprobó por unanimidad de los asistentes autorizar la realización del proyecto de investigación de la Profa. M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruiz con la empresa "3M ESPAÑA, S.A.", cuyo contrato les adjuntamos.

Atentamente,



Prof. Antonio Fons Font  
 Director del Departamento de Estomatología





Nº Reg:

**CONTRATO PARA REALIZAR UNA INVESTIGACIÓN ENTRE 3M-ESPE Y LA  
UNIVERSITAT DE VALÈNCIA. ESTUDI GENERAL**

En Madrid, a.....

## **REUNIDOS**

De una parte, **GENOVEVA MARTÍNEZ OLMO, GERENTE de 3M ESPAÑA S.A. (en adelante 3M)**, con N.I.F nº: **50813244B** y domicilio en **c/ JUAN IGNACIO LUCA DE TENA, 19-25; 28027 MADRID**, con C.I.F. nº: **A28078020**, en virtud de escritura de poder notarial autorizada el día 22 de julio de 2009 ante Notario, D. Antonio Fernández-Golfín Aparicio, con el nº 1856 de su protocolo.

De otra parte **M<sup>a</sup> FERNANDA SOLÁ RUIZ**, Profesora del Departamento de Estomatología de la Universitat de València. Estudi General (en adelante la UVEG) con la autoridad que le confieren los arts. 218 y 220 de los Estatutos previo acuerdo favorable del Consejo de Departamento o de la Junta Permanente.

## **EXPONEN**

**1º.-** Que el Equipo Investigador de la Universitat de Valencia mencionado en el Anexo II del presente acuerdo está interesado en la realización de una investigación sobre: **"Comportamiento de la porcelana de recubrimiento y su unión con el núcleo interno de circonio en coronas lava tras someterlas a carga estática"**.

**2º.-** Que 3M España, S.A. está interesada en financiar parte del coste económico que conlleva la realización de la investigación mencionada.



## **ACUERDAN**

### **PRIMERO.- OBLIGACIÓN DEL EQUIPO INVESTIGADOR**

El Equipo Investigador, como promotor de la siguiente investigación, en los términos que se expresan en el presente contrato, se obliga desarrollar una investigación sobre: **"Comportamiento de la porcelana de recubrimiento y su unión con el núcleo interno de circonio en coronas lava tras someterlas a carga estática"**.

### **SEGUNDO.- DEFINICIÓN DE LA INVESTIGACIÓN**

El objetivo de este estudio es el expresado en la memoria de investigación que acompaña al presente acuerdo (memoria I)


### **TERCERO.- PLAZO PARA LA REALIZACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN**

La duración para el desarrollo del proyecto es desde el **xx-xx-200x** hasta el **xxxxx** pudiendo renovarse de mutuo acuerdo si ambas partes consideran oportuna su prosecución.

### **CUARTA.- RESPONSABILIDAD DEL EQUIPO INVESTIGADOR**

La responsable del desarrollo del estudio será **la Prof, Dra. M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruiz** (en adelante la Investigadora Responsable), adscrita al Departamento de Estomatología de la UVEG, que tendrá como interlocutora válido por parte de la Empresa **D. Angel Álvarez Benito**.

### **QUINTA.- EMISIÓN DE INFORMES**

 La Investigadora Responsable informará regularmente a la Empresa de la marcha del estudio. Finalizado el proyecto realizara un informe final estableciendo las conclusiones a que se llegue en el mismo, remitiendo a la empresa una copia del mismo.

### **SEXTA.- APORTACIONES DE LA EMPRESA**

La Empresa aportara para el desarrollo de la investigación productos comercializados por ésta por un valor total de seis mil euros (6.000 €). La UVEG deberá destinar íntegramente los productos entregados a la realización de la investigación.

### **SEPTIMA.- CONFIDENCIALIDAD DE LA INFORMACIÓN Y DE LOS RESULTADOS**

Cada una de las partes se compromete a no difundir, bajo ningún aspecto, las informaciones científicas o técnicas pertenecientes a la otra parte a las que hayan podido tener acceso en el desarrollo del estudio objeto de este contrato.

Esta obligación no será de aplicación cuando:

- a) La parte receptora pueda demostrar que conocía previamente la información recibida.
- b) La información recibida sea o pase a ser de dominio público.
- c) La parte receptora obtenga autorización previa y por escrito para su revelación.
- d) La información sea requerida judicialmente.

Ambas partes se comprometen a que todo el personal participante en el Proyecto conozca y observe el compromiso de confidencialidad regulado por esta cláusula.

### **OCTAVA.- MODIFICACIÓN DEL CONTRATO**

Las partes podrán modificar el presente documento por mutuo acuerdo y por escrito.

### **NOVENA.- RESULTADOS DEL PROYECTO**

Cada parte seguirá siendo propietaria de los *Conocimientos Previos* aportadas al Proyecto. No se entienden cedidos a la otra parte, en virtud del presente contrato ninguno de los *Conocimientos Previos* al Proyecto.

Se considerarán resultados del Proyecto aquella información o material, protegido o no, que haya sido identificado como resultado en los informes entregados a la empresa y que provienen del Proyecto que es objeto de este contrato.

### **DÉCIMA.- PROPIEDAD DE LOS RESULTADOS.**

Los resultados del presente estudio serán propiedad de la Universidad.

### **UNDÉCIMA.- PUBLICACIONES**

En caso de que la Investigadora Responsable de la UVEG publicara el resultado del proyecto, se hará mención debida a las dos partes suscribientes del presente contrato.

### **DUODECIMA.- RESOLUCIÓN DEL CONTRATO**



El presente contrato podrá resolverse por las siguientes causas:

1.- Por mutuo acuerdo de las partes.

Los responsables técnicos del proyecto comunicarán por escrito a la OTRI dicha intención con objeto de proceder a su resolución.

2.- Por caso fortuito o fuerza mayor

Si por este motivo alguna de las partes se viera obligada a resolver este contrato deberá comunicarlo de forma fehaciente a la otra parte.

3.- Por incumplimiento de las obligaciones

Cuando una de las partes considere que la otra parte está incumpliendo los compromisos adquiridos en el presente contrato se lo notificará mediante método de comunicación fehaciente e indicará las causas que originan dicho incumplimiento. La otra parte podrá subsanar dicha situación en un plazo de 30 días, a contar desde la fecha de envío de la notificación.

#### **DECIMOTERCERO.- OBLIGACIONES DE COLABORACIÓN**

**3M-ESPE** y el Equipo Investigador del Departamento **Odontología** de la Universidad DE VALENCIA, colaborarán en todo momento de acuerdo con los principios de buena fe y eficacia para que la investigación pueda ser realizada con éxito.

#### **DECIMOCUARTO.- PROTECCIÓN DE DATOS**

Los datos personales que se recogen en el presente contrato, serán incorporados a los ficheros de datos responsabilidad de las parte firmantes, a los efectos de llevar a buen fin el presente acuerdo. Ambas partes se comprometen a tratar los mismos conforme a los dispuesto en la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal.

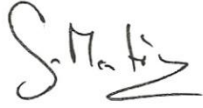
Los titulares de los datos podrán ejercer sus derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición en la dirección indicada en el presente documento a efectos de notificaciones.

#### **DECIMOQUINTO.-**

La Empresa y la UVEG se comprometen a resolver de manera amistosa cualquier desacuerdo que pueda surgir en el desarrollo del presente acuerdo todo ello sin perjuicio de poder interponer los recursos que se estimen oportunos ante la jurisdicción competente.

Y en prueba de conformidad de cuanto antecede, firman por duplicado el presente documento en el lugar y fecha arriba indicados

**POR 3M-ESPE**



Fdo: Genoveva Martínez Olmo

**La Investigadota Responsable**



Fdo: Mª Fernanda Solá Ruiz

**ANEXO I**  
**MEMORIA TÉCNICA**

COMPORTAMIENTO DE LA PORCELANA DE RECUBRIMIENTO Y SU UNIÓN CON EL NÚCLEO INTERNO DE CIRCONIO EN CORONAS LAVA TRAS SOMETERLAS A CARGA ESTÁTICA.

Objetivo: Demostrar "*in vitro*" que el comportamiento de la porcelana de revestimiento y su unión con el núcleo interno de circonio de las coronas del sistema LAVA® tras ser sometida a carga estática de compresión, es adecuada para poder predecir una larga supervivencia en el medio oral.

**MATERIAL Y MÉTODOS**

Se realizaron 40 especímenes que corresponden a un molar superior tallado para alojar una corona de recubrimiento completo (PPF unitaria) con dimensiones exactamente iguales.

**MODELO MAESTRO**

Preparamos un único molar natural realizando:

Tallado Corona Posterior

- 1.5 – 2.0 mm reducción oclusal
- 1.0 – 1.2 mm reducción axial
- Los ángulos de la línea interna redondeados
- Anchura del margen circular en chamfer alargado de 1mm
- El ángulo de la preparación (vertical) de 6°.

A continuación se confeccionaron 40 de especímenes de resina epoxi:

- Impresión con silicona de adición del modelo maestro:
- Vaciado de la impresión en resina epoxi (Exakto-Form):
- Retirada tras 45 minutos del espécimen de resina expoxi:
- Los especímenes de resina epoxi se colocan en un cilindro de cobre de diámetro de 2,2 cm, teniendo como material de estabilización una base de escayola tipo IV.

Sobre ellos se realizaran:

20 coronas LAVA

20 coronas Ceramo-metálicas (Grupo Control)

Diseño de corona:

Se diseñara una morfología oclusal "ideal" que sera reproducida en los 40 especímenes.

Mediante una llave de silicona realizada de un encerado, tras reproducir la morfología de la bola de alúmina (zona de contacto para aplicar la carga de la Instron) para que ocluya exactamente entre las vertientes internas de las cúspides vestibulares y palatina.

Una vez confeccionadas las coronas, se llevara a cabo su cementación, con un cemento de resina de polimerización dual (Rely X-Cem® ), siguiendo las instrucciones del fabricante.

Sobre cada uno de los especímenes, aplicaremos una fuerza de 1 Kg de peso, para la correcta distribución del cemento y asentamiento de la corona. Durante los primeros 60 segundos fotopolimerizaremos con luz halógena, para iniciar la reacción de polimerización del cemento. A los 120 segundos retiraremos los excesos de cemento de la interfase restauración-especímen. Mantendremos la carga de 1 Kg un tiempo de 5 minutos.

PROCESAMIENTO DE LAS MUESTRAS OBTENIDAS



Las muestras se someterán a carga estática hasta la fractura de la porcelana de recubrimiento y/o interfase porcelana-circonio, es decir, carga compresiva con un vector de fuerza en dirección paralela al eje axial del muñón de resina epoxi, y perpendicular a la cara oclusal y a la interfase. Se utiliza para ello la bola de alúmina de diámetro 4 mm como muestra antagonista, que sustituye a la cúspide dentaria opuesta.

Se estudiara la resistencia a la Fuerza de compresión de la porcelana de recubrimiento y su unión porcelana-circonio.

El aparato que ejerce la Fuerza estática es una Máquina Instron, cedida por el Departamento de Materiales de la Universidad Politécnica de Valencia.

Tras el estudio de carga estática se observaran los tipos de fracturas en superficie.

Asimismo, en un corte transversal de cada una de las coronas examinadas y con diferente aparatología de procesamiento de imágenes que nos permiten realizar las siguientes observaciones: Fotografía Macro, Lupa, Microscopía Óptica y Microscopía Electrónica .

Los resultados serán analizados con el estudio estadístico correspondiente.



**ANEXO II**

**PERSONAL PARTICIPANTE**

**Drº Antonio Fons Font. Profesor Titular, Universitat de València**

**D. Ruben Agustin Panadero. Profesor Colaborador, Universitat de València**

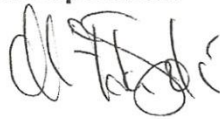
**Drª Maria Granell Ruiz. Profesora Asociada, Universitat de València**

**D. Juan Luis Roman. Profesor Colaborador, Universitat de València**

Los investigadores que arriba se relacionan, han sido informados por el profesor/investigador responsable de las condiciones estipuladas en el presente contrato y aceptan la realización del trabajo mencionado en los términos, plazos y condiciones de todo tipo que se regulan en el mismo, así lo rubrica:

**Fdo:Mª Fernanda Solá Ruiz**

**Investigadora responsable**



**ANEXO III**

**MEMORIA ECONÓMICA**

**El montante económico del material cedido asciende a 12.000 euros**

A handwritten signature in black ink, consisting of several loops and a long horizontal stroke at the end.

SOLA RUIZ, FERNANDA

**Departamento** ESTOMATOLOGIA

**Facultad** MEDICINA

**Campus** BLASCO IBÁÑEZ

Adjunto remito copia del contrato/convenio referenciado a continuación:

**Título** COMPORTAMIENTO DE LA PORCELANA DE REVESTIMIENTO Y SU UNION  
CON EL NUCLEO INTERNO DE CIRCONIO DE LAS CORONAS ZIR-PRESS Y  
ZIR-CAD, TRAS SER SOMETIDA A CARGA ESTATICA

**Fecha Firma** 22.07.2010

**Entidad** IVOCLAR VIVADENT S.L.U.

para su conocimiento y efectos.

Valencia, 15 de septiembre de 2010

Un saludo



O.T.R.I.  
Universitat de València



UNIVERSITAT DE VALÈNCIA  
 Facultat de Medicina i Odontologia  
 Departament d'Estomatologia  
 C/ Gascó Oliag, 1  
 VALÈNCIA - 46010  
 Tel/Fax: (+34) 96.386.41.44  
 Web: <http://dimoni.uv.es>  
 E-mail: [dep.estomatologia@uv.es](mailto:dep.estomatologia@uv.es)

VALÈNCIA	22 de julio de 2010
V/REFERÈNCIA	
N/REFERÈNCIA	34326 / 713
ASSUMPTE Contrato de investigaci3n	
DESTINATARI  UNIVERSITAT DE VALÈNCIA OTRI Avda. Blasco Ib3ñez n313	

En Consejo de Departamento de Estomatología celebrado en fecha 22 de julio de 2010, se aprob3 por unanimidad de los asistentes autorizar la realizaci3n del proyecto de investigaci3n de la Profa. M<sup>a</sup> Fernanda Sol3 Ruiz con la empresa "IVOCLAR VIVADENT, S.L.U.", cuyo contrato les adjuntamos.

Atentamente,



Prof. Antonio Fons Font  
 Director del Departamento de Estomatología



UNIVERSITAT DE VALÈNCIA  
INSTITUT D'ESTUDIS I INVESTIGACIÓ  
EN ODONTOLÒGIA

**CONTRATO PARA LA REALIZACIÓN DE UNA INVESTIGACIÓN ENTRE  
IVOCLAR VIVADENT Y LA UNIVERSITAT DE VALENCIA. ESTUDI  
GENERAL.**

En València, a 22/07/2010

**COMPARECEN**

De una parte D. M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruiz, Profesora del Departamento de Estomatología de la Universitat de València. Estudi General (en adelante la UVEG) con la autoridad que le confieren los arts. 218 y 220 de los Estatutos previo acuerdo favorable del Consejo de Departamento o de la Junta Permanente.

De otra parte, D. Juan Antonio Chiva Peña, con NIF nº: 19811133Z, como Apoderado de Ivoclar Vivadent, S.L.U. (en adelante Ivoclar Vivadent), domicilio en C/ Emilio Muñoz, 15 de Madrid, con C.I.F. nº: B28306397, en virtud de escritura de poder notarial otorgado a D. Juan Antonio Chiva Número 41.044 de la notaria Dña. Beatriz Walsler inscrita en el RMM el 2 de abril de 2.009. poder que no ha sido derogado

Ambos representantes, reconociéndose mutuamente capacidad jurídica suficiente, suscriben el presente documento y, al efecto

**EXPONEN**

1.-Que la UVEG es una entidad que desarrolla actividades de Investigación, Formación y Desarrollo Científico y Tecnológico.



INSTITUTO DE INVESTIGACIONES CIENTÍFICAS  
CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN ODONTOLÓGIA  
UNIVERSIDAD DE VALENCIA

2.- Que la profesora M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruiz, posee conocimientos previos y experiencia probada en el área de trabajo objeto de la presente investigación (en adelante *Conocimientos Previos* al Proyecto).

3.- Que la Empresa Ivoclar Vivadent S.L.U. tiene interes en la realización del estudio motivo de este contrato.

Y en consecuencia, ambas partes acuerdan las siguientes

## CLÁUSULAS

### PRIMERA.- OBJETO DEL CONTRATO

El objeto de este Contrato es la realización por parte del Departamento de Estomatología de la Universidad del desarrollo del estudio "**Comportamiento de la porcelana de revestimiento y su unión con el núcleo interno de circonio de las coronas Zir-Press y Zir-CAD, tras ser sometida a carga estática**" para la Empresa Ivoclar Vivadent y a solicitud de la misma.

### SEGUNDA.- RESPONSABLES DEL ESTUDIO Y DEL SEGUIMIENTO

La responsable del desarrollo del estudio será la Prof, Dra. M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruiz (en adelante la investigadora responsable), adscrita al Departamento de Estomatología, que tendrá como interlocutora válido por parte de la Empresa a Dña. María José González Martínez de Medinilla.

Todo aviso, solicitud o comunicación que las partes deban dirigirse en virtud del presente contrato, se efectuará a las siguientes direcciones:

A la Empresa

#### Comunicaciones de carácter científico-técnico:

[Ivoclar Vivadent S.L.U.]  
Att. María José González  
Dirección: C/ Emilio Muñoz Nº 15, 28037  
Madrid

A la UVEG

#### Comunicaciones de carácter científico-técnico:

Universitat de València  
Departamento de Estomatología  
Att. M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruiz

Dirección: Gasco Oliag nº1 Valencia 46010



UNIDAD DE INVESTIGACIÓN Y QUÍMICA  
INSTITUTO DE FISIOLÓGICA Y LOGOTECNIA  
UNIVERSIDAD DE VALÈNCIA

Email: maria.jose.gonzalez@ivoclarvivadent.es  
Tel: 913757820 / 629 20 26 80  
Fax: 913 75 78 38

Email: m.fernanda.sola@uv.es  
Tel: 609048198

**Comunicaciones jurídicas y administrativas**

[indicar nombre de la Empresa]

Att. ....

Dirección:

Email: .....

Tel: .....

Fax: .....

**Comunicaciones jurídicas y administrativas**

Universitat de València

OTRI

Att. Dolores Blanco

Dirección: Avda. Blasco Ibáñez, 13 46010

Email: dolores.blanco@uv.es

Tel: 96-398 32 82

Fax: 96-398 38 09

**TERCERA.- CONDICIONES DE ACEPTACIÓN DEL PROYECTO Y ANEXOS**

La profesora responsable acepta realizar este estudio de acuerdo con la Memoria Técnica (Anexo I) y el equipo investigador (Anexo II).

**CUARTA.- DURACIÓN**

La duración prevista para el desarrollo del estudio será de 1 año contado a partir de la fecha de la firma del presente contrato, pudiendo éste renovarse de mutuo acuerdo si ambas partes consideran oportuna su prosecución. En este caso, y con anterioridad a la finalización del contrato, suscribirán una prórroga al efecto.

**QUINTA.- EMISIÓN DE INFORMES**

La profesora responsable informará regularmente a la Empresa de la marcha del estudio. Finalizado el proyecto realizara un informe final estableciendo las conclusiones a que se llegue en el mismo, remitiendo a la empresa una copia del mismo.

**SEXTA.- APORTACIONES DE LA EMPRESA**

La Empresa aportará para el desarrollo del estudio los materiales objeto del estudio de su empresa, necesarios para la realización del mismo. Los mencionados materiales están valorados en **1.200 Euros** y serán puestos a disposición de la UV a la firma del presente acuerdo.





UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA  
FACULTAD DE MEDICINA  
UNIDAD DE INVESTIGACIÓN

### **SEPTIMA- CONFIDENCIALIDAD DE LA INFORMACIÓN Y DE LOS RESULTADOS**

Cada una de las partes se compromete a no difundir, bajo ningún aspecto, las informaciones científicas o técnicas pertenecientes a la otra parte a las que hayan podido tener acceso en el desarrollo del estudio objeto de este contrato.

Esta obligación no será de aplicación cuando:

- a) La parte receptora pueda demostrar que conocía previamente la información recibida.
- b) La información recibida sea o pase a ser de dominio público.
- c) La parte receptora obtenga autorización previa y por escrito para su revelación.
- d) La información sea requerida judicialmente.

Ambas partes se comprometen a que todo el personal participante en el Proyecto conozca y observe el compromiso de confidencialidad regulado por esta cláusula.

### **OCTAVA.- MODIFICACIÓN DEL CONTRATO**

Las partes podrán modificar el presente documento por mutuo acuerdo y por escrito.

### **NOVENA.- RESULTADOS DEL PROYECTO**

Cada parte seguirá siendo propietaria de los *Conocimientos Previos* aportadas al Proyecto. No se entienden cedidos a la otra Parte, en virtud del presente contrato ninguno de los *Conocimientos Previos* al Proyecto.

Se considerarán resultados del Proyecto aquella información o material, protegido o no, que haya sido identificado como resultado en los informes entregados a la empresa y que provienen del Proyecto que es objeto de este contrato.

### **DÉCIMA.-PROPIEDAD DE LOS RESULTADOS**

Los resultados del presente estudio serán propiedad de la Universidad.

### **UNDÉCIMA.- PUBLICACIONES**



UNIVERSITATIS VALENTINAE  
FACULTAS DE MEDICINA ET DENTITURIA  
UNIVERSIDAD DE VALENCIA

En caso de que la profesora responsable de la UVEG publicara el resultado del proyecto, se hará mención debida a las dos partes suscribientes del presente contrato .

#### **DUODECIMA.- RESOLUCIÓN DEL CONTRATO**

El presente contrato podrá resolverse por las siguientes causas:

1.- Por mutuo acuerdo de las partes.

Los responsables técnicos del proyecto comunicarán por escrito a la OTRI dicha intención con objeto de proceder a su resolución.

2.- Por caso fortuito o fuerza mayor

Si por este motivo alguna de las partes se viera obligada a resolver este contrato deberá comunicarlo de forma fehaciente a la otra parte.

3.- Por incumplimiento de las obligaciones

Cuando una de las partes considere que la otra parte está incumpliendo los compromisos adquiridos en el presente contrato se lo notificará mediante método de comunicación fehaciente e indicará las causas que originan dicho incumplimiento. La otra parte podrá subsanar dicha situación en un plazo de 30 días, a contar desde la fecha de envío de la notificación.

#### **DECIMOTERCERA.-**

La Empresa y la UVEG se comprometen a resolver de manera amistosa cualquier desacuerdo que pueda surgir en el desarrollo del presente acuerdo todo ello sin perjuicio de poder interponer los recursos que se estimen oportunos ante la jurisdicción competente.

Y en prueba de conformidad de cuanto antecede, firman por duplicado el presente documento en el lugar y fecha arriba indicados

Por la Empresa

El investigador responsable



SEOP  
SOCIETY OF ORAL AND MAXILLOFACIAL PROSTHODONTICS

**ANEXO I**  
**MEMORIA TÉCNICA**

**COMPORTAMIENTO DE LA PORCELANA DE RECUBRIMIENTO Y SU  
UNIÓN CON EL NÚCLEO INTERNO DE CIRCONIO EN CORONAS ZIR-  
CAD Y ZIR-PRESS, TRAS SOMETERLAS A CARGA ESTÁTICA.**

Objetivo: Demostrar "*in vitro*" que el comportamiento de la porcelana de revestimiento y su unión con el núcleo interno de circonio de las coronas Zir-



INSTITUTO CENTRAL DE INVESTIGACIONES CIENTÍFICAS  
FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGÍA  
UNIVERSIDAD DE LA SALLE

Press (núcleo de Zir-CAD recubierto con Zir-Press, pastilla de fluorapatita con tecnología inyección) y Zir-CAD (núcleo de Zir-CAD recubierto con IPS e.max Ceram), tras ser sometida a carga estática de compresión, es adecuada para poder predecir una larga supervivencia en el medio oral.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizaron 60 especímenes que corresponden a un molar superior tallado para alojar una corona de recubrimiento completo (PPF unitaria) con dimensiones exactamente iguales.

##### MODELO MAESTRO

Preparamos un único molar natural realizando:

##### Tallado Corona Posterior

- 1.5 – 2.0 mm reducción oclusal
- 1.0 – 1.2 mm reducción axial
- Los ángulos de la línea interna redondeados
- Anchura del margen circular en chamfer alargado de 1mm
- El ángulo de la preparación (vertical) de 6°.

A continuación se confeccionaron 50 de especímenes de resina epoxi:

- Impresión con silicona de adición del modelo maestro:
- Vaciado de la impresión en resina epoxi (Exakto-Form):
- Retirada tras 45 minutos del espécimen de resina epoxi:
- Los especímenes de resina epoxi se colocan en un cilindro de cobre de diámetro de 2,2 cm, teniendo como material de estabilización una base de escayola tipo IV.

Sobre ellos se realizaron:

- 20 coronas Zir- Press
- 20 coronas Zir-CAD



INSTITUTO DE INVESTIGACIONES EN ODONTOLÓGIA  
 FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLÓGIA  
 UNIVERSIDAD DE TALCA

- 20 coronas Ceramo-metálicas (Grupo Control)

#### Diseño de corona:

Se diseñara una morfología oclusal "ideal" que sera reproducida en los 50 especímenes.

Mediante una llave de silicona realizada de un encerado, tras reproducir la morfología de la bola de alúmina (zona de contacto para aplicar la carga de la Instron) para que ocluya exactamente entre las vertientes internas de las cúspides vestibulares y palatina.

Una vez confeccionadas las coronas, se llevara a cabo su cementación, con un cemento de resina de polimerización dual (Multilink® Automix, System Pack), siguiendo las instrucciones del fabricante.

Sobre cada uno de los especímenes, aplicaremos una fuerza de 1 Kg de peso, para la correcta distribución del cemento y asentamiento de la corona. Durante los primeros 60 segundos fotopolimerizaremos con luz halógena, para iniciar la reacción de polimerización del cemento. A los 120 segundos retiraremos los excesos de cemento de la interfase restauración-especímen. Mantendremos la carga de 1 Kg un tiempo de 5 minutos.

#### PROCESAMIENTO DE LAS MUESTRAS OBTENIDAS

Las muestras se someterán a carga estática hasta la fractura de la porcelana de recubrimiento y/o interfase porcelana-circonio, es decir, carga compresiva con un vector de fuerza en dirección paralela al eje axial del muñón de resina epoxi, y perpendicular a la cara oclusal y a la interfase. Se utiliza para ello la bola de alúmina de diámetro 4 mm como muestra antagonista, que sustituye a la cúspide dentaria opuesta.

Se estudiara la resistencia a la Fuerza de compresión de la porcelana de recubrimiento y su unión porcelana-circonio.



INSTITUTO DE FRACTURAS Y REPARACIÓN  
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICO-MATEMÁTICAS  
UNIVERSIDAD DE VALENCIA

El aparato que ejerce la Fuerza estática es una Máquina Instron, cedida por el Departamento de Materiales de la Universidad Politécnica de Valencia.

Tras el estudio de carga estática se observaran los tipos de fracturas en superficie.

Asimismo, en un corte transversal de cada una de las coronas examinadas y con diferente aparatología de procesamiento de imágenes que nos permiten realizar las siguientes observaciones: Fotografía Macro, Lupa, Microscopía Óptica y Microscopía Electrónica .

Los resultados serán analizados con el estudio estadístico correspondiente.

## ANEXO II



UNIDAD DE CENTE PROSTODONCIA Y OCLUSIÓN  
EMBITAL DE ESTOMATOLOGÍA Y OCLUSIÓN  
UNIVERSIDAD DE VALENCIA

### PERSONAL PARTICIPANTE

**DrºAntonio Fons Font. Profesor Titular de Prosdoncia y Oclusión. Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina, Universitat de Valencia.**

**D. Rubén Agustín Panadero. Profesor colaborador. Departamento de Estomatología.**

**Drª María Granell Ruiz. Profesora asociada. Departamento de Estomatología.**

**Drº Vicente Amigo Borrás. Catedrático de Ciencias de los Materiales. Universidad Politécnica de Valencia.**

Los investigadores que arriba se relacionan, han sido informados por investigador responsable de las condiciones estipuladas en el presente contrato y aceptan la realización del trabajo mencionado en los términos, plazos y condiciones de todo tipo que se regulan en el mismo, así lo rubrica:

Fdo: Mª Fernanda Solá Ruiz

La Investigadora Responsable

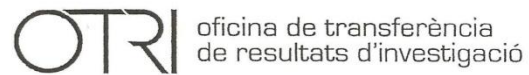
**ANEXO III**

**MEMORIA ECONÓMICA**

**El montante económico del material cedido asciende a 12.000 euros**

A handwritten signature or set of initials in black ink, consisting of a stylized 'S' and 'B' with a horizontal line underneath.





SOLA RUIZ, FERNANDA

**Departamento** ESTOMATOLOGIA

**Facultad** MEDICINA

**Campus** BLASCO IBÁNEZ

Adjunto remito copia del contrato/convenio referenciado a continuación:

**Título** COMPORTAMIENTO DE LA PORCELANA DE RECUBRIMIENTO EN CORONAS CERAMOMETALICAS CONFECCIONADAS CON DOS TECNICAS DIFERENTES DE LABORATORIO, TRAS SOMETERLAS A CARGA ESTATICA

**Fecha Firma** 20/01/2011

**Entidad** IVOCLAR VIVADENT S.L.U.

para su conocimiento y efectos.

Valencia, 27/01/2011

Un saludo,

O.T.R.I.  
Universitat de València



UNIVERSITAT  
DE VALÈNCIA

**CONTRATO PARA LA REALIZACIÓN DE UNA INVESTIGACIÓN ENTRE  
IVOCLAR VIVADENT Y LA UNIVERSITAT DE VALENCIA. ESTUDI  
GENERAL.**

En Valencia, a .20 de enero de 2011

**COMPARECEN**

De una parte D. M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruiz, Profesora del Departamento de Estomatología de la Universitat de València. Estudi General (en adelante la UVEG) con la autoridad que le confieren los arts. 218 y 220 de los Estatutos previo acuerdo favorable del Consejo de Departamento o de la Junta Permanente.

De otra parte, D. Juan Antonio Chiva, con NIF nº: 19811133Z, como Apoderado de Ivoclar Vivadent, S.L.U. (en adelante Ivoclar Vivadent), domicilio en C/ Emilio Muñoz, 15 de Madrid, con C.I.F. nº: B28306397, en virtud de escritura de poder notarial otorgado a D. Juan Antonio Chiva Número 41.044 de la notaría Dña. Beatriz Walsen inscrita en el RMM el 2 de abril de 2.009. poder que no ha sido derogado

Ambos representantes, reconociéndose mutuamente capacidad jurídica suficiente, suscriben el presente documento y, al efecto

**EXPONEN**

1.-Que la UVEG es una entidad que desarrolla actividades de Investigación, Formación y Desarrollo Científico y Tecnológico.

1.- Que la profesora M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruiz, posee conocimientos previos y experiencia probada en el área de trabajo objeto de la presente investigación (en adelante *Conocimientos Previos* al Proyecto).

2.- Que la Empresa Ivoclar Vivadent S.L.U. tiene interés en la realización del estudio motivo de este contrato.

Y en consecuencia, ambas partes acuerdan las siguientes

### CLÁUSULAS

#### PRIMERA.- OBJETO DEL CONTRATO

El objeto de este Contrato es la realización por parte del Departamento de Estomatología de la Universidad del desarrollo del estudio **"COMPORTAMIENTO DE LA PORCELANA DE RECUBRIMIENTO EN CORONAS CERAMOMETÁLICAS CONFECCIONADAS CON DOS TÉCNICAS DIFERENTES DE LABORATORIO, TRAS SOMETERLAS A CARGA ESTÁTICA"** para la Empresa Ivoclar Vivadent y a solicitud de la misma.

#### SEGUNDA.- RESPONSABLES DEL ESTUDIO Y DEL SEGUIMIENTO

La responsable del desarrollo del estudio será la Prof. Dra. M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruiz (en adelante la investigadora responsable), adscrita al Departamento de Estomatología, que tendrá como interlocutora válido por parte de la Empresa a **D. Werner Krengel**

Todo aviso, solicitud o comunicación que las partes deban dirigirse en virtud del presente contrato, se efectuará a las siguientes direcciones:

A la Empresa

**Comunicaciones de carácter científico-técnico:**  
[Ivoclar Vivadent S.L.U.]  
Att. Werner Krengel  
Dirección: C/ Emilio Muñoz Nº 15, 28037 Madrid

Email:werner.krengel@ivoclarvivadent.com  
Tel:913757820 /669 788 838

A la UVEG

**Comunicaciones de carácter científico-técnico:**  
Universitat de València  
Departamento de Estomatología  
Att. M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruiz

Dirección:Gasco Oliag nº1 Valencia 46010  
Email: m.fernanda.sola@uv.es  
Tel: 609048198

*Handwritten signature and initials:*  
F.S.R.

Fax:913 75 78 38

**Comunicaciones jurídicas y administrativas**

[Indicar nombre de la Empresa]

Att. ....

Dirección:

Email: .....

Tel: .....

Fax: .....

**Comunicaciones jurídicas y administrativas**

Universitat de València

OTRI

Att. Dolores Blanco

Dirección: Avda. Blasco Ibáñez, 13 46010

Email: dolores.blanco@uv.es

Tel: 96-398 32 82

Fax: 96-398 38 09

**TERCERA.- CONDICIONES DE ACEPTACIÓN DEL PROYECTO Y ANEXOS**

La profesora responsable acepta realizar este estudio de acuerdo con la Memoria Técnica (Anexo I) y el equipo investigador (Anexo II).

**CUARTA.- DURACIÓN**

La duración prevista para el desarrollo del estudio será de 1 año contado a partir de la fecha de la firma del presente contrato, pudiendo éste renovarse de mutuo acuerdo si ambas partes consideran oportuna su prosecución. En este caso, y con anterioridad a la finalización del contrato, suscribirán una prórroga al efecto.

**QUINTA.- EMISIÓN DE INFORMES**

La profesora responsable informará regularmente a la Empresa de la marcha del estudio. Finalizado el proyecto realizará un informe final estableciendo las conclusiones a que se llegue en el mismo, remitiendo a la empresa una copia del mismo.

**SEXTA.- APORTACIONES DE LA EMPRESA**

La Empresa aportará para el desarrollo de los materiales necesarios para la realización de dicho estudio. Los mencionados materiales están valorados en 1200 Euros y serán puestos a disposición de la UV a la firma del presente acuerdo.

**SEPTIMA.- CONFIDENCIALIDAD DE LA INFORMACIÓN Y DE LOS RESULTADOS**

Cada una de las partes se compromete a no difundir, bajo ningún aspecto, las informaciones científicas o técnicas pertenecientes a la otra parte a las que hayan podido tener acceso en el desarrollo del estudio objeto de este contrato.

Esta obligación no será de aplicación cuando:

- a) La parte receptora pueda demostrar que conocía previamente la información recibida.
- b) La información recibida sea o pase a ser de dominio público.
- c) La parte receptora obtenga autorización previa y por escrito para su revelación.
- d) La información sea requerida judicialmente.

Ambas partes se comprometen a que todo el personal participante en el Proyecto conozca y observe el compromiso de confidencialidad regulado por esta cláusula.

#### **OCTAVA.- MODIFICACIÓN DEL CONTRATO**

Las partes podrán modificar el presente documento por mutuo acuerdo y por escrito.

#### **NOVENA.- RESULTADOS DEL PROYECTO**

Cada parte seguirá siendo propietaria de los *Conocimientos Previos* aportadas al Proyecto. No se entienden cedidos a la otra Parte, en virtud del presente contrato ninguno de los *Conocimientos Previos* al Proyecto.

Se considerarán resultados del Proyecto aquella información o material, protegido o no, que haya sido identificado como resultado en los informes entregados a la empresa y que provienen del Proyecto que es objeto de este contrato.

#### **DÉCIMA.- PROPIEDAD DE LOS RESULTADOS**

Los resultados del presente estudio serán propiedad de la Universidad.

#### **UNDÉCIMA.- PUBLICACIONES**

En caso de que la profesora responsable de la UVEG publicara el resultado del proyecto, se hará mención debida a las dos partes suscribientes del presente contrato .

#### **DUODECIMA.- RESOLUCIÓN DEL CONTRATO**

El presente contrato podrá resolverse por las siguientes causas:

- 1.- Por mutuo acuerdo de las partes.  
Los responsables técnicos del proyecto comunicarán por escrito a la OTRI dicha intención con objeto de proceder a su resolución.
- 2.- Por caso fortuito o fuerza mayor  
Si por este motivo alguna de las partes se viera obligada a resolver este contrato deberá comunicarlo de forma fehaciente a la otra parte.

3.- Por incumplimiento de las obligaciones

Cuando una de las partes considere que la otra parte está incumpliendo los compromisos adquiridos en el presente contrato se lo notificará mediante método de comunicación fehaciente e indicará las causas que originan dicho incumplimiento. La otra parte podrá subsanar dicha situación en un plazo de 30 días, a contar desde la fecha de envío de la notificación.

**DECIMOTERCERA.-**

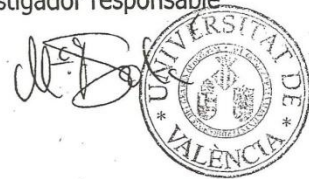
La Empresa y la UVEG se comprometen a resolver de manera amistosa cualquier desacuerdo que pueda surgir en el desarrollo del presente acuerdo todo ello sin perjuicio de poder interponer los recursos que se estimen oportunos ante la jurisdicción competente.

Y en prueba de conformidad de cuanto antecede, firman por duplicado el presente documento en el lugar y fecha arriba indicados

Por la Empresa



El investigador responsable



UNIVERSITAT DE VALÈNCIA

A  
7/8/15

ANEXO I

**ANEXO II**

**PERSONAL PARTICIPANTE**

**Dr. Antonio Fons Font. Profesor Titular de Prostodoncia y Oclusión. Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología, Universitat de Valencia.**

A

**Dr. Vicente Amigó Borrás. Catedrático del Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales, Universidad Politécnica de Valencia.**

**Don. Rubén Agustín Panadero. Profesor Colaborador. Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología, Universitat de Valencia.**

Rubén

**Dra. Maria Granell Ruiz Profesora Asociada. Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología, Universitat de Valencia.**

**Dña. Ana Roig Vanaclocha Profesora Asociada. Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología, Universitat de Valencia.**

Los investigadores que arriba se relacionan, han sido informados por investigador responsable de las condiciones estipuladas en el presente contrato y aceptan la realización del trabajo mencionado en los términos, plazos y condiciones de todo tipo que se regulan en el mismo, así lo rubrica:

Fdo: M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruiz

La Investigadora Responsable



**ANEXO III**  
**MEMORIA ECONÓMICA**

**El montante económico del material cedido asciende a 1200 euros.**

✓  
1200,-