



UNIVERSITAT DE VALENCIA

Facultad de Medicina y Odontología

Departamento de Estomatología

Unidad Docente de Prosthodontia y Oclusión

**“ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO DE
LAS RESTAURACIONES DE CIRCONA
MONOLÍTICA EN COMPARACIÓN CON
LAS DE METAL-CERÁMICA Y LAS DE
CIRCONA-PORCELANA”**

TESIS DOCTORAL

Javier Casas Terrón

2015

**“ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO DE LAS
RESTAURACIONES DE CIRCONA MONOLÍTICA EN
COMPARACIÓN CON LAS DE METAL-CERÁMICA Y LAS
DE CIRCONA-PORCELANA”**

Memoria de Investigación que presenta

JAVIER CASAS TERRÓN

**para optar al Grado de Doctor en Odontología por la
Universitat de Valencia**

Directores del trabajo:

Prof. Vicente Amigó Borrás

Prof. Antonio Fons Font

Prof. Juan Luis Román Rodríguez

Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión.

Departamento de Estomatología.

Facultad de Medicina y Odontología.

Universitat de Valencia

2015

Don Vicente Amigó Borrás, Catedrático de Ciencia de Materiales de la Universidad Politécnica de Valencia, Don Antonio Fons Font, Profesor Titular del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de Valencia, y Don Juan Luis Román Rodríguez, Profesor Asociado del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de Valencia.

CERTIFICAN:

Que el trabajo de investigación titulado “ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO DE LAS RESTAURACIONES DE CIRCONA MONOLÍTICA EN COMPARACIÓN CON LAS DE METAL-CERÁMICA Y LAS DE CIRCONA-PORCELANA”, del que es autor Don Javier Casas Terrón, 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 20 de mayo de 2015.

Fdo.: Vicente Amigó Borrás

Fdo.: Antonio Fons Font

Fdo.: Juan Luis Román Rodríguez

AGRADECIMIENTOS

“Se necesita todo un pueblo para hacer realidad un sueño”

(Hillary Rodham Clinton)

• A todos y cada uno de mis compañeros de la Unidad de Prótesis y Oclusión de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia:

- A mis directores del presente trabajo de investigación,
 - Antonio Fons Font, por su capacidad de liderazgo, su empuje y comprensión y, sobre todo, por su empatía conmigo. Por ser siempre mi maestro y no solo mi profesor.
 - Juan Luis Román Rodríguez, por querer ser mi amigo antes que mi director, por hacerme comprender que valen más dos palabras suaves que cien en voz alta.
 - Vicente Amigó Borrás, por prestarme su ayuda siempre que la he necesitado y hacerlo de un modo accesible.
- A Ole Andresen Ribes, mi hermano sin sangre, mi mejor amigo y cómplice desde el momento en que se cruzó en mi camino en el sótano de la antigua Escuela de Estomatología; a él le debo seguir ilusionado después de tantos años.
- A Eva González Angulo, una de mis amigas con mayúsculas y mi soporte en mi trabajo semanal en la Facultad, por hacerme mejorar día a día.
- A Ana Ortolá Ortolá y José Luis Bustos Salvador: ellos han sido, son y, seguro, serán mis manos derecha e izquierda, mi apoyo y la ejecución de mis ideas.

- A Ana Roig Vanaclocha, por tantas charlas sobre este trabajo; todas ellas me sirvieron para enfocarlo como yo quería.
- A Georgina García Engra, por ayudarme en todo lo que le he pedido.
- A Eduardo Selva Otaolaurruchi, M^a Fernanda Solá y Carlos Labaig Rueda, por su comprensión todos estos años; mejor que nadie entendieron que la fruta cae del árbol sólo cuando está madura.
- A quien no cito, pero que ya sabe bien todo lo que le debo, por su trabajo, su eterna sonrisa y su amistad.

- A Eliseo Plasencia Alcina por ser de los primeros que creyeron que yo sería algún día Doctor y de los pocos que seguían creyendo al pasar el tiempo que, al fin, lo sería.

- A Angel Vicente Escuder, del Instituto de Tecnología de Materiales, Laboratorio de Ensayos Dinámicos y Fractura, Universidad Politécnica de Valencia, por su disposición a la hora de realizar la parte experimental del trabajo y, sobre todo, por hacerlo del modo más amable posible.

- A Juan Luis Gómez Martínez, estadístico de St. Halley, por hacer toda la parte estadística del trabajo y, sobre todo, por hacérmela entender.

- A 3M ESPE y, en especial, a Elena Cabrera Jerónimo e Inma Cebriá Serrano, por cederme desinteresadamente la circona y el cemento con los que se realizó el trabajo.

- Al laboratorio Procad Diseño Dental, y a su director técnico Juan Miguel Alegre Méndez, por la elaboración de las muestras.

- A Cristina, siempre, por su continuo empuje.

DEDICATORIA

Es difícil, después de tantos años peleando conmigo mismo, no honrar con este trabajo a aquellos a quienes debo poder presentarlo, a todos los que, por herencia o presencia, han conseguido que, al fin, lo realizara.

A mi padre Javier, porque por él hago lo que hago.

A mi madre María, porque por ella soy como soy.

A mis hijos, Cristina, Lucía y Javier, porque sin ellos todo sería peor.

A Cristina, mi compañera, mi amiga y mi apoyo, porque gracias a ella, en último término, escribo estas líneas.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	1
2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	9
2.1. Definiciones	11
2.1.1. Resistencia	11
2.1.2. Estética	15
2.2. Cerámicas dentales	16
2.2.1. Definición y desarrollo histórico	16
2.2.2. Características	18
2.2.3. Composición	22
2.3. Uso odontológico de las circonas	27
2.3.1. Cristalografía	27
2.3.2. Tipos de circona	36
2.3.3. Delaminación o <i>chipping</i>	40
2.3.4. Degradación a baja temperatura	45
2.3.5. Presentaciones comerciales	55
3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	63

4. MATERIAL Y MÉTODO	67
4.1. Elaboración de las muestras	69
4.2. Tratamiento de los discos	77
4.3. Ensayo de carga compresiva	79
4.4. Estudio microscópico	83
4.5. Análisis estadístico	85
5. RESULTADOS	89
5.1. Resultados del ensayo de carga compresiva	92
5.2. Análisis comparativo de los distintos grupos en función de la resistencia	110
5.3. Resultados del estudio a microscopía óptica de las muestras ensayadas	119
6. DISCUSIÓN	127
6.1. Discusión sobre la elección del óxido de circonio estabilizado con óxido de itrio como material de este estudio	131
6.2. Discusión sobre el método de este estudio	139
6.2.1. Discusión del ensayo de compresión	139
6.2.2. Discusión del diseño de las muestras	147

6.3. Discusión de los resultados del ensayo	157
6.3.1. Discusión sobre la elección de las unidades de medida	157
6.3.2. Discusión de los resultados del ensayo	164
6.3.3. Discusión de los resultados de otros estudios similares	169
6.4. Discusión de los resultados de la observación microscópica	182
6.5. Consideraciones finales	188
7. CONCLUSIONES	191
8. TRABAJOS FUTUROS	195
9. BIBLIOGRAFÍA	199

1. INTRODUCCIÓN

La elección del material a emplear para elaborar una restauración de Prótesis Fija en Odontología, sea sobre diente natural, sea sobre implante, debe hacerse en función de las distintas propiedades que dichos materiales poseen. La mayoría de ellas se agrupa en torno a dos propiedades principales: **resistencia y estética**. Estas características no son exclusivas del quehacer dental. Así, en Arquitectura, Arte y otras disciplinas, los materiales van siendo sustituidos a medida que se descubren, de modo casual o intencionadamente, nuevos compuestos con mayor resistencia o más estéticos.

La ubicación de las restauraciones también juega un papel importante; las restauraciones deben ser resistentes en todas las localizaciones pero las fuerzas aplicadas sobre ellas son mayores en los sectores posteriores (**ANDERSON, 1956; DE BOEVER 1978; TORTOPIDIS 1998; AHLBERG 2003; TAN 2005; COSME 2007**), por lo que se les exige más a los materiales. En el caso de la estética, el razonamiento es el inverso: todas deben mimetizarse con los dientes vecinos, pero este hecho es más crítico en el sector anterior.

Refiriéndonos al primero de ellos, la **resistencia**, las coronas ceramometálicas, utilizadas de forma ininterrumpida durante más de medio siglo, han constituido el patrón de oro o *gold standard* a la hora de realizar prótesis fija en Odontología. Con ellas se consigue superar con creces las más exigentes cargas que pueden concurrir sobre una restauración dentro de la boca, es decir, las que soportan las restauraciones de los pacientes bruxómanos, que pueden llegar a ser 3-10 veces superiores a los de un sujeto sin hábitos parafuncionales (**GOSEN, 1974**). Hablar de resistencia en una restauración ceramometálica hace alusión a la capacidad de la misma para resistir esfuerzos y fuerzas aplicadas sin romperse, adquirir deformaciones permanentes o deteriorarse de alguna manera; dicho de otro modo, debe comportarse como un todo inseparable en el cual ninguno de sus elementos se fracture ante las fuerzas longitudinales (de flexión, compresión y tracción) ni transversales o de cizalla y no exista separación entre los distintos elementos cuando hagamos incidir la carga sobre ella. Esto conlleva, por tanto, la obligación de cumplir

más requisitos que solamente el hecho de que la cofia metálica (sea de metal no noble, seminoble o precioso) resista las mencionadas fuerzas masticatorias o que, en aquellas restauraciones de múltiples unidades, exista mínima flexión de la estructura al aumentar la carga en las zonas pónico.

En una restauración ceramometálica, esto implica que, por un lado, tanto el metal como la cerámica resisten la carga masticatoria y que, por otro, ambos elementos no se separan entre sí. La propiedad física que hace que se cumpla la primera condición es el elevado módulo de elasticidad o elevada resistencia a la flexión que poseen los metales. En el hecho de la unión de ambos materiales intervienen factores físicos (fuerzas de Van der Waals, atrapamiento mecánico por coeficientes de expansión térmica de metal y cerámica similares, etc.) y químicos (oxidación de los metales). Si esta unión fallara, se produciría un fallo adhesivo entre los dos materiales que llevaría a delaminación de la porcelana, denominado *chipping* en la literatura anglosajona.

Sin embargo, las restauraciones ceramometálicas han adolecido tradicionalmente de una mayor dificultad para conseguir el segundo requisito principal que le pedimos a una restauración: **estética**. Innovaciones técnicas como el uso de hombros de porcelana en las zonas vestibulares del margen de la preparación, utilización de metales por técnicas de electrodeposición (con menor espesor y con tonalidades más amarillentas por ser aleaciones preciosas de alto contenido en oro),... mejoran el resultado estético final, en especial en la zona cervical. En este área, un halo grisáceo, resultado del reducido espesor de porcelana que recubre el metal subyacente, puede hacer que nuestras restauraciones no resulten miméticas con los dientes adyacentes.

Las primeras prótesis totalmente cerámicas, basadas en lo que hoy conocemos como **cerámicas de silicatos** o feldespáticas o basadas en el sílice, nacieron hace más de un siglo, incluso antes que las primeras ceramometálicas. Concretamente en 1888, Charles Henry Land, dentista de Detroit, realizó distintos experimentos con materiales cerámicos, patentando una metodología para la

realización de incrustaciones cerámicas sobre láminas de platino. La realización por primera vez de coronas totalmente cerámicas no se produjo hasta 1903 gracias a la invención del horno eléctrico en 1894 y a las porcelanas de baja fusión en 1898 (RING, 1985; KINA, 2005).

Sin embargo, estas primeras porcelanas sin cofia metálica tenían unas pobres propiedades físicas de resistencia y apenas soportaban, sin fracturarse, cargas oclusales de cierta magnitud; esto las hacía poco o nada indicadas en sectores posteriores o en pacientes con altos requisitos oclusales como los bruxómanos. Desde estas primeras restauraciones, la industria ha ido desarrollando distintas combinaciones de elementos químicos que se nos han ido presentando de modo sucesivo como el avance definitivo que aunaba resistencia y estética. Por desgracia, no siempre lo ha hecho como resultado de los avances científicos en materias como la ciencia de los materiales. Ello ha motivado que, la mayoría de las veces, estas nuevas porcelanas hayan caído en desuso o vean reducidas sus indicaciones a unas muy limitadas; esto ha sido así gracias a la aparición de artículos realizados por investigadores independientes que comprobaron que las cifras de resistencia referidas no eran tan altas como se explicitaron en el momento en que eran incorporadas al mercado dental. De este modo, compuestos de leucita, fluormica tetrasilícica, apatita,... surgidos en la década de los 80 y 90 del siglo pasado bajo el auspicio de distintas casas comerciales, hoy día tienen pocas indicaciones, por no decir ninguna.

Es en esta continua búsqueda del material ideal, cuando al final del siglo pasado irrumpen con fuerza las hoy llamadas **cerámicas de óxidos**, basadas en compuestos de óxidos de aluminio (alúmina) y circonio (circona) de alta densidad. En ellos, encontramos características que empiezan a aunar de un modo satisfactorio los mencionados requisitos de resistencia y estética: sus propiedades físicas las hacen más parecidas a los metales aunque, debido al color blanco o blanquecino de los materiales que las forman, con un notable mejor resultado estético que estos.

Sin embargo, aunque estamos más cerca que en momentos pasados, todavía no se ha logrado encontrar el material y/o la técnica de fabricación ideales, especialmente en lo referente a la estética del mismo. Así, en estas restauraciones de cerámicas de óxidos, aunque presentan cifras de resistencia a la flexión por encima de las requeridas, la industria persevera en la idea de conseguir que la cofia interna, blanca pero más opaca que en las feldespáticas, tenga una mejor estética.

Con la aparición de estas cerámicas de óxidos se introduce en Odontología no solo un material nuevo sino también una nueva forma de fabricar las restauraciones; la **Tecnología** en nuestros días juega un papel tan importante como las características físicas de los materiales. Las restauraciones se diseñan y se realizan mediante procesos asistidos por ordenador o CAD/CAM en sus siglas anglosajonas. Estas técnicas nos permiten fabricar cofias basadas en estas cerámicas tan resistentes y, por otro lado, mejorar los niveles de ajustes entre el margen de la restauración y el pilar. El uso de la Tecnología CAD/CAM en la fabricación de estructuras de circona tiene aplicación sobre todo en los sectores posteriores, donde le pedimos más capacidad de resistencia a los materiales. En el frente anterior, esta mayor demanda se reservaría fundamentalmente para los puentes de circona-porcelana. En el resto de restauraciones del sector anterior, donde no necesitamos que las coronas tengan unos niveles tan altos de resistencia, se escogen materiales que nos permitan conseguir una mayor estética y, en estos momentos, los procesos asistidos por ordenador no consiguen los mismos resultados de mimetismo que la aposición de capas de porcelana por las manos de un experto ceramista. Ello nos obliga, por el momento, a seguir modelando las sucesivas capas de cerámica sobre cofias internas de cerámica de óxidos o de silicatos.

Como hemos referido previamente, dentro del grupo de las cerámicas de óxidos, dos son las familias que han surgido en los últimos veinte años: aquellas basadas en la alúmina y, sobre todo, las basadas en la circona. Asistimos a un continuo aumento de publicaciones que investigan sobre las propiedades de estas últimas, en especial las que hacen referencia a la capacidad de unión entre la circona y la

porcelana que la recubre. Este punto, junto a la opacidad del óxido de circonio, es, sin duda, el elemento más débil de las restauraciones circona-porcelana. Las frecuentes delaminaciones de la capa más superficial de cerámica pueden ocurrir, bien sea fracturándose una capa superficial de porcelana dejando el resto de la misma unida a la circona o bien despegándose por completo toda la cerámica de la cofia interior en la zona fracturada. Para algunos autores, cuando hablamos de restauraciones de circona-porcelana, existen diferencias entre las dos acepciones (la española delaminación y la anglosajona *chipping*), basada en el lugar donde se produce la fractura de la cerámica. Si ésta ocurre de un modo adhesivo (es decir, se separa por completo una capa de porcelana del núcleo subyacente dejando parte de la cofia de circona expuesta), se define el fracaso como delaminación. Cuando la fractura se produce dentro del espesor de la porcelana, sin que se afecte la interfase entre la circona y la porcelana, el fallo es cohesivo y se denomina *chipping* (**KONSTANTINOS, 2009; AGUSTÍN-PANADERO, 2011a**)

La prevalencia de este tipo de fractura en las restauraciones de circona-porcelana (hasta en un 15% de los casos a tres años) (**RAIGRODSKI, 2006; SAILER, 2007**) ha motivado que la investigación en este campo no se haya detenido, a pesar de haber conseguido excelentes resultados en otras propiedades que reúnen las mismas: resistencia de la cofia a la fractura, biocompatibilidad,... Dicha investigación ha conducido recientemente a la aparición de las primeras restauraciones realizadas totalmente en circona, sin porcelana de recubrimiento. Esta circona, denominada monolítica, podría, en el futuro, ser uno de los materiales preferidos en la elaboración de coronas y puentes, especialmente en el sector posterior donde la resistencia es la principal característica que le pedimos a una restauración. Ello se debe a que aún a las principales ventajas de su antecesora, la circona-porcelana, con la ausencia de delaminación al estar ausente la capa de cerámica de recubrimiento.

El presente trabajo de investigación trata de comparar la resistencia a la carga de las bien conocidas coronas ceramometálicas con dos grupos de restauraciones basadas en la circona, con y sin recubrimiento de porcelana, así como

la aparición de incidentes, especialmente delaminaciones, en los tres tipos de elementos testados.

Estimamos que el conocimiento en mayor profundidad de las propiedades *in vitro* de resistencia de distintas estructuras puede arrojar luz sobre los efectos que dichos procedimientos pueden tener en una situación real en boca.

2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

Cuando tenemos que realizar una restauración de prótesis fija en Odontología, una de las disyuntivas que primero se nos plantea es qué material escogemos. Estética, resistencia ante las cargas oclusales, compatibilidad con el medio oral y con otros materiales, aislamiento térmico, resistencia al medio y a los cambios de color, radiolucidez,... son algunos de los requisitos que le pedimos a nuestros materiales. No cabe duda de que ninguno de ellos auna la totalidad de las características que le definirían como el material ideal, y también es verdad que no todas ellas son igual de importantes; de todos los requisitos, y sin ánimo de restar importancia a los demás, los dos primeros, **estética y resistencia**, son los que predominan sobre el resto, al menos si atendemos a la gran cantidad de literatura científica que aborda estos dos conceptos. La presencia simultánea de resistencia y estética dotaría a un material dental de suficientes atributos para ser usado de modo fiable en Odontología. En este sentido, es totalmente pertinente en este punto la definición de belleza realizada por Henrik Ibsen (1828-1906) como “el acuerdo entre el contenido y la forma”, entre la función que van a llevar a cabo y la apariencia que van a tener.

2.1 DEFINICIONES

Con el objetivo de sentar adecuadamente las bases para el desarrollo posterior de esta memoria, debemos proceder a definir ambos términos, resistencia y estética, tanto de manera general como específicamente en el campo de la Odontología.

2.1.1 Resistencia

Según el diccionario de la Real Academia de la Lengua (RAE), el vocablo resistencia, del latín *resistentia*, hace alusión, entre otras acepciones, a la capacidad de un objeto de resistir, entendiendo por tal, la acción de tolerar, soportar, sufrir u oponerse a la acción violenta de otro objeto.

Desde el punto de vista de la Física, la resistencia de un elemento se define como su capacidad para soportar esfuerzos y fuerzas aplicadas sin romperse, adquirir

deformaciones permanentes o deteriorarse de algún modo.

En Odontología, es la cantidad de energía que puede absorber un material cuando es sometido a una tensión que no produce en él una deformación permanente. Para medir la resistencia de un material, nos valemos, pues, del concepto **tensión**, o relación entre la cantidad de **fuerza**, medida en newtons (N), necesaria para romper ese material al ser sometido a una carga, y la **superficie** sobre la que se aplica la misma, medida en cm^2 . La tensión, como resultado del cociente de estas dos magnitudes, se expresa en megapascales (MPa). Definiríamos 1 MPa como la tensión generada por una fuerza de 10^6 N sobre 1 m^2 , o lo que es lo mismo, 100 N/cm^2 .

La tensión puede clasificarse como **compresiva**, cuando hablamos de dos fuerzas de igual dirección y sentidos opuestos, que aplastan o comprimen el cuerpo sobre el que actúan, **traccional**, cuando las dos fuerzas son, igualmente de misma dirección y sentidos opuestos, pero tienden a elongar el material, **de corte, tangencial o de cizallamiento**, cuando las fuerzas son paralelas y de sentidos contrarios y tienden a separar un fragmento del material respecto de otros, y **flexural**, cuando el cuerpo es sometido a una flexión por la acción de cargas que producen tensiones compresivas, traccionales o de corte. Las fuerzas del material que se oponen a las tensiones referidas son las así llamadas resistencias compresiva, traccional, de corte y flexural (Figura 1).

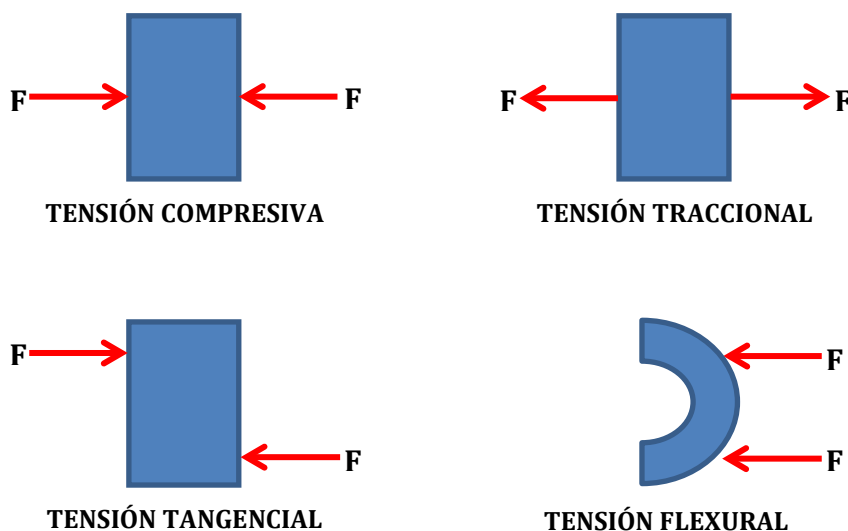


Fig. 1: clasificación de las tensiones en función de la dirección y sentido de las fuerzas aplicadas.

Cuando nos referimos a las deformaciones producidas por tensiones de los dos primeros tipos, compresivas y traccionales, es decir, de tipo longitudinal, solemos hacer referencia también al Módulo de Young o de elasticidad longitudinal, el cual se define como la relación numérica o cociente entre la tensión ejercida sobre un material y la deformación generada en él; este parámetro, que depende de las fuerzas interatómicas del material, solo define la relación entre las dos magnitudes mientras se cumple la Ley de Hooke, que dice que el estiramiento longitudinal es directamente proporcional a la tensión ejercida hasta una tensión máxima, llamada límite elástico o proporcional. Debido a la dificultad para localizar este punto con exactitud, ya que en los gráficos experimentales el final de la parte recta es difícil de determinar y existe un rango donde podría estar situado, en ingeniería se adopta un criterio convencional y se considera como límite elástico la tensión a la cual el material tiene una deformación plástica del 0,2% (o también $\varepsilon = 0,002$).

En una representación gráfica de tensiones ejercidas (en ordenadas) y deformaciones generadas (en abscisas), observamos que, a medida que aumentamos la tensión ejercida sobre el cuerpo, aumenta del mismo modo la deformación que el mismo sufre (**LÓPEZ-SUÁREZ, 2014**). El Módulo de Elasticidad, propiedad mecánica específica para cada material (**FISCHER, 2001**), es la pendiente de la parte elástica del gráfico, es decir, de la recta resultante hasta el momento en que dicha recta deja de serlo y se empieza a curvar por haber superado el límite proporcional; en este momento, se inicia la deformación plástica, que se define como aquella que sufre un material sin que pueda recuperar su forma original si cediera la fuerza que la provoca. El momento donde el material tiene su resistencia máxima viene representado en el cénit o punto más alto de la curva. En algunos materiales, la distancia entre el límite proporcional y la resistencia máxima es muy pequeña o inexistente (como por ejemplo, en la porcelana o la circona). En ellos, no existe apenas deformación plástica. En otros, como los metales, ésta sí se aprecia como una fase curva, desde el final de la recta elástica hasta el momento más alto de la gráfica (Fig. 2).

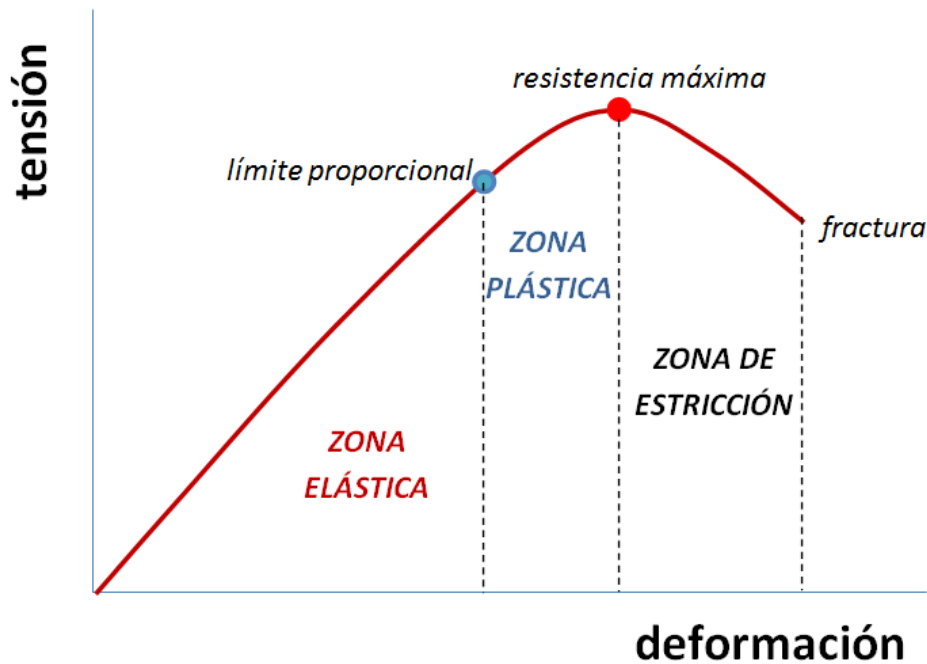


Fig. 2: gráfica tensión-deformación y representación en la misma del límite proporcional y los puntos de resistencia máxima y de fractura. Así mismo, se representan las áreas donde el material tiene un comportamiento elástico y plástico.

Cuanto mayores sean las fuerzas entre los átomos, mayor es el módulo de elasticidad y más rígido es el material (**FLÓREZ, 2008**). Este es el motivo de que dicho coeficiente disminuya al aumentar la temperatura del material (ya que disminuyen las fuerzas entre los átomos). En el campo dental, las cifras del módulo de Young se mueven entre las de la porcelana feldespática (del orden de 70-100 GPa), la circona (210 GPa), los metales, que varían según el contenido en metales nobles (con cifras bajas, normalmente menores de 100 GPa, para las aleaciones ricas en oro, y altas para las de CrNi, 170-220 GPa, o Cr-Co, 225 GPa), y los óxidos de aluminio (360-380 para Procera) (**PICONI, 1999**).

Relacionado con este concepto, la tenacidad (*fracture toughness* en inglés) se puede definir como la propiedad de los materiales de soportar los esfuerzos que se le aplican sin deformarse ni romperse. Se debe, principalmente, al grado de cohesión entre moléculas y puede definirse como la energía por unidad de volumen requerida para deformar un material hasta la fractura; si queremos reflejar su significado en la

gráfica de la figura 2, la tenacidad es el área bajo la curva de tensión-deformación. En lo que se refiere a materiales que usamos en Odontología, la circona tiene una tenacidad muy elevada (del orden de 6-10 MPa \sqrt{m}) comparada con los valores más bajos de las cerámicas (alúmina: 4 para Procera, 3-3,5 para In-Ceram) o del titanio (3,2), aunque lejos de los 50 MPa \sqrt{m} del acero (**PICONI 1999, DENRY 2008; VAGKOPOULOU 2009**). Esto es debido a su combinación entre enlaces iónicos y covalentes.

2.1.2 Estética

Este término deriva de distintas voces griegas:

- αἰσθητική (aisthetikê): sensación, percepción
- αἴσθησις (aisthesis): sensación, sensibilidad
- -ικά (ica): relativo a.

El filósofo alemán Alexander Gottlieb Baumgarten (1714-1762) creó el nombre de la disciplina Estética, rama de la Filosofía, que surge a partir del sustantivo *Aisthesis* (sensación) a través de la construcción habitual "ciencia de la *Aisthesis*", es decir, del conocimiento sensible. Usa por primera vez el término en su obra "Reflexiones filosóficas acerca de la poesía" de 1735, haciéndolo posteriormente título de otro de sus libros ("*Aesthetica*", 1750). Sobre el arte estableció que resulta de la actividad intelectual y también de la sensitiva; por eso la noción de belleza no es una idea simple y distinguida, como puede acontecer con las ideas mentales, sino que se trata de una idea compleja.

Según el diccionario de la Real Academia de la Lengua, la estética es "la ciencia que trata de la belleza y de la teoría fundamental y filosófica del arte".

El Diccionario Mosby de la Salud, define la Estética como "la rama de la Filosofía relacionada con las formas y con los efectos psicológicos de la belleza". En Medicina, la estética se puede aplicar a la reconstrucción dental y a la cirugía plástica (**TIMES MIRROR INTERNATIONAL PUBLISHERS, DIVISIÓN INTERAMERICANA, 1996**).

Hablar de Estética en Odontología es complejo, ya que, para ello, debemos

referirla al estudio y percepción de la belleza (**GRANELL, 2007**). Esto nos obliga, a su vez, a definir un concepto muy ligado a éste, como es **armonía** (**LOMBARDI, 1973**). Con este término se entiende el equilibrio de las proporciones entre las distintas partes de un todo. O como es definido por la RAE, "la conveniente proporción y correspondencia de unas cosas con otras".

2.2 CERÁMICAS DENTALES

Una vez revisados algunos conceptos relacionados con los materiales a utilizar en prótesis fija, en especial consideraciones etimológicas y relativas a sus principales características de resistencia y estética, debemos, ahora, realizar otro tanto con uno de los principales compuestos con los que vamos a fabricar nuestras restauraciones, las **cerámicas** dentales.

2.2.1 Definición y desarrollo histórico

Atendiendo al Diccionario de la RAE, la cerámica (del griego *keramike*) consiste en el arte de fabricar vasijas y otros objetos de barro, loza y porcelana, de todas clases y calidades. En cambio, porcelana (del italiano *porcellana*) define el producto final obtenido, refiriéndose a esa especie de cerámica vítrea fina, transparente, clara y lustrosa, inventada en China e imitada en Europa, compuesta por la mezcla de tres minerales naturales: arcilla blanca (caolín), cuarzo y feldespato (**FONS, 2001**).

A pesar de que en Odontología se utilizan los dos términos de modo indistinto, no significan 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, también, las porcelanas. Este último término, sin embargo, debería reservarse para definir al producto final obtenido cuando los distintos elementos antes citados se meten en el horno para obtener unas características finales determinadas. Así, según la *International Organization for Standardization*, organismo internacional que dicta las normas ISO, la cerámica dental puede definirse como aquel "material inorgánico, no metálico, que, cuando se procesa

de acuerdo a las instrucciones del fabricante, está especialmente preparado para formar la totalidad o una parte de una prótesis o restauración dental”, mientras que la porcelana dental es “aquella cerámica dental predominantemente vítrea que se utiliza principalmente para aspectos estéticos en una prótesis o restauración dental” (**INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2008a**). Podríamos decir que todas las porcelanas son cerámicas pero no todas las cerámicas son porcelanas.

En la utilización de las cerámicas en Odontología, aunque pueda parecer paradójico, la corona completa de porcelana, conocida con el nombre de *jacket* desde hace más de un siglo, es, históricamente, anterior a la ceramometálica (**SPEAR, 2008**).

Land realizó la primera corona totalmente cerámica en 1903 (**LAND, 1903**); eran éstas unas restauraciones complejas de realizar y muy débiles, probablemente por los defectos en los cementos que existían entonces. No es hasta más de medio siglo después que apareció la primera gran modificación a estas coronas cerámicas primitivas y abrió la puerta a futuras líneas de investigación: McLean introdujo, en 1960, las coronas de cerámica reforzada con alúmina (**McLEAN, 1967**). Con unas y otras no se conseguían valores suficientemente altos de resistencia como para ser usados de un modo seguro en el campo odontológico: hacia mediados de los 80, Leempoel refiere, en un estudio *in vivo*, un 25% de fracasos a los 11 años en las *jackets* realizadas en sector anterior y porcentajes aún mayores en sectores posteriores (**LEEMPOEL, 1985**).

Debido a la falta de resistencia de aquellas primitivas *jackets*, las restauraciones con cofia metálica han sido, desde el momento de su aparición, a mitad del siglo pasado, el verdadero patrón utilizado en Prótesis Fija (**POSPIECH, 2002**). Hacia 1950, se modifica la composición de las porcelanas dentales para aumentar el coeficiente de expansión térmica, lo cual permite su unión con las aleaciones de oro para confeccionar coronas y puentes con cofia metálica. Con este avance, surgen las primeras restauraciones ceramometálicas.

Uno de los avances más significativos en la resistencia de las coronas

cerámicas lo aportan, de un modo independiente, dos grupos de investigadores, Horn (HORN, 1983) y Simonsen y Calamia (SIMONSEN, 1983; CALAMIA, 1983), paradójicamente en el campo de la adhesión y no de los materiales cerámicos: la cerámica grabada con ácido fluorhídrico se adhiere de modo excelente al esmalte grabado.

Desde entonces, los materiales cerámicos han evolucionado notablemente, en especial en las dos últimas décadas: alúmina, zircona, alúmina reforzada con zircona, espinela con aluminio y magnesio, disilicato de litio,... se han incorporado al *armamentarium* del odontólogo restaurador permitiendo que, de nuevo, las coronas de cerámica puedan disputar en igualdad de condiciones el título de material más utilizado en el campo de la prótesis fija.

2.2.2 Características

Las porcelanas llevan siendo utilizadas muchos siglos debido a que, en cualquiera de sus usos, presentan una serie de características que las hacen únicas. En el campo Biomédico, dichas cualidades son las siguientes:

- a. **Estética:** en el anterior capítulo nos hemos referido a la estética como un elemento deseable en todos los materiales a utilizar en el campo de la Odontología. En este apartado vamos a hacer referencia a aquellas cualidades de la porcelana que la hacen óptima en el cumplimiento de dichas exigencias estéticas.

La Estética es un concepto subjetivo y, como tal, difícil de definir. En Odontología, una aproximación a este concepto la podemos encontrar en el grado de translucidez que poseen las distintas porcelanas. Cuando tenemos un sustrato de color claro, nos interesa utilizar porcelanas tan translúcidas como sea posible, ya que ello permitirá que la dentina subyacente refleje los rayos de luz (MORIG, 1996). Cuando el pilar está teñido o existen restauraciones metálicas en su contorno, lo ideal es realizar una cofia con materiales más opacos, que oculten el color indeseable, y recubrir ésta con una porcelana más translúcida en superficie.

La cantidad de ocultación de estructuras más internas por parte de un material puede explicar que unas restauraciones resulten más estéticas que otras. La translucidez de un material cerámico depende en gran medida de la dispersión que sufre la luz cuando choca contra su superficie. Cuando la mayoría de los rayos incidentes es dispersada, el material aparece opaco. Si solo una parte de la luz se dispersa y la mayoría se transmite difusamente en su seno, el material se muestra translúcido. En líneas generales, que ocurra una u otra cosa es función de la cantidad, composición y tamaño de los cristales dentro de la matriz (**HEFFERNAN, 2002; BALDISSARA, 2010**). La medición de esta propiedad se puede realizar mediante el Índice de Contraste (o *Contrast Ratio* o CR), que es la relación o cociente que existe entre los rayos de luz que son reflejados al chocar con la superficie del material y todos aquellos que llegaron a la misma.

- Cuanto más próximo está el CR a la unidad, mayor proporción de rayos son reflejados, y, por ello, menor penetración de los mismos a través del material. Un índice de 1 quiere decir que ningún rayo de luz lo atraviesa para ser luego refractado en su seno, sino que la totalidad de ellos rebota en su superficie. Se dice entonces que es un material opaco (el paradigma de este supuesto es el metal). En el caso de una restauración de prótesis fija en la cual el pilar tenga una dentina de un color claro, esto significaría que el material anula por completo la translucidez de esmalte o dentina.
- Cuanto más nos alejamos, por el contrario, del valor 1, más translúcido es el material y más contribuyen los tejidos duros del diente al resultado estético final, siendo, por ello, más fácil que el técnico consiga un aceptable mimetismo de la restauración.

A pesar de la gran heterogeneidad del grupo, la mayoría de las cerámicas, especialmente las de silicatos, posee un índice de contraste muy favorable. En el caso de las cerámicas de óxidos, por el contrario, el CR se aproxima a la unidad. La máxima opacidad la encontramos en la circona, que posee, al igual que los metales, un CR de 1. Ello la hace especialmente indicada si se quiere ocultar

coloraciones adversas de los dientes pilares, utilizándose en estos casos como cofia. Recientemente, algunas casas comerciales han introducido en el mercado circonas con índices CR más favorables. Esto ha sido posible incorporando en muy pequeñas proporciones cristales de otros compuestos (alúmina,...).

Las propiedades de fluorescencia, translucidez, brillo, etc. de las porcelanas como conjunto las hacen también idóneas para mimetizarse con las estructuras dentales adyacentes.

- b. **Resistencia flexural:** tal y como referimos en el apartado anterior, al hablar de porcelanas nos referimos a muchos materiales que se engloban bajo esta definición. Así, encontramos unos con una resistencia muy elevada (los que comúnmente se clasifican como cerámicas de óxidos) y otros con cifras de resistencia más discretas (cerámicas de silicatos). Las cifras de resistencia flexural de algunas de las porcelanas más empleadas en los últimos años son las siguientes (SEGHI, 1995; WAGNER, 1996; PRÖBSTER, 1997; ANDERSSON, 1998; SCHIRRA, 1998; TOUATI, 2000; SUÁREZ, 2000; FONS, 2001; FONS, 2002; ÁLVAREZ, 2003; BLATZ, 2003; GUAZZATO, 2004a; POTIKET, 2004; RAIGRODSKI, 2004; WHITE, 2005; AGUSTÍN-PANADERO, 2011a; AGUSTÍN-PANADERO, 2011b):

○ IPS Empress®	(Feldespática)	168 MPa
○ In-Ceram Spinell®	(Aluminato de Mg)	378 MPa
○ IPS e.max®	(Feldespática)	415 MPa
○ In-Ceram Alúmina®	(Óxido de Al)	446 MPa
○ Procera Alúmina®	(Óxido de Al)	560 MPa
○ In-Ceram Zirconia®	(Óxidos de Al y Zr)	604 MPa
○ Circona	(Óxido de Zr)	950-1200 MPa

(IPS Empress® e IPS e.max® de Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; In-Ceram Spinell®, In-Ceram Alúmina® e In-Ceram Zirconia® de Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania; y Procera Alúmina® de Nobel Biocare®, Zürich-Flughafen, Suiza)

- c. **Biocompatibilidad:** las porcelanas son materiales inertes en la cavidad oral. No existen estudios que demuestren efectos adversos para la salud en ninguno de los campos en que un material debe ser testado para su uso en boca: alergias, sensibilidad, citotoxicidad, potencial mutagénico o de transformación celular, hemólisis,... (CRA NEWSLETTER; 2004). En el caso de las porcelanas basadas en la circona, distintos estudios muestran niveles de fijación bacteriana (RIMONDINI, 2002; SCARANO, 2004) de inflamación gingival (DEGIDI, 2006) o de citotoxicidad (RAFFAELLI, 2008) menores incluso que los obtenidos con materiales tradicionalmente considerados totalmente biocompatibles como el titanio.
- d. **Compatibilidad** con otros materiales que forman parte de las restauraciones de prótesis fija, como metales, resinas, circona,... Gracias a procesos físicos y químicos, las cerámicas pueden unirse y formar compuestos con dichos materiales.
- e. **Estabilidad de color:** debido a su baja porosidad, las cerámicas retienen poco los distintos elementos que pueden teñir su superficie en boca, y no existe prácticamente difusión de los mismos hacia su interior. El resultado es que permanece inalterada con el paso de los años.
- f. **Resistencia a los ácidos y, en general, al medio oral:** en el caso de las porcelanas basadas en los silicatos, solo son atacadas por ácidos fuertes como algunos haluros (ácido hidrofúrico o HF) o el ácido ortofosfórico y por bases como la sosa. En las cerámicas de óxidos, la resistencia a los mismos es mayor. Es obvio que, en ninguno de los casos, nos encontramos ante situaciones comunes en el interior de la cavidad oral.
- g. **Aislamiento térmico:** el grupo de las porcelanas dentales posee, en general,

una muy baja conductividad térmica, coeficiente que nos sirve para medir el potencial de aislamiento térmico de una sustancia o material; esto explica la poca capacidad que tienen de transferir la energía cinética de sus moléculas a otras adyacentes. En muchos compuestos cerámicos, la conductividad térmica es 100 veces menor que la de metales como el acero o 400 veces menor que la del aluminio.

- h. **Radiolucidez:** es una característica común a todas las cerámicas feldespáticas. En las de óxidos, sin embargo, existe mayor radiopacidad. En este sentido, restauraciones de alúmina o circonita se comportan como metales, dificultando la detección de problemas en los muñones tallados pero permitiendo comprobar tanto el ajuste de las mismas como la existencia de caries en las líneas de terminación.

2.2.3 Composición

Aunque existen distintos modos de clasificar las porcelanas dentales (según la técnica de elaboración, según la temperatura de sinterización,...), la forma más empleada y, sobre todo, la que más implicaciones clínicas nos aporta, en especial en cuanto a la selección del material en prótesis fija se refiere, es, sin duda, la que atiende a la composición de las mismas.

Las porcelanas se podrían definir como materiales que se componen de dos partes o fases fundamentales: un vidrio o matriz amorfa, más o menos viscosa, en la que encontramos cristales formados por óxidos de distintos elementos, de mayor o menor tamaño y en mayor o menor proporción (**HARSTER, 1991**).

Según los elementos que forman los óxidos de los cristales, así como según la proporción entre la fase vítrea y la cristalina, dos son los grandes grupos en que podríamos dividir las porcelanas: aquellas en las que los cristales son derivados del silicio (porcelanas basadas en el sílice o de silicatos) y las que derivan casi en exclusividad de óxidos de aluminio o de circonio (cerámicas de óxidos). Unas y otras difieren además en una característica que explica, como veremos más adelante, sus

distintas propiedades de resistencia mecánica: las cerámicas feldespáticas poseen una matriz vítrea en proporciones variables, en las que se encuentran inmersos los cristales derivados del sílice, mientras que en las porcelanas de óxidos, apenas existe matriz vítrea, resultando, por tanto, un material casi exclusivamente cristalino (TINSCHERT, 2001).

✓ Cerámicas de silicatos

Son las primeras cerámicas que se usaron en Odontología y se debe a que son las porcelanas que ha venido usando la humanidad desde hace milenios. Su composición está, como dijimos, basada en la química del silicio. Tres son, principalmente, los compuestos que entran a formar parte de ella:

- Dióxido de silicio, llamado comúnmente sílice: el silicio es el segundo elemento más abundante de la corteza terrestre, después del oxígeno. Aunque es un compuesto relativamente inerte y resiste la acción de la mayoría de los ácidos, el sílice reacciona con algunos álcalis diluidos (como el hidróxido de sodio) y con los ácidos del grupo de los halógenos (como el ácido fluorhídrico). En la naturaleza puede presentarse con una ordenación cristalina, normalmente tetraédrica (forma el cuarzo), o de un modo amorfo (ópalo). En las cerámicas dentales lo encontramos siempre como cuarzo.
- Feldespatos: silicatos de aluminio que se unen con distintos elementos, principalmente de la familia de los alcalinos (sodio y potasio) o alcalino-térreos (calcio). En resumen, son silicatos en los que alguno de los átomos de silicio son sustituidos por uno de aluminio dejando así radicales libres, que, posteriormente, se unen a los mencionados elementos. Cuando los feldespatos son sometidos a altas temperaturas en presencia de óxidos metálicos, se funden parcialmente y forman una fase viscosa que los hace especialmente aptos para actuar como fundentes o aglutinantes de los cristales de cuarzo.
- Caolín: arcilla blanca muy pura que es químicamente un disilicato de aluminio hidratado formado por la acción erosiva que ejercen el agua y el dióxido de carbono sobre los feldespatos.

En una porcelana feldespática clásica, la proporción entre estos tres componentes sería de 13-25% para el cuarzo, 73-85% para el feldespato y <4% para el caolín. (**ANGLADA, 1992**). Se trata, pues, de un grupo de compuestos basado en su mayoría en la química del dióxido de silicio, solo o en combinación con otros elementos (**SOLÁ, 1997**), fundamentalmente metálicos, que se encuentran en menor proporción (<5%) y sirven para modificar las propiedades de las cerámicas, en especial su opacidad, color y manejo técnico.

✓ Cerámicas de óxidos

A medida que vamos eliminando la fase vítrea o amorfa, que está basada en los feldespatos, y vamos aumentando el porcentaje de fase cristalina, nos queda un material casi exclusivamente cristalino con unas propiedades mecánicas mejoradas: la ausencia casi total de fase vítrea dificulta en gran modo la progresión de microfracturas o grietas (**TINSCHERT, 2001**).

La industria dental ha ido desarrollando sucesivamente un gran número de cerámicas basadas en óxidos, principalmente de aluminio y de circonio.

▫ Óxido de aluminio o Alúmina

La evolución de las porcelanas aluminosas, desde las iniciales hasta las actuales, ha consistido en la sustitución de la fase amorfa hasta casi hacerla desaparecer. Las primeras cerámicas de óxidos basadas en la alúmina fueron introducidas por McLean y Hughes en la década de los sesenta del siglo pasado y contenían un 50% de óxido de aluminio. Con ellas se conseguía el doble de resistencia a la fractura que las feldespáticas usadas entonces (**McLEAN, 1965**). Sin embargo, ya entonces, los autores refirieron la pérdida de translucidez que llevaba implícita su nueva porcelana debido a la elevada proporción de cristales de alúmina. La resistencia de las porcelanas, así llamadas aluminosas, fue incrementándose a medida que lo hacía, de modo paralelo, la proporción en óxido de aluminio; Sadoun, en 1988, presentó una cerámica basada en una concentración de cristales de

alúmina de casi el 97% y una infiltración de la matriz por un vidrio a base de óxido de lantano (La_2O_3) (**SADOUN, 1988**). Dicha porcelana fue comercializada por la casa Vita con el nombre de In-Ceram Alumina[®] y presentaba una resistencia cuatro veces superior a la de McLean y Hughes. Basado en este sistema In-Ceram[®], la misma casa comercial presentó posteriormente dos variaciones a ella: In-Ceram Spinell[®] (a base de aluminato de magnesio, con el doble de translucidez pero 20% menos de resistencia) e In-Ceram Zirconia[®] (70% de óxido de aluminio y 30% de óxido de circonio (**KELLY, 2008**), lo que comporta nuevamente mayores niveles de resistencia a expensas de una mayor opacidad) (**KINA, 2003; KINA, 2005**).

Otro ejemplo de estas porcelanas aluminosas surge en 1993 de la mano de Andersson y Odén: la cerámica Procera[®] posee cristales de óxido de aluminio altamente sinterizado en un porcentaje del 99,5% (**HEGENBARTH, 1996**).

▫ Óxido de circonio o Circona

El circonio (Zr) es un elemento situado en la tabla periódica en el grupo IV, dentro de la familia de los metales de transición. Como tal, comparte gran número de propiedades físicas y químicas con otros metales. A pesar de ser uno de los elementos más abundantes en la corteza terrestre (ocupa el puesto número 18 con un 0,02%), no se encuentra como un metal libre sino en compuestos, formados principalmente con el oxígeno, llamados circón (silicato de circonio con fórmula química ZrSiO_4 , muy abundante en India y Australia) y badeleyita (dióxido de circonio o ZrO_2 , con grandes depósitos en Brasil) (**VILLARREAL, 2007; LUGHI, 2010**). El circón o zircón (no hay que confundirlo con el producto artificial llamado zirconita) se reserva para su uso como gema o piedra semipreciosa, a veces sustituto de los diamantes, siendo el dióxido de circonio o circona el compuesto que se usa como material en Medicina y Odontología.

Además de sus excelentes propiedades mecánicas (alto módulo de Young y elevadas tenacidad, dureza y resistencia flexural), el dióxido de circonio posee características térmicas cuyo conocimiento es imprescindible a la hora de entender su comportamiento solo o recubierto de porcelana:

- **Conductividad térmica:** es una propiedad física de los materiales que mide la capacidad de conducción de calor, es decir, de transferir la energía cinética de sus moléculas a otras moléculas adyacentes o a sustancias con las que no está en contacto. En el Sistema Internacional de Unidades, la conductividad térmica se mide en $W/m^{\circ}K$. Cuanto más fuertes son los enlaces iónicos y covalentes de la sustancia, más baja es la conductividad térmica (como por ejemplo en la circona, con cifras de 2-3 $W/m^{\circ}K$). Los metales, por el contrario, debido a la débil unión de sus enlaces, que permite la libre movilidad de los electrones, tienen una alta conductividad térmica (más de 300 $W/m^{\circ}K$ para el oro, 42 para aleaciones no preciosas, 21,9 para el titanio); esto ocurre también, aunque en menor medida, para el óxido de aluminio (30 $W/m^{\circ}K$) (THOLEY, 2011). Por esta razón, la circona mantiene tanto tiempo (20-30 minutos) la elevada temperatura que adquiere al introducirla en un horno, mientras que los metales se enfrían enseguida. Este hecho es la causa de que, cuando la porcelana de recubrimiento (que, al igual que los metales, se enfría pronto) empieza a bajar su temperatura mientras la cofia interna de circona sigue más de 100 grados por encima, se generen tensiones si no se disminuye la temperatura del conjunto muy lentamente, como comentaremos posteriormente.
- **Coefficiente de expansión térmica (C.E.T.):** indica la variación en volumen, ya sea expansión o contracción, que sufre un sólido al modificar un grado su temperatura (VEGA DEL BARRIO, 2005). Idealmente, el CET de la circona ($10-11 \times 10^{-6} /^{\circ}K$ en las circonas de TZP) (VAGKOPOULOU, 2009) debe ser ligeramente superior al de

las porcelanas de recubrimiento (**EREIFEJ, 2011**), para que éstas se compriman sobre aquella. Cuando no es así, se genera una excesiva tensión entre la cerámica de recubrimiento y la estructura interna de óxido de circonio.

2.3 USO ODONTOLÓGICO DE LA CIRCONA

El primer artículo referenciado que habla sobre sus posibles aplicaciones biomédicas aparece al final de la década de los 60 del siglo pasado (**HELMER, 1969**) y es usado por primera vez con fines médicos para implantar prótesis de cadera (**KERN, 2005**).

En Odontología, la casa Vita introduce, en 1995, el circonio en las cerámicas para darles una mayor resistencia mecánica; lanza al mercado la porcelana In-Ceram Zirconia[®], cuya composición se basa en la mezcla de fase vítrea y policristales (en una proporción de 30/70), formados estos últimos por óxidos de aluminio (70%) y circonio (30%) (**KELLY, 2008**). Casi simultáneamente, aparecieron las cerámicas basadas exclusivamente en la circona, por lo que aquellas cayeron en el olvido recién introducidas en el mercado.

2.3.1 Cristalografía

Tanto para los mencionados usos en Ortopedia u Odontología como para el resto de las aplicaciones biomédicas, el dióxido de circonio debe mezclarse con otros elementos que le permitan mejorar sus propiedades mecánicas. Estos elementos son el magnesio, el calcio, el lantano o, sobre todo, el cerio y el itrio. Para comprender mejor el porqué de esta combinación sinérgica, necesitamos revisar algunos conceptos cristalográficos relativos al dióxido de circonio.

La circona no presenta una única configuración espacial. Según la temperatura a la que se encuentre, adopta una de las tres siguientes formas

tridimensionales (Fig. 3) (SUBBARAO, 1981, GOFF, 1999, DENRY, 2008, VAGKOPOULOU, 2009; CHEVALIER, 2009a):

- Monoclínica: es la morfología en la que encontramos la circona a temperatura y presión ambientes y, en general, a temperaturas inferiores a 1.170°C. En ella, la circona presenta tres ejes en el espacio, pero solo dos en ángulo recto, con ningún segmento igual, es decir, adquiere la forma de prisma oblicuo cuya base es un rombo; esta misma forma es la que tienen el bórax y la sacarosa. En esta configuración, no presenta sus mejores propiedades mecánicas.
- Tetragonal: los tres ejes en el espacio forman ángulo recto siendo dos de sus segmentos de igual magnitud, formando así un prisma recto de base cuadrada y lados rectangulares, como el óxido de estaño. En condiciones normales, encontramos la circona en esta configuración cuando la temperatura se sitúa entre 1.170 y 2.370°C; es la más resistente mecánicamente.
- Cúbica: Forma un hexaedro regular, es decir, un paralelepípedo en el que todas sus caras (bases y lados) son cuadradas, como el oro, la plata o el cloruro de sodio. Esta configuración se observa desde 2.370°C hasta la temperatura de fusión de la circona (2.680°C). En esta configuración, sus propiedades mecánicas no son muy buenas.

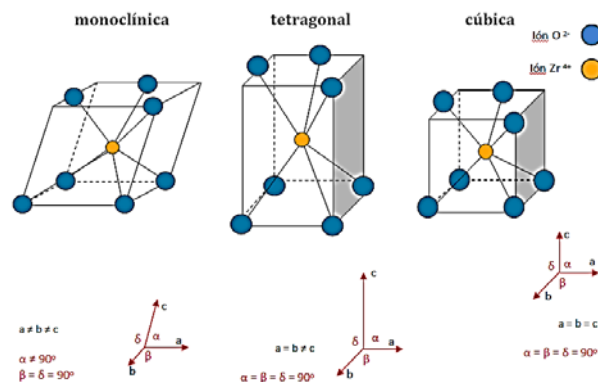


Fig. 3: fases cristalógicas de la circona.

Estas transformaciones de fase (Fig. 4) son de tipo martensítico (**KISI, 1998; JIN, 2005**), es decir, se producen a raíz de una transformación sin difusión de materiales metálicos y tiene una gráfica térmica con una típica histéresis entre los ciclos de enfriamiento y calentamiento (el paso de tetragonal a monoclinica se produce durante la fase de enfriamiento y tiene lugar a 950°C, mientras que la transformación inversa, durante el calentamiento de la circona, no ocurre hasta los 1.170°C) (**DENRY, 2008; CHEVALIER, 2009a**).

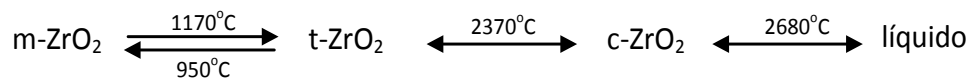


Fig. 4: transformaciones de fase de la circona pura.

Al no implicar difusión, se produce de un modo casi instantáneo; los granos martensíticos se nuclean y crecen a velocidad muy alta, similar a la velocidad del sonido, dentro de la matriz austenítica; se caracterizan porque no existe difusión atómica sino movimientos controlados en la posición, implican cambios de fase dependientes de la temperatura e involucran una deformación en la forma (**EVANS, 1980**). Las temperaturas a las que ocurren las transformaciones de fase pueden variar en función de distintos factores; uno de ellos es el tamaño de los cristales: partículas más finas cambian de fase a temperaturas más bajas que partículas más gruesas. Los cambios volumétricos asociados con esta transformación (aumentos de 2,31% en el paso de cúbica a tetragonal y 4,5% de ésta a monoclinica) (**MARTÍNEZ, 2007; DENRY, 2008**) y las tensiones y grietas que estos producen hacen que la circona pura sea inservible para usos que requieran una estructura cristalina sólida y que no se puedan fabricar componentes grandes con ella. Para poder hacerlo, tenemos dos opciones: fabricarla a temperaturas inferiores a 1170°C, para conseguir que la fase monoclinica sea desde el inicio la única posible (lo cual produce una circona de muy bajas propiedades físicas en cuanto a resistencia y dureza) o conseguir que a temperatura ambiente no sea ésta la fase que predomine sino las fases cúbica o, sobre todo, la tetragonal (cristalográficamente la más estable). Este método lo descubrieron

de modo independiente Passerini y Ruff hace casi un siglo (**RUFF, 1929a, RUFF, 1929b, PASSERINI, 1939; GARVIE, 1972**) y evitaría el paso de la fase tetragonal a monoclinica durante el proceso de enfriamiento post-sinterizado. Esto sucede cuando aleamos la circona pura con otros óxidos de cristalografía cúbica, tales como los óxidos de calcio o de magnesio o, sobre todo, con los de itrio o cerio; también es posible aleándola con lantano, escandio, erbio, europio, gadolinio o iterbio; en general, se trata de compuestos basados en iones de los grupos alcalinotérreos (Ca^{+2} y Mg^{+2}), metales de transición (Y^{+3} y Sc^{+3}) o lantánidos (La^{+3} , Ce^{+4} , Er^{+3} , Eu^{+3} , Gd^{+3} y Yb^{+3}) (**LUGHI, 2010**). Desde un punto de vista químico, estos agentes llamados dopantes se sitúan en los sitios Zr^{+4} manteniéndose una parte de sitios O^{-2} vacantes que mantienen la carga neutral (**GOFF, 1999**), hecho este que será desarrollado con mayor profundidad posteriormente.

La cantidad de agente dopante necesaria para la estabilización de la circona depende de distintos factores:

- Tipo de estabilización: la circona usada comercialmente tanto en aplicaciones industriales como en Biomedicina no siempre se estabiliza de modo completo: la más usada en Odontología hasta ahora es la circona de policristales tetragonales lograda al estabilizarla parcialmente con itrio. En el campo industrial, lo es, sin embargo, la parcialmente estabilizada con magnesio. La concentración de agentes dopantes estabilizadores necesaria varía según sea una u otra; en cualquiera de ellas, se pueden utilizar distintos iones pero la cantidad en que los mismos entran a formar parte de cada circona sigue siempre una misma secuencia: las menores concentraciones requeridas son las de las circonas llamadas policristales de circona tetragonal o TZP (1,75-3,5% para la Y-TZP), seguidas del resto de las parcialmente estabilizadas o PSZ (en concreto 3-6 % molar para el caso de la Y-PSZ o 8-10% para la Mg-PSZ); las concentraciones más altas entre todas las formas de circonas son las necesarias para estabilizarla de un modo completo (8-10% para la Y-FSZ) (Tabla 1).

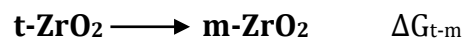
Agente dopante	TZP	PSZ	FSZ
itrio	1,75-3,5%	3-6%	8-10%
magnesio		8-10%	
cerio	10%		

Tabla 1: cantidades de agentes dopantes en cada tipo de circonita.

- Fase cristalográfica que se quiere estabilizar: muy relacionada con la anterior, ya que, normalmente, para cada uso de la circonita, se suele usar un tipo predominante de fase, resultado de haberla estabilizado en un porcentaje determinado. Así, por ejemplo, la cantidad de agente dopante necesaria para estabilizar la forma cúbica (predominante en las circonitas totalmente estabilizadas) es la más grande (**FABRIS, 2002**).
- Tipo de agente dopante: para lograr estabilizar la circonita, los distintos iones dopantes muestran distintas capacidades. El itrio es uno de los más potentes, ya que, con cantidades menores de óxido, logra el mismo efecto que otros iones a mayores concentraciones (tabla 1). Dicho de otro modo, para un mismo tamaño de grano y concentración del dopante, el itrio estabiliza más que el cerio, magnesio u otros iones (**THEUNISSEN, 1992**).
- Tamaño del grano o cristal de óxido de circonio: cuanto más pequeño sea el grano dentro de un rango, más logra estabilizarse la circonita. Lógicamente, sus propiedades mecánicas también se ven afectadas por el tamaño del grano: por encima de un tamaño crítico (aproximadamente 1 micrómetro en el caso de la 3Y-TZP), las circonitas son menos estables y sus cristales más susceptibles a transformarse espontáneamente de tetragonales a monoclinos. En este sentido, influye tanto este aspecto que, por debajo de 0,2 micrómetros (en el caso también de las circonitas 3Y-TZP), la transformación no es posible. Las condiciones de sinterización de la

circona tienen un gran impacto en las propiedades de las mismas: normalmente, con temperaturas más altas y tiempos de sinterización más largos, se consiguen circonas con granos de mayor tamaño (**DENRY, 2008**). Según las distintas casas comerciales, las temperaturas de sinterización pueden variar incluso unos cientos de grados (de 1.350 a 1.550°C en el caso de las 3Y-TZP). Sin embargo, no parece ser éste el factor más influyente, ya que depende a su vez del tipo de dopante (**KIM, 1990, THEUNISSEN, 1992; BRAVO-LEON, 2002**). De hecho, últimamente, la tendencia a la hora de estabilizar las fases es ajustar la concentración del itrio como dopante y no tanto disminuir el tamaño del grano (**BRAVO-LEON, 2002**).

El mejor modo de comprender la acción de todos estos agentes involucrados en la transformación de fases que estabiliza la circona es considerarla como una ecuación química con su consiguiente cambio de energía:



$$\Delta G_{t-m} = \Delta G_{t-m}^{\text{Quím}} + \Delta G_{t-m}^{\text{tensión}} + \Delta G_{t-m}^{\text{Superf}}$$

donde

- **ΔG_{t-m}** es el gradiente o cambio de energía que se produce al pasar de fase tetragonal a monoclinica. Cuanto más positivo sea este gradiente, más cantidad de circona se encuentra estable en la fase tetragonal (y por ello más útil en Odontología) y menos en monoclinica.
- **$\Delta G_{t-m}^{\text{Quím}}$** es la parte de ese cambio que es debida a la diferencia energética que existe entre las dos fases a temperaturas de interés en Odontología. Este término normalmente es negativo, ya que la forma tetragonal es químicamente más energética que la monoclinica, lo cual explica que, cuando los otros dos términos de la ecuación química son insignificantes, la fase que predomina es la monoclinica (si añadimos agentes

estabilizadores al óxido de circonio, se puede hacer menos negativo, dificultando así el paso de tetragonal a monoclínica).

- $\Delta G_{t-m}^{\text{tensión}}$ es la contribución al cambio energético total debido a las tensiones.
- $\Delta G_{t-m}^{\text{Superf}}$ es la parte del gradiente que es debida al tamaño de la partícula de zircona y, en última instancia, a la superficie del mismo. Este término solo es importante cuando el tamaño del grano es pequeño (<10 nanómetros).

Uniendo lo expuesto en esta ecuación con los parámetros vistos anteriormente, se puede concluir que tanto el tipo de zircona empleada (FSZ, PSZ, ZTA, TZP) como el tipo y concentración de estabilizador que dopa al óxido de circonio influyen en el primer término ($\Delta G_{t-m}^{\text{Quím}}$), las tensiones residuales o generadas por una fisura determinan el valor de $\Delta G_{t-m}^{\text{tensión}}$ y el tamaño del grano modifica el valor de $\Delta G_{t-m}^{\text{Superf}}$ (LUGHI, 2010).

Pero lo interesante no es solo tener una zircona que pueda fabricarse sin sufrir procesos que generen grietas en ella, sino que, a temperatura ambiente, pueda existir en ella una configuración que siga siendo estable como resultado de la mezcla de distintas fases. En el caso de la zircona estabilizada, la coexistencia de cristales monoclinicos rodeados por una mayoría de tetragonales le produce un cambio de propiedades capaz de hacer que sea aún más resistente ante las cargas o tensiones (GUPTA, 1977). Para ello, debe producirse un cierre o atrapamiento de las grietas generadas por la fuerza que incide sobre el material, lo cual se produce mediante un cambio cristalográfico de las moléculas y, con ello, un aumento en el tamaño de los cristales que rodean la fisura. El efecto de esta transformación que sufre la zircona es beneficioso pues le permite resistir mejor ante las cargas sin producirse fracturas en su seno. Podríamos definir esta resistencia a la fractura como la capacidad del material para soportar una carga en presencia de un defecto preexistente (LUGHI, 2010). Este mecanismo, comúnmente citado en la literatura como refuerzo o

endurecimiento por transformación de fase (*phase transformation toughness* en anglosajón, PTT) o transformación t-m de la circonita (por el paso de configuración tetragonal a monoclinica) (HEUER, 1987, HANNINK, 2000; KERN, 2005), ocurre de la siguiente manera (Fig. 5): cuando la configuración única o predominante es la monoclinica (circonita pura sin agentes dopantes), los cristales tienen un tamaño determinado que permanece inalterado, lo que conduce a la fácil propagación de la grieta. Si por el contrario, la que predomina a temperatura ambiente es la cúbica o, sobre todo, la tetragonal, la tensión que genera la fisura al propagarse es un estímulo que desencadena el cambio de fases en los cristales que rodean a la misma. En el caso de cristales en fase tetragonal, su cambio a configuración monoclinica en la vecindad de la grieta aumenta su volumen un 4,5% (MARTÍNEZ, 2007; DENRY, 2008). Debido a que la circonita es ahora monoclinica alrededor de la fisura, el cambio volumétrico de la misma no puede ejercerse empujando hacia las moléculas en fase tetragonal (que no se dejan comprimir) y no encuentra otra posible vía de expansión más que hacia la grieta. Esto produce la disminución en la propagación de la misma hasta que aumente la tensión aplicada.

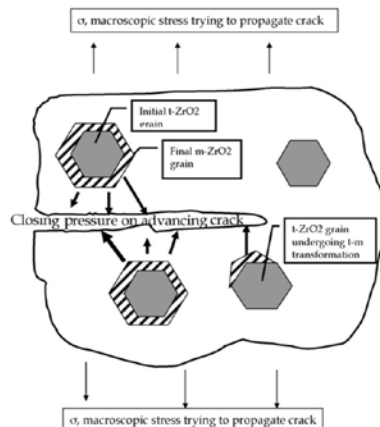


Fig. 5: mecanismo de endurecimiento por transformación (tomada de LUGHI, 2010).

Sin embargo, es un refuerzo que ocurre solo en un rango de concentración de agente dopante, por encima del cual el refuerzo de transformación disminuye. Se podría decir que la cantidad ideal de dopante se encuentra entre dos límites: por un lado, debe ser superior a la cantidad mínima necesaria para estabilizar la

configuración de la circona y prevenir el paso de tetragonal a monoclinica durante el enfriamiento de la misma post-sinterizado (en la circona pura, es decir, concentración 0% de dopante, existe cambio de fases durante el enfriamiento); por otro, debe ser siempre inferior a la que produce el inicio en la disminución de dicho endurecimiento por transformación. En el caso del material más empleado, la Y-TZP, esta concentración ideal se sitúa en el rango 1,75-3,5% molar (**CHEVALIER, 2009a**).

Las causas últimas por las que se produce la estabilización con agentes dopantes de la circona no son del todo comprendidas hasta ahora. Distintos estudios (**LI, 1994a; LI, 1994b; GUO, 2004**) han señalado la presencia de sitios libres de oxígeno (*oxygen vacancies*) en la molécula de circona como principal causa probable de cualquier tipo de estabilidad. En el caso de iones dopantes trivalentes como Y^{3+} o Gd^{3+} , Li concluye que las vacantes de O^{2-} se asocian con los cationes Zr^{4+} , mientras que cuando los dopantes son Fe^{3+} , Ga^{3+} son estos propios iones los responsables de la aparición de los sitios sin oxígeno. La más efectiva estabilización que produce el itrio se debe a que, con él, existe una mayor disponibilidad de dichos sitios. Esto puede ser la explicación de que concentraciones pequeñas de Y_2O_3 (del orden de 1,75-3,5% molar) son tan eficaces estabilizando como cantidades mucho mayores de otros dopantes (10% molar de CeO_2 , por ejemplo) (**LI, 1994a; LI, 1994b**). De ambos estudios se colige, por tanto, que la inestabilidad de la circona pura se produce por una aglomeración de oxígeno (*oxygen overcrowding* en su definición original) alrededor del pequeño catión Zr^{4+} en la molécula de dióxido de circonio. A medida que disminuye la cantidad de O_2 y se producen sitios sin oxígeno, se logra la estabilización de la circona (**CHEVALIER, 2009a**).

Esta absorción de energía durante la transformación de la circona parcialmente estabilizada se descubrió en 1975 (**GARVIE, 1975**). En este artículo, se la compara con el endurecimiento austenítico-martensítico que sufre el acero llamado TRIP (*transformation-induced plasticity* o aceros de transformación inducida mediante plasticidad), el único material, junto a la circona, que exhibe el endurecimiento por transformación. El acero TRIP contiene austenita cuando contiene carbono en más del

1% en peso. Algunas propiedades mecánicas, sobre todo su dureza y ductilidad, residen en la transformación sin difusión a martensita de alto contenido en carbono, transformación inducida por estrés y tensión. Estos hechos presentes en este tipo de acero y la circona (existencia de tres alotropos, transformación austenita-martensita y presencia de fases metaestables) llevaron a Garvie a llamar acero blanco a la circona. Ambos materiales son similares, además, en sus módulos de elasticidad (210 GPa para la circona y 220 GPa para el acero) y coeficientes de expansión térmica ($10\text{-}11 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ y $8\text{-}11 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ respectivamente).

2.3.2 Tipos de circona

Desde el punto de vista de su uso, la circona que ha sufrido este proceso de transformación se puede presentar en diversas formas (**SCOTT, 1975; KELLY, 2008; DENRY, 2008; CHEVALIER, 2009a**) (Anexos 1 y 2):

- Cerámica endurecida por circona en fase dispersa (*zirconia toughened ceramics* o ZTC). No es una circona propiamente dicha sino que se utiliza ésta para aumentar la resistencia de otras cerámicas, especialmente las aluminosas. Este fenómeno fue descrito por primera vez por Chaussen (**CHAUSSEN, 1976**). En este tipo de circonas, partículas finas de dióxido de circonio son dispersadas en una matriz de otro óxido, siendo ésta, y no la circona, la que absorbe las altas tensiones (**ABI, 2013**). Ejemplos de la matriz empleada son la alúmina (Al_2O_3) y la mullita (de fórmula química $3\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2$, la mullita o porcelainita es un neosilicato, y por ello familia de los granates y topacios, descubierto en la región escocesa de Mull) y los productos así formados se llaman ZTA (*zirconia toughened allumina* o alúmina endurecida por circona) y ZTM (*zirconia toughened mullite* o mullita endurecida por circona) (**HEUER, 1987**). A diferencia de los siguientes tres tipos, la estabilidad de la fase tetragonal en esta cerámica endurecida por dispersión no se produce por el uso de iones dopantes sino por el tamaño, forma y localización intra o intergranular de la partícula de

circona. El primer ejemplo de estas ZTC para uso dental fue la In-Ceram Zirconia® de la casa Vita. Se trata de una cerámica 30% matriz y 70% policristal, resultado de la mezcla 2:1 en peso (puede ir desde 66-33% hasta 70-30%) de Al_2O_3 y ZrO_2 parcialmente estabilizado con Cerio al 12% molar (12Ce-PSZ), respectivamente **(RAIGRODSKI, 2004)**. Estructuralmente, este tipo de cerámicas muestran grandes cristales de óxido de aluminio (6 micrómetros de largo y 2 micrómetros de ancho) y pequeños cristales esféricos de óxido de circonio (menos de 1 micrómetro de diámetro). La cerámica In-Ceram Zirconia® se puede elaborar mediante la técnica del *slip-casting*, ya usada para realizar la In-Ceram Alumina® de la que se nutre, o mediante fresado de material presinterizado. En el primero de los casos, se produce menor contracción pero mayor porosidad que en el caso de la In-Ceram Zirconia® presinterizada. En cualquiera de los dos supuestos, esta porosidad es la razón por la que estas ZTA muestran peores propiedades mecánicas que las TZP, de las que hablaremos posteriormente, y que, hasta la fecha, apenas han sido utilizadas. Actualmente, sin embargo, se han convertido en una línea de investigación muy prometedora, ya que se evita uno de los principales inconvenientes del resto de circonas, la degradación a baja temperatura. Esto se debe a que algunas de estas ZTA no usan itrio como agente estabilizador sino cerio (menos susceptible al envejecimiento de las circonas). Otra línea de investigación en las ZTA es variar la proporción entre los óxidos del compuesto cerámico; algunas ZTA actuales (también llamadas policristales tetragonales de circonio estabilizados con óxido de itrio adulterados con alúmina o Y-TZP-A o *yttrium oxide stabilized tetragonal zirconio polycrystals doped with alumina*) cuentan con una proporción de ZrO_2 de 8-15% en volumen, es decir, entre la mitad y la cuarta parte que la referida para la In-Ceram Zirconia® **(ABI, 2013)**.

- Circona parcialmente estabilizada (PSZ en sus siglas anglosajonas; se añade el símbolo del elemento que dopa a la circona, generalmente magnesio, para formar Mg-PSZ; la concentración de MgO en esta PSZ se encuentra entre el 8 y el 10% molar): son los materiales más estudiados y usados en general, los más complejos microestructuralmente y, en el caso de los dopados con Mg, los más duros entre los materiales endurecidos por transformación. Sin embargo, este material no ha tenido mucha aplicación en el campo odontológico debido a su elevada porosidad y a tener un gran tamaño de partícula (30-60 micrómetros) que puede producir desgaste en superficie (**PICONI, 1999**). En estas cerámicas, se encuentran a temperatura ambiente las fases cúbica y tetragonal, siendo la primera la mayoritaria: los precipitados intragranulares de circona en fase tetragonal adquieren una forma lenticular de 200 nanómetros de diámetro y 75 de espesor y son paralelos a los tres ejes del espacio; se hallan en el seno de una matriz de circona cúbica estabilizada, en la cual los granos tienen un tamaño considerablemente superior (40-70 micrómetros). La estabilización se puede producir por el dopaje con Ca, La, Y, Ce y, sobre todo, con Mg (**HEUER, 1982; PORTER, 1977**). Las circonas PSZ son materiales muy usados para fabricar piezas de motores de automoción, es especial en motores diésel, no solamente porque tienen una conductividad térmica baja y son buenos aislantes, sino también porque su alto coeficiente de expansión térmica está cerca del coeficiente del hierro fundido. Esta similitud reduce la posibilidad de fallo al completar un ciclo del motor. Otros usos en automoción para estas circonas incluyen aquellos componentes sometidos a un gran desgaste, como piezas del árbol de levas, varillas de levantamiento y válvulas de escape. Los sellos en válvulas, bombas químicas, y bombas e impulsores de mezclas abrasivas se fabrican también con este tipo de circona. En aquellas industrias donde se necesitan mezclas de elementos o compuestos con gran poder abrasivo, los materiales de PSZ pueden ser

más resistentes al desgaste incluso que el carburo de silicio. Los componentes que requieren vida larga bajo condiciones de carga bajas, tales como guías de hilo de rosca, cojinetes y guías para las impresoras por punto, se pueden también fabricar con este tipo de circonas.

En el campo odontológico, la circonas Denzir Mg[®] (Cadesthetics AB, Skellefteå, Suecia) es una Mg-PSZ y se presenta en forma de circonas totalmente sinterizada disponible para ser posteriormente fresada.

- Policristales de circonas tetragonal (TZP en sus siglas anglosajonas; se añade el símbolo del elemento que dopa a la circonas, fundamentalmente cerio o, sobre todo, itrio, para formarse Ce-TZP o Y-TZP, comúnmente llamadas 3Y-TZP por hacer alusión a la concentración más empleada del 3% molar en que el itrio dopa a los cristales tetragonales de circonas): desde el punto de vista de la estabilización del óxido de circonio mediante agentes iónicos, las TZP son un subgrupo dentro de las circonas parcialmente estabilizadas o PSZ, aunque presentan entidad suficiente para ser tratadas de modo independiente. Si las circonas PSZ eran las más utilizadas en general, las TZP son las más usadas en Biomedicina. La idea de fabricar estos materiales de una sola fase y policristalinos se debe a Gupta (**GUPTA, 1977**). A finales del siglo pasado, fueron muy usadas para confeccionar prótesis de cabezas de fémur, aunque, desde hace unos años, esta utilización ha caído en un 90% (**DENRY, 2008**) debido a los problemas que surgieron con las mismas, fundamentalmente fracturas (**CHEVALIER, 2004; CHEVALIER, 2006**).

Mientras las circonas parcialmente estabilizadas son materiales de al menos dos fases (con la forma tetragonal en menor proporción) y en la totalmente estabilizada solo existe la fase cúbica, la TZP es fundamentalmente (98%) tetragonal (**JIN, 2005**). Una pequeña e indeseable cantidad es, sin embargo, cúbica y está causada por una distribución desigual de los iones de itrio (**CHEVALIER, 2004**).

Además de por la adición del ión dopante (Y^{+3} o Ce^{+3}), en las circonas TZP también se puede estabilizar la fase tetragonal disminuyendo el tamaño del grano por debajo de los 300 nanómetros (200-500 nanómetros en función de la temperatura de sinterización); así se consigue aumentar su resistencia y dureza por encima de 700-800 MPa y 6-9 MPa/m² respectivamente **(GUAZZATO, 2004b; KELLY, 2008)**. La mayoría de las TZP tienen al itrio como agente estabilizador, entrando a formar parte del compuesto final en una concentración de Y_2O_3 del 1,75-3,5% molar. Algunos ejemplos de esta forma de presentarse la circona son DC-Zirkon® (DCS. Dental AG, Allschwil, Suiza), Cercon® (Degudent GmbH, Hanau-Wolfgang, Alemania), Lava® (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, EE. UU.) o In-Ceram YZ® (de Vita).

- Circona totalmente estabilizada (FSZ): en ella, toda la estructura es cúbica desde la temperatura ambiente hasta la de fusión. Requieren de altas concentraciones de agentes dopantes (como por ejemplo superior al 8% molar de Y_2O_3 en la Y-FSZ). Estos materiales limitan sus usos a procesos a altas temperaturas (como sensores de oxígeno y electrolitos de células de combustible), ya que, por debajo de ellas, sus propiedades mecánicas, en especial su resistencia al choque térmico, y su módulo de rotura, son inferiores al resto de circonas **(CAPEL DEL ÁGUILA, 1998; CHEVALIER, 2009a)**

2.3.3 Delaminación o *chipping* de la circona

La delaminación, con diferencia el más frecuente de los problemas que presenta la circona de uso odontológico **(SCHLEY, 2010)**, puede definirse como la pérdida de una capa o fragmento del material, normalmente cerámico, que recubre una estructura de metal, circona o porcelana.

Según Heintze **(HEINTZE, 2010)**, la delaminación puede clasificarse en tres grados, de menor a mayor gravedad, en virtud, fundamentalmente, de su tamaño y, como consecuencia de éste, de la solución que requiere:

- Grado I: se soluciona con pulido, al tratarse de una afectación menor.
- Grado II: la delaminación es de mayor tamaño y necesita reparación de la porcelana con composite.
- Grado III: la fractura de la porcelana es muy grande y requiere de la retirada de la prótesis y su reemplazo por una nueva.

Aunque útil, esta clasificación deja a criterio del clínico la decisión sobre cuánto de grave es una pérdida de porcelana para reemplazar la prótesis (grado III) o repararla en boca (grado II). Anusavice (**ANUSAVICE, 2012**) matiza alguno de estos sucesos en los que una pérdida de porcelana debe ser considerada grado III:

- la fractura se extiende a un área funcional sin reparación aceptable, al menos desde el punto de vista estético o anatómico
- la reparación puede comprometer la vitalidad pulpar del diente.

Son numerosos los trabajos que, en los últimos diez años, han cuantificado el porcentaje de restauraciones de circona-porcelana en las que ocurre (tabla 2).

AUTOR	AÑO	% DE CHIPPING	DURACIÓN ESTUDIO	MARCA de la CIRCONA
VON STEYERN	2005	15,0%	2 años	DC-Zirkon®
NORTHDURFT	2006	4,76%	5 años	Lava®
RAIGRODSKI	2006	15,15%	3 años	Lava®
SAILER	2007	15,2%	5 años	DC Zirkon®
TINSCHERT	2008	6,0%	3 años	DC-Zirkon®
ROEDIGER	2009	13,1%	4 años	Cercon®
SCHMIDT	2009	11%	3 años	Lava®
WOLFART	2009a	5,5%	8 años	IPS e.max press®

Tabla 2: porcentajes de delaminación referidos en la literatura.

En alguna de las citas bibliográficas consultadas, se llega a cifrar el índice de fracasos en un 50% (**POSPIECH, 2011**).

Estos resultados han motivado que muchos clínicos tengan reparos a la hora de indicar este tipo de restauraciones (**KOUTAYAS, 2009; KOMINE, 2010; ROCHA, 2010**), sobre todo cuando los comparamos a los conseguidos por la llamada restauración estándar, la ceramometálica, que presenta unos porcentajes de delaminación muy inferiores (0,4% en coronas a 3 años y 2,9% en puentes a 5 años) (**COORNAERT, 1984; ANDERSON, 1993; WALTON 2002; PJETURSSON, 2007; SAILER, 2007**).

Hay poca información sobre la calidad en la unión entre la circona y la porcelana que la recubre, aunque parece claro que el éxito en este tipo de restauraciones depende de la adhesión entre estos dos materiales (**MONACO, 2014**). Numerosos autores han intentado explicar las causas por las que se produce la delaminación y muchas hipótesis han surgido para explicar este frecuente contratiempo. (**ASHKANANI, 2008; FISCHER, 2008a; FISCHER, 2008b; BEUER, 2009a**). A efectos didácticos, pueden ser clasificadas en tres grandes grupos:

1. Aquellas que son inherentes a los materiales empleados, es decir, por una insuficiente unión entre el núcleo de circona y el recubrimiento:
 - por diferencias en los coeficientes de expansión térmica (CET) entre circona y porcelana de recubrimiento (se define CET como la variación en volumen que sufre un sólido al modificar un grado, centígrado o kelvin, su temperatura). En condiciones ideales, el CET de la circona ($10-11 \times 10^{-6} / ^\circ\text{K}$ en las TZP) debe ser ligeramente superior al de la porcelana de recubrimiento (**FISCHER, 2007; SAITO, 2010; OZKURT, 2010; EREIFEJ, 2011; LÓPEZ-SUÁREZ, 2014**), lo cual produce un efecto de compresión de ésta sobre aquella. Cuando no es así, se genera una excesiva tensión entre la cerámica de recubrimiento y la estructura interna.
 - en la mayoría de los sistemas metal-cerámicos, la tensión generada por el diferente comportamiento entre los materiales puede ser compensado por una

deformación elástica o plástica de la misma estructura metálica. Sin embargo, en las estructuras circona-porcelana, al igual que en el resto de materiales cerámicos, el núcleo es rígido, no tiene deformación plástica y no permite compensar este estrés **(FISCHER, 2008b; ROMEO, 2009)**.

- por el uso de un *liner* no apropiado: El *liner* es una fina capa (0,1 mm aproximadamente), compuesta por una mezcla de polvo de cerámica de recubrimiento y un aglutinante, que se coloca y sinteriza entre la circona y la porcelana de recubrimiento con un doble motivo: servir de nexo de unión entre ambos materiales, al cambiar químicamente las condiciones de la superficie de la primera **(LÓPEZ-MOLLÁ, 2012; MONACO, 2014)**, y teñir aquellas circonas que poseen un color demasiado blanco. Desde el punto de vista de la unión entre las dos capas entre las que se coloca, el *liner* representa uno de los pocos medios con los que contamos para lograr unir circona y porcelana. Por ello, cuando el *liner* empleado no presenta unas adecuadas características de mojabilidad y compatibilidad con la primera, la cerámica que se coloca como recubrimiento puede desprenderse con mayor facilidad. Para Aboushelib y Wang, sin embargo, **(ABOUSHLIB, 2005; ABOUSHLIB, 2008a; WANG, 2014)**, la colocación de una capa de *liner* aumentaría la frecuencia de delaminación, cualquiera que sea la naturaleza de dicho material o el tipo de circona o de cerámica a las que se una.

2. Las producidas en el laboratorio por un mal diseño de las estructuras o manejo de los materiales

- por la colocación de un espesor no uniforme en la cerámica; es preferible que la capa de porcelana de recubrimiento sea lo más uniforme posible a lo largo de toda la restauración (aunque esto obligue a que la cofia de circona no lo sea) a que existan espesores muy grandes de cerámica en oclusal y más reducidos en las paredes axiales de las prótesis (con el fin de que la circona tenga el mismo espesor en toda la restauración) **(SUNDH, 2004; DE JAGER, 2005; MARCHAK, 2008; ROSENTRITT, 2009; DEL RÍO, 2009; RUES, 2010;**

PELÁEZ, 2010; MORI, 2010; SILVA, 2011; POSPIECH, 2011; MARCHAK, 2011; RINKE, 2011; RINKE, 2013).

- por un enfriamiento no suficientemente lento de la cerámica de recubrimiento: la conductividad térmica es una propiedad de los materiales que valora la capacidad de transmitir el calor a través de ellos. Es elevada en los metales, baja en polímeros y muy baja en fibra de vidrio, cerámica y circonita, denominados por ello materiales aislantes. Debido a la baja conductividad térmica de la circonita comparada con el oro (a 25°C son, respectivamente, 2,5-3 W/m²K y 308,2 W/m²K, es decir unas 100-125 veces menor en la circonita que en éste) u otros metales, es necesario que la porcelana que se sinteriza sobre el núcleo se enfríe de un modo mucho más lento, lo cual disminuye el gradiente de temperatura entre los dos materiales y, con ello, las tensiones generadas en la interfase y en el seno de la cerámica **(THOLEY, 2011; BENETTI, 2014)**.
3. Aquellas que se producen por un incorrecto manejo en clínica de las prótesis
- cuando no realizamos (o lo hacemos de un modo inadecuado) una cocción de regeneración (900-1050°C durante 60 minutos) al tocar la circonita con la fresa, tal y como recomiendan las casas comerciales.
 - si no glaseamos o pulimos la cerámica después de retocar la oclusión de una pieza circonita-porcelana (según Chang, la resistencia cae hasta un 50% con el fresado de la superficie de ésta) **(CHANG, 2011)**.
 - por el arenado de la superficie interna de la circonita. Con el fin de acondicionarla y lograr así una mayor adhesión al tejido dental sobre el que queremos colocar la restauración, distintos autores abogan por chorrearla **(OBLAK, 2004; GUAZZATO, 2005; BLATZ, 2007; WOLFART, 2007)**, con el fin de crear microrrugosidades en ella y aumentar la retención con el cemento **(UO, 2006; AYAD, 2008)**. Para otros, sin embargo, aunque se pueda ganar en adherencia entre la restauración y el diente, cualquier tipo de arenado (sea con partículas de sílice o de alúmina, sea con tamaño grande o pequeño de partícula, sea con mayor o menor presión de arenado) induce la transformación

de fase tetragonal a monoclinica, que es inicio de la formación de grietas en el seno del material (ZHANG, 2004b; DEVILLE, 2006; DENRY, 2008). Otros autores refieren que solamente es perjudicial cuando se arena con partículas de alúmina-sílice (material más duro que la circonita) (CHEVALIER, 2009b). Así, Monaco encuentra un 5% en peso de fase monoclinica tras el chorreado de la circonita con Cojet de 3M ESPE (arenado con partículas de 30 μm de SiO_2 revestidas con Al_2O_3) (MONACO, 2013; MONACO, 2014). En otro grupo de artículos, solo se advierte del peligro del chorreado de la circonita cuando éste se hace con partículas muy grandes o a mucha presión. Así, el grupo de Beuer y Edelhoff encuentra una mayor frecuencia de delaminación en aquellas restauraciones que han sido previamente arenadas con partículas de diámetro mayor de 250 μm o a presiones superiores a 4 bares. Para este grupo, lo ideal es 50 μm de diámetro y 1 bar de presión (BEUER, 2009a; BEUER, 2012).

- defectos en la oclusión, contactos prematuros, etc (PELÁEZ, 2010).

La delaminación o *chipping*, desde un punto de vista de su localización, puede observarse en el seno de la porcelana de recubrimiento (siendo entonces producido por un fallo cohesivo entre las distintas capas de la cerámica) o a nivel de la unión entre ésta y la cofia de circonita subyacente (hablaríamos entonces de un fallo adhesivo entre los dos materiales).

A pesar de todas las teorías surgidas en torno a la delaminación, seguimos sin saber la naturaleza última de su etiología, lo que motiva que nuevos estudios deban seguir centrados en esta problemática.

2.3.4 Degradación a baja temperatura

Si, como hemos visto hasta ahora, la mayoría de las consecuencias de la transformación de la circonita son positivas (mayor fuerza y dureza y menor fragilidad), la degradación a baja temperatura (o *Low Temperature Degradation* o LTD), también llamada envejecimiento (o *aging*), no lo es. Su resultado es una disminución en su resistencia y tenacidad. Por poner un ejemplo, para las circonitas parcialmente

estabilizadas, la tensión necesaria para la transformación de fases tetragonal a monoclinica disminuye de 470 a 70 MPa cuando se produce su envejecimiento **(KELLY, 2008)**. La LTD fue descrita por primera vez por Kobayashi en 1981 **(KOBAYASHI, 1981)**. Es un fenómeno cinético en el cual un material tetragonal policristalino se transforma de modo lento en circona monoclinica en ambientes húmedos y en un rango de temperatura estrecho que abarca desde la temperatura ambiente hasta los 400°C **(KOBAYASHI, 1981; LANGE, 1986; YOSHIMURA, 1987; LAWSON, 1995; DEVILLE, 2005; CHEVALIER, 2009a)**. El cambio de fases no es nocivo hasta que no se supera una cierta concentración de granos monoclinicos en detrimento de la fase tetragonal; según Cales **(CALES, 1994)**, la concentración de aquellos a partir de la cual comienza a disminuir la resistencia a la flexión de la circona se sitúa entre el 12% y el 54%. Más recientemente, se ha situado en el 20% el umbral a partir del cual se considera inaceptable la proporción de fase monoclinica en el seno de las circonas Y-TZP **(INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2008b)**.

El proceso, que se inicia en la parte más superficial del material, progresando hacia su interior, afecta solo a las estructuras de circona que estén expuestas al medio oral (circona monolítica, pilares de implantes,...) por no estar recubiertas por cerámica **(DEVILLE, 2005; KOUTAYAS, 2009)** (Fig. 6).

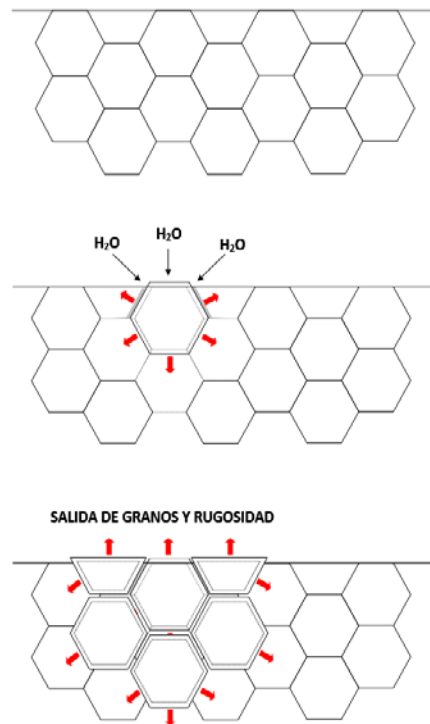


Fig. 6: el esquema que sigue el proceso del envejecimiento se inicia con el aumento del volumen del grano en el que se inicia la transformación t-m, lo cual crea microgrietas por las que penetran más moléculas de agua. Éstas producen la transformación de nuevos granos y autoalimentan el proceso. Desde la superficie, se observa un aumento de la rugosidad y alteración de la misma por la expulsión de los granos transformados y aumento del relieve (elaboración propia, a partir de Deville) (DEVILLE, 2005).

El *aging* presenta una gran dependencia, principalmente de dos factores: el tipo de agente dopante y su concentración, y el tamaño del grano de la partícula (SWAB, 1991; CHEVALIER, 2006).

En lo que respecta al agente estabilizador, ya hemos visto que el óxido de circonio puro puede ser aleado con distintos agentes, los cuales presentan, como ya dijimos, distinta capacidad para estabilizarlo. El cerio, el segundo ión más utilizado después del itrio, necesita de mayor concentración que éste para conseguir el mismo efecto de inhibir el cambio de cristales tetragonales a monoclinicos (10% en moles del Ce-TZP frente a 1,75-3,5% en la Y-TZP). Su utilización en lugar de itrio, aunque a día de hoy escasa, se debe a la mayor resistencia de aquel a sufrir transformación de

fases que éste. En efecto, una concentración de cerio del 8-10% molar solo contiene una proporción de fase monoclinica en superficie del 10% después de 360 horas en agua a 80°C, lo cual nos habla de una mayor resistencia a la LTD que la Y-TZP (SATO, 1985a). Otro ejemplo de la misma nos lo aporta Tsukuma (TSUKUMA, 1986): por encima de una concentración de cerio en moles del 12% ya no sufre paso de tetragonal a monoclinica. El mismo porcentaje nulo de monoclinica se observa en los casos de Y-TZP cuando la concentración molar de itrio es 4% o superior (TSUKUMA, 1986; CHEVALIER, 2009a; LUGHI, 2010) (Fig. 7).

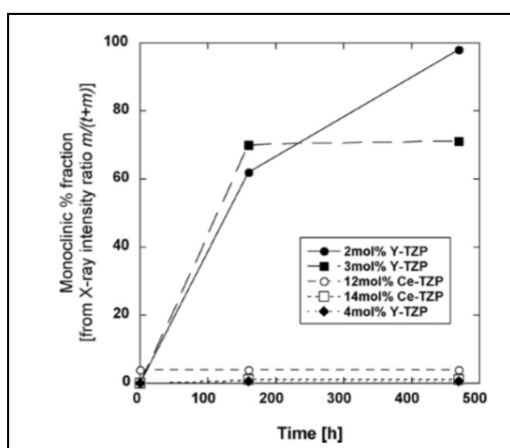


Fig. 7: porcentaje de fase monoclinica en función del tipo y concentración del agente dopante (tomada de TSUKUMA, 1986).

Las aparentes ventajas del cerio frente al itrio en su capacidad de disminuir o incluso anular la aparición de LTD no hacen que lo haya sustituido en la realización de estructuras de circonita. Esto se debe a varios factores: por un lado, el Ce^{4+} se reduce con gran facilidad a Ce^{3+} , mucho menos estabilizador que aquel (HEUSSNER, 1989). Por otro lado, la Ce-TZP presenta un color de base que va del amarillo claro al casi marrón, menos favorable que el blanco del Y-TZP para los resultados estéticos finales. Además, las Ce-TZP tienen una resistencia mecánica y dureza moderadas si las comparamos con las estabilizadas con itrio (CHEVALIER, 2009b).

También parece beneficiosa la incorporación de óxido de aluminio en la composición de la circonita. Se ha observado que algunas ZTA (*Zirconia toughened*

alumina) son más resistentes al envejecimiento que las Y-TZP. Líneas nuevas de investigación se han abierto desde hace una década para conseguir proporciones entre estos dos óxidos que satisfagan las necesidades de resistencia a la LTD sin afectar al resto de características mecánicas u ópticas (**KERN, 2005; HERMANN, 2007**). Uno de estos prometedores materiales es el NanoZr[®] (Matsushita Electric Works, Shinbashi, Tokio, Japón), el cual, además de usar cerio como dopante en sustitución del itrio, contiene un alto porcentaje de alúmina reemplazando parte de la circona (sería entonces una Ce-TZP/Al₂O₃) (**TANAKA, 2003; BAN, 2008; ABOUSHELIB, 2008b**). Según un estudio de 2012 de Perdigão, este reciente compuesto tiene un contenido del 65% de ZrO₂ y 22% de Al₂O₃, y como dopantes 12% de CeO₂ y 0% de Y₂O₃ y HfO₂ (otro compuesto estabilizador, frecuente en la Y-TZP, aunque en muy bajas concentraciones). Estos datos difieren mucho de los que resultan del análisis de circonas estabilizadas con itrio como IPS e.max ZirCAD[®] o Lava[®]: 94% de ZrO₂ y 0,1-0,4% de Al₂O₃, y 4-5% de Y₂O₃, 0,8-0,9% de HfO₂, y 0% de CeO₂. Esta elevada proporción de alúmina en el material NanoZr[®] evita que aparezca fase monoclinica en él tras procesos de envejecimiento (simulación del mismo con vapor y presión o el termociclado durante 30.000 ciclos), frente a lo que ocurre en las muestras de circona Y-TZP (4,4% y 2,4% respectivamente en IPS e.max ZirCAD[®], 2,3% y 6,4% en Lava[®]) (**PERDIGÃO, 2012**). La diferencia entre las dos circonas Y-TZP estriba en la temperatura de sinterización de cada una: el hecho de que Lava[®] sea más sensible que IPS e.max ZirCAD[®] al envejecimiento según estos autores se debe a que la primera se sinteriza a 1.650°C en un programa simple de 4 horas y 40 minutos, frente al triple programa (90 minutos, 2 horas y 45 minutos y 3 horas y 30 minutos) con temperaturas inferiores a 1.500°C que utiliza IPS[®] (atendiendo a las instrucciones de 3M ESPE e Ivoclar Vivadent para su procesado). Según Rothbrust (**ROTHBRUST, 2010**), temperaturas por encima de 1.500°C predisponen a la aparición de LTD en las Y-TZP, mientras que entre 1.400 y 1.500°C se hallaría el rango ideal para el procesado de estas circonas (**CASUCCI, 2010**).

En lo que respecta al tamaño del grano de las moléculas de circona, parece claro que existe un tamaño crítico por debajo del cual la circona en fase tetragonal es

estable incluso a bajas temperaturas (lo cual impediría la aparición de LTD). Distintos trabajos han comprobado los efectos neutralizantes sobre el envejecimiento de un determinado radio de las partículas de circonita, pero no parecen ponerse de acuerdo en cuál es la cifra. Para la mayoría de ellos, ese radio máximo es de 300 nanómetros **(WATANABE, 1984; CHEN, 1989)**. Este efecto negativo de tamaños grandes de grano es notorio en el caso del itrio como agente dopante, pero no cuando usamos cerio. Este ión produce un aumento en el tamaño del grano **(SCHMID, 1991; BOUTZ, 1995)**, pero, sin embargo, disminuye la aparición de LTD **(DUH, 1989; BOUTZ, 1995)**.

Por desgracia, tanto en el caso del agente dopante como en el del tamaño del grano, todos los estudios que reproducen el cambio de fase tetragonal a monoclinica, típico de la LTD, deben realizarse a temperaturas entre 100 y 300°C que, si bien no corresponden a las que se presentan en la cavidad oral, permiten acelerar la aparición de envejecimiento en la circonita hasta tiempos razonablemente cortos (100-1000 horas para la mayoría de trabajos) **(WATANABE, 1984; SATO, 1985a; TSUKUMA, 1986; LU, 1987; CHEN, 1989; CHEVALIER, 2009a)**. De hecho, el estándar recogido por la reglamentación internacional ISO para implantes dentales basados en Y-TZP admite un máximo de fase monoclinica del 25% en peso después de un test acelerado a la temperatura fisiológica de 134°C durante 5 horas y a 2 bares de presión **(INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2008b)**. Sin embargo, esto hace que tengamos que extrapolar datos y asumir que el comportamiento sería idéntico a temperaturas más bajas; de no ser así, todos los ensayos nos llevarían a errores en el cálculo de la vida media de una estructura de circonita en la cavidad oral. De hecho, los únicos datos procedentes de los pocos estudios realizados a temperatura ambiente nos refieren una más rápida transformación de fases que los hallados a temperaturas medias-bajas **(SERGO, 1984; LUGHI, 2010)**.

A diferencia del endurecimiento por transformación, el *aging* no necesita de una grieta como estímulo, aunque puede serlo. Por ello, debido a la metaestabilidad de la circonita tetragonal, la realización de procedimientos que generen tensiones, tales

como el fresado en su superficie externa o el arenado en la interna, pueden desencadenar el aumento volumétrico de los cristales producido por la transformación de fases (tetragonal a monoclinica) que, si bien la hace más resistente a la flexión (fenómeno de endurecimiento por transformación), puede aumentar la susceptibilidad al envejecimiento o *aging* (DEVILLE, 2006; DENRY, 2008). Todo el proceso comienza en la superficie de la circona: cuando un grano en fase tetragonal de la misma se transforma, el volumen aumenta, produciendo una concentración de tensiones en las zonas vecinas y aparición de microgrietas. Este estadio corresponde a la formación del llamado lugar monoclinico (*monoclinic spot*) (CHEVALIER, 1999). El estrés generado desencadena, a su vez, la transformación de fase en los granos vecinos, mientras que las microfisuras permiten al agua penetrar dentro del material, lo que produce aumento en el tamaño del *spot*. Así, nuevos granos en fase monoclinica van apareciendo en superficie. Con el tiempo, la tensiones y, con ellas, las grietas se transmiten también lentamente hacia el interior del material (DEVILLE, 2005).

La LTD tiene todas las características de una transformación martensítica, al igual que el endurecimiento por transformación. Tanto es así que, a todos los efectos, es una alternativa a la transformación que sufre la circona dopada con iones cuando le llega una carga (Fig. 8): cuando existe una grieta, se desencadena el fenómeno del endurecimiento; en la LTD, el estímulo es “químico” por la introducción de agua desde la superficie. El problema que se le presenta a los fabricantes de circonas es que todo aquello que aumenta la facilidad de que ocurra el endurecimiento por transformación aumenta también la posibilidad de que aparezca LTD (LAWSON, 1995).

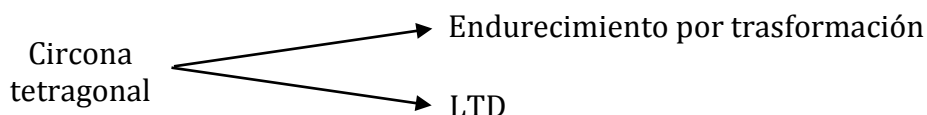


Fig. 8: fenómenos que pueden ocurrir en la circona como respuesta a la aparición de tensiones.

La transformación de un grano le hace aumentar de tamaño al pasar a fase monoclinica y esto produce tensión en los vecinos y aparición de microgrietas. Todo el proceso se magnifica por la penetración de agua en el interior de las mismas. El crecimiento de la zona de transformación conduce a grietas más profundas con aumento de la rugosidad en superficie y pérdida de dureza (**CHEVALIER, 2009a; DENRY, 2010**) (Fig. 9).

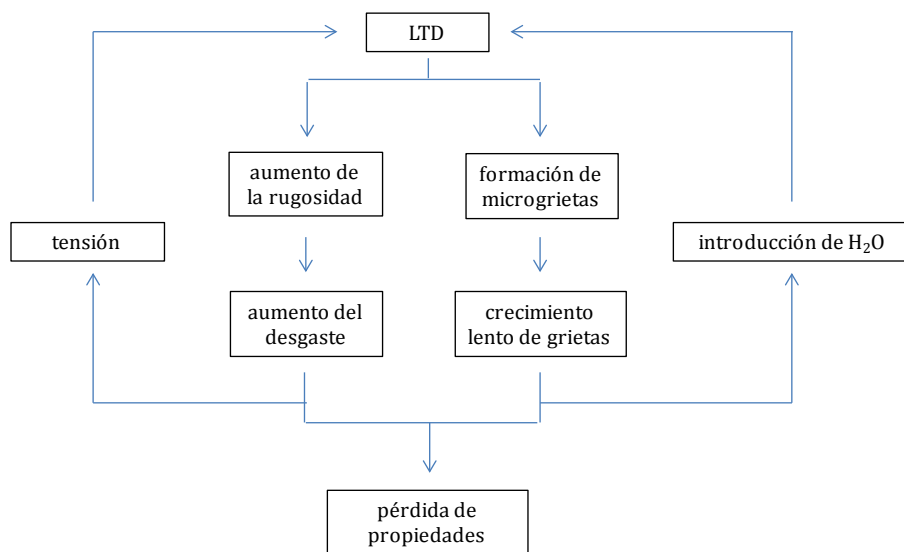


Fig. 9: efecto potencial de la LTD sobre la integridad de la circona (elaboración propia a partir de Chevalier) (**CHEVALIER, 2009a**).

Hasta la fecha, no se ha encontrado una explicación última al mecanismo causante de la LTD que sea aceptada por la comunidad científica de modo unánime. Las teorías más aceptadas son las de Lange, Sato y Yoshimura, Chevalier y Li.

Para Lange (**LANGE, 1986**), el agua reacciona con el Y_2O_3 formando zonas en los granos de circona ricas en $Y(OH)_3$ donde la presencia de estabilizador sería, por tanto, menor. Esto produciría la transformación de tetragonal a monoclinica en estos granos en contacto con el agua.

Sato (**SATO, 1985b**) y Yoshimura (**YOSHIMURA, 1987**) creen que el vapor de agua ataca y rompe la unión Zr-O-Zr, favoreciendo la formación de hidróxidos de circonio (Zr-OH). Esto conduce a un acúmulo de tensiones debido al movimiento de

los iones OH^{1-} que, a su vez, genera defectos en forma de cracks que son el estímulo para la transformación t-m (Fig. 10).

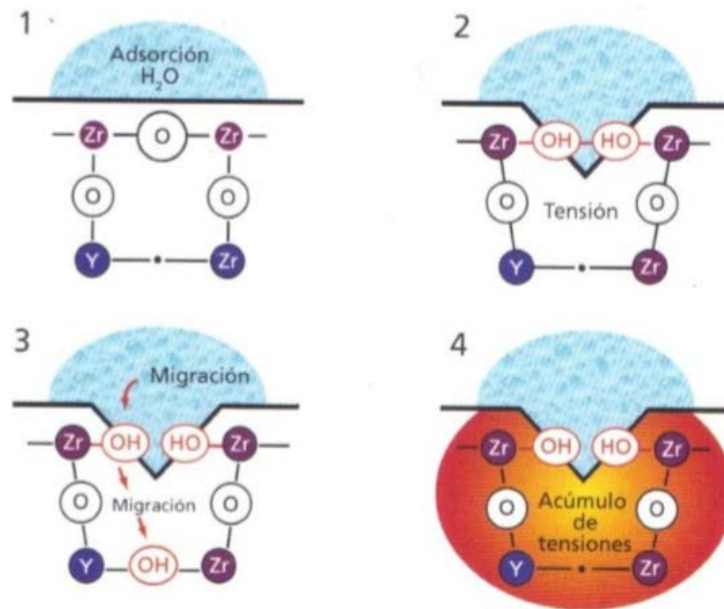


Fig. 10: representación esquemática del modelo presentado por Yoshimura

Chevalier (**CHEVALIER, 2009a**) cambia al elemento protagonista de la transformación de fases que ocurre en la LTD. Tras la disociación del agua en sus iones, no es el OH^{1-} sino el O^{2-} el responsable del relleno de las vacantes de oxígeno, que son, al final, la causa de este fenómeno.

Para este autor, el inicio en la transformación de la fase tetragonal a monoclínica también puede deberse a la presencia de granos en fase cúbica en el seno del material; estos cristales actuarían como núcleo desencadenante del proceso en los granos tetragonales que les rodean por tener una mayor proporción de agente itrio estabilizador (**CHEVALIER, 2004**)

Por último, según la teoría de Li del *oxygen overcrowding*, en el caso de la LTD, las moléculas de agua entrarían en la red tetragonal de la circonita y disminuirían los sitios libres de O^{2-} , desestabilizando así dicha configuración (**LI, 1994a; LI, 1994b**).

En general, todo aquello que puede aumentar la inestabilidad de la forma tetragonal, como el tamaño del grano (**LAWSON, 1995**), la cantidad de estabilizador (**HANNINK, 2000**) o el estrés residual (**DEVILLE, 2006**), aumenta la aparición de LTD. En mayo de 1997, ante la posibilidad de que se produjeran estos procesos en prótesis de cabezas femorales en las prótesis de cadera realizadas con circona, que podían conducir a rotura de la prótesis o a un aumento de la rugosidad de la cabeza del fémur y desgaste del acetábulo, la FDA advirtió de lo nocivo de esterilizar mediante autoclave las prótesis realizadas con circona (<http://www.fda.gov/cdrh/steamst.html>): *“...steam sterilization has been associated with surface roughening of zirconia ceramic femoral head components of total hip prostheses. This occurs because exposure to steam and elevated temperatures may lead to a phase transformation in the crystal structure of the zirconia material. As a consequence of this roughening, increased wear on the ultra-high molecular weight polyethylene acetabular component may occur, which can cause premature failure and require early revision.”* (la esterilización con vapor ha sido asociada con aumento de la rugosidad de la superficie de los componentes de las cabezas femorales de circona de prótesis totales de cadera. Esto ocurre porque la exposición al vapor y a temperaturas elevadas puede conducir a una transformación de fase en la estructura cristalina de la circona. Al aumentar la rugosidad, puede aparecer aumento del desgaste en el componente acetabular de polietileno de peso molecular ultra-alto, lo cual puede causar fallo prematuro y requiere revisión temprana). En su lugar, la FDA recomienda la esterilización con óxido de etileno o radiación beta y gamma. En este sentido, Masonis y colaboradores refieren un aumento del contenido en fase monoclinica del 0% al 4,4% en circonas después de 5 horas de esterilización en autoclave a 134°C (**MASONIS, 2004**)

Más recientemente, en 2002, se conocieron los inusuales y frecuentes casos de rotura prematura de cabezas de fémur hechas con Y-TZP: entre 2000 y 2002, 343 bolas femorales de circona estabilizada con itrio denominadas Prozyr® y realizadas por la empresa Saint Gobain Desmarquest fallaron, tan solo 12-32 meses después de haber sido instaladas, debido a un cambio en el procesado de dicho material que

condujo a un aumento de la fase monoclinica en detrimento de la tetragonal; según Masonis (MASONIS, 2004), el problema radicaba en la disminución a la tercera parte en el tiempo de enfriamiento de la circona una vez sinterizada en todas las prótesis realizadas a partir de 1998. Así, en las prótesis realizadas por la firma Saint Gobain Desmarquest entre 1990 y 1997, en las que el tiempo de enfriamiento era el adecuado, únicamente hubo 6 fracturas de 280.000 cabezas femorales, es decir, 1 por cada 46.000 piezas. En las que se fabricaron entre 1998 hasta 2001, una media de 2,2% de las cabezas sufrió fractura, llegando en algunas partidas al 24%. Una descripción detallada del suceso se encuentra en la página web de la empresa fabricante de las prótesis (http://biomed.brown.edu/courses/BI108/BI108_2007_Groups/group05/pages/saint_gobain_desmarquest.html), mientras que una explicación más científica del mismo nos la dan Chevalier, una de las máximas autoridades en el tema del *aging*, en sus artículos de 2004, 2006 y, más recientemente, 2009 (CHEVALIER, 2004; CHEVALIER, 2006; CHEVALIER, 2009a) o Allain (ALLAIN, 1999) (Fig. 11).

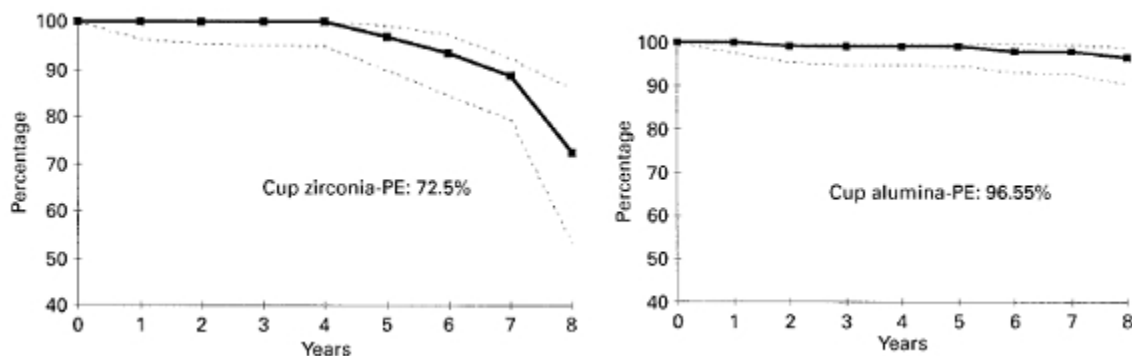


Fig. 11: curvas de supervivencia de las prótesis acetabulares de polietileno cuando las cabezas femorales son de circona o de alúmina. (tomado de ALLAIN, 1999).

2.3.5 Presentaciones comerciales de la circona

En general las circonas, y en especial las TZP, que son hasta ahora las más usadas en Odontología, pueden presentarse en dos formas:

- Presinterizada o *soft machining zirconia*: se utiliza polvo de circona unido mediante un agente de unión o *binder*, luego eliminado en la fase de

presinterización, que se realiza mediante prensado isostático en frío. El polvo consiste, fundamentalmente, en aglomerados de 60 micrómetros de diámetro, compuestos por cristales mucho más pequeños (40 nanómetros). La porosidad de las pastillas resultantes de este proceso inicial es muy pequeña, del orden de 20-30 nanómetros, y su densidad es del 40% de la densidad teórica final (**FILSER, 2001**). En este tipo de material, se diseña virtualmente una estructura aumentada de tamaño; posteriormente, una pastilla de circona es maquinada de acuerdo a las especificaciones de dicho diseño; por último, sufre una fase de sinterización a altas temperaturas (1.350-1.550°C durante 2-5 horas; se ha demostrado mayor proporción de fase cúbica en la 3Y-TZP si la temperatura de sinterización alcanza los 1.500°C y el tiempo es de 5 horas) (**CHEVALIER, 2004**) que le proporciona sus propiedades mecánicas. Es este último proceso térmico, que le hace contraerse entre un 20 y un 25%, el que nos obliga a sobredimensionar el diseño virtual en el mismo porcentaje. Las estructuras de circona realizadas con material presinterizado pueden ser coloreadas después del maquinado (mediante inmersión en soluciones con distintas sales de metales como cerio, bismuto, hierro o una combinación de ellos) o añadiendo esos mismos metales a los polvos de circona previamente al prensado, procesos ambos que no parecen afectar a las propiedades mecánicas. En estas circonas (a veces conocidas como circonas verdes), el proceso térmico posterior al fresado de la circona previene la aparición de tensiones, por lo que la transformación de tetragonal a monoclinica apenas ocurre; en una superficie prácticamente libre de fase monoclinica, procedimientos agresivos para la circona, como el arenado o la reducción con fresa, apenas inducen tensiones. A pesar de esto, la mayoría de las casas comerciales fabricantes de circona verde no los recomiendan. La mayoría de las ZTA (In-Ceram Zirconia®,...) y las TZP (Cercon®, Lava®, Procera Zirconia®, In-

Ceram YZ cubes® para Cerec inLab® de Vita, IPS e.max ZirCAD®,...) pertenecen a este grupo de circonas presinterizadas.

- Altamente sinterizada o *hard machining zirconia*: las pastillas de circona utilizadas son de un material presinterizado a temperaturas inferiores a 1.500°C y una densidad del 95% de la densidad teórica. Los bloques son, posteriormente, procesados bajo prensado isostático en caliente a temperaturas entre 1.400 y 1.500°C y alta presión en atmósfera de gas inerte, consiguiéndose entonces una densidad del 99% de la teórica **(PICONI, 1999; SUNDH, 2005)**. El maquinado de las mismas se realiza después del sinterizado, por lo que no existe contracción, lo cual produce un ajuste superior al de las circonas verdes **(LÓPEZ-SUÁREZ, 2014)**. Así, el diseño virtual debe hacerse a tamaño real. Debido a la elevada dureza de la circona totalmente sinterizada, las máquinas fresadoras deben ser muy resistentes. En contraste con las presinterizadas, estas circonas (circonas blancas o HIP, por *hot isostatic pressure* o prensado isostático en caliente) contienen un grado variable de fase monoclinica que se suele asociar con la formación en superficie de microgrietas **(GUAZZATO, 2004)**, lo cual hace que sean menos resistentes que las circonas presinterizadas **(SUTTOR, 2001; SUNDH, 2004)**. Existe controversia entre distintos autores sobre si la presencia de esta fase monoclinica produce una mayor o menor susceptibilidad al fenómeno denominado Degradación a Baja Temperature o LTD: así, mientras Huang defiende que las circonas altamente sinterizadas son más susceptibles al *aging* **(HUANG, 2003)**, Grant concluye lo contrario **(GRANT, 2001)**. A este grupo de circonas pertenecen algunas TZP (como la DC-Zirkon®) y la Denzir-Mg®.

En cualquiera de los dos tipos de circonas, la introducción de las mismas en un horno entre 900-1000°C induciría la transformación inversa de fase monoclinica a tetragonal; esto conllevaría la disminución de las tensiones generadas y los efectos

indeseables que procesos como el arenado o el fresado pueden inducir **(KOSMAC, 2000; SUNDH, 2005)**.

En resumen, la literatura nos aporta numerosos estudios que analizan la circona, tanto multicapas como monolítica, bajo distintos puntos de vista. El uso de procedimientos de tipo CAD/CAM ha sido ya suficientemente contrastado en relación tanto al excelente ajuste marginal que logra, como al perfecto acabado de superficie de la circona. La resistencia de este denominado “acero blanco” no parece en sí un contratiempo, salvo cuando incumplimos las normas de los fabricantes y adelgazamos los espesores de las estructuras por debajo de los límites permitidos. Sin embargo, tanto el envejecimiento como la delaminación siguen siendo problemas que preocupan a los clínicos. El primero de ellos parece afectar en mayor medida a la circona sin cerámica de recubrimiento, esto es monolítica. El segundo, la delaminación, es exclusivo de la circona-porcelana por razones obvias.

El motivo del presente estudio, inicio de una serie de ensayos con la finalidad de comprobar diversas características de un conjunto de materiales, es la de analizar la resistencia a la carga de la circona monolítica y compararla con la lograda bajo las mismas condiciones por otro tipo de muestras. La utilización, por ello, de circona se debe a la necesidad de realizar mayores investigaciones que nos permitan conocer mejor si este material tiene las características mecánicas que le equiparen a la hasta ahora considerada como mejor restauración en prótesis fija, la ceramometálica.

Anexo 1

Diagrama de fases

El diagrama de fases de la circona estabilizada con itrio fue introducido por primera vez por Duwez en 1951 (**DUWEZ, 1951**). Posteriormente, Scott en 1975 (**SCOTT, 1975**) y estudios más recientes de Fabrichnaya (**FABRICHNAYA, 2004**) y Lakiza (**LAKIZA, 2006**), que combinan abordajes experimentales y virtuales, han aportado nuevas formas de entender el flujo de fases dentro de la mencionada circona. Sin embargo, dichos diagramas distan aún de ser considerados como definitivos, ya que surgen continuamente modificaciones en distintas partes de los mismos (Figs. 12 y 13).

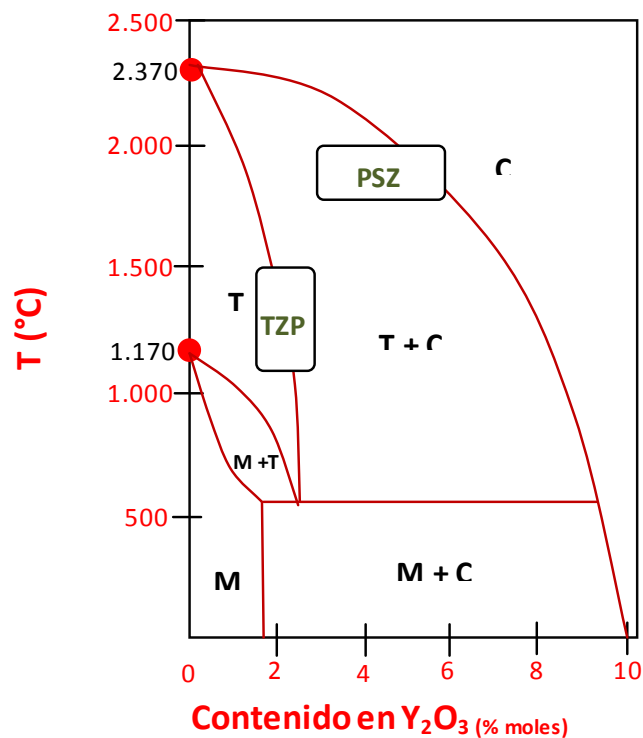


Fig. 12: diagrama de fases de la circona estabilizada con Y_2O_3 .

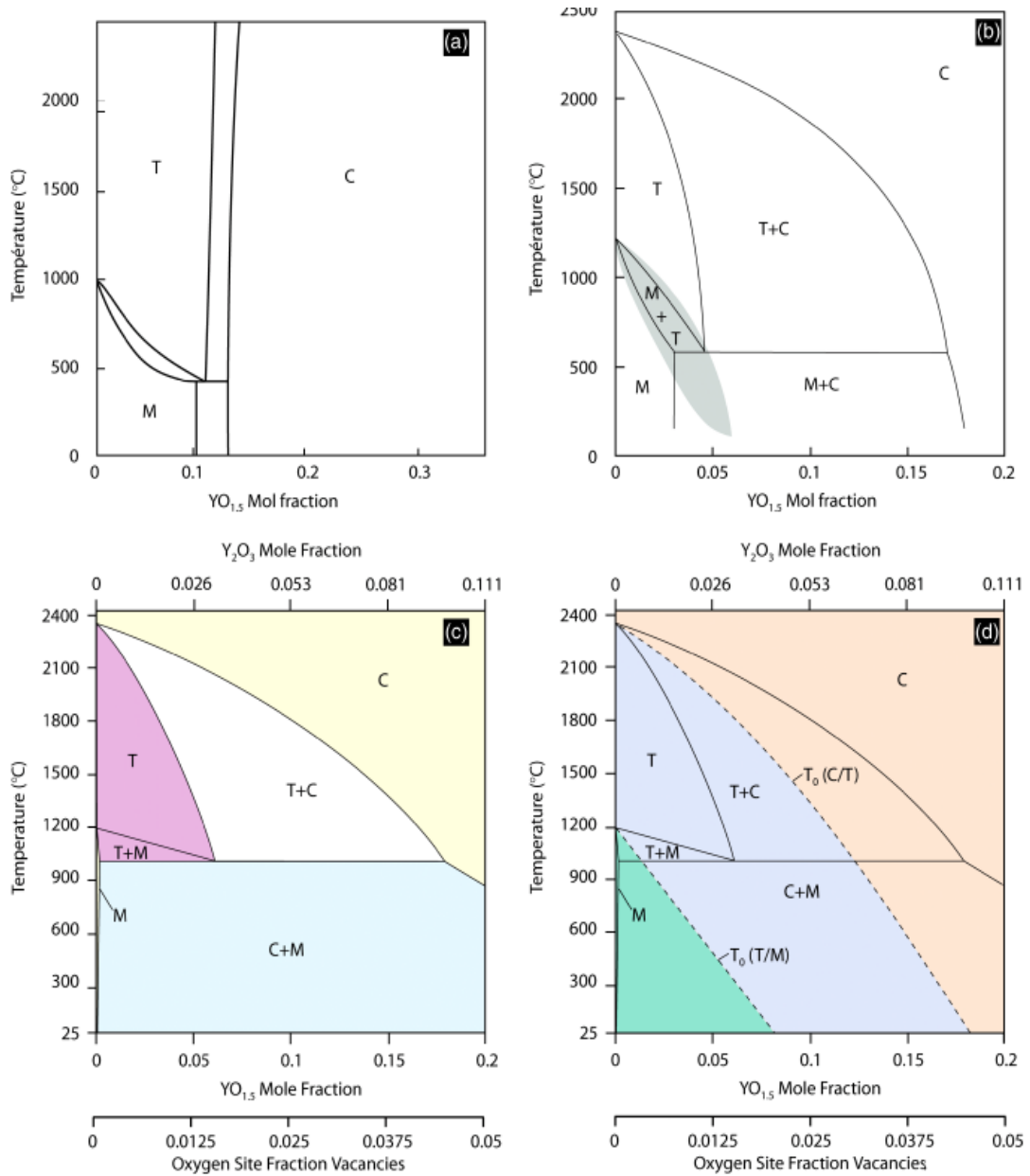


Fig.13: evolución en nuestro conocimiento del diagrama de fases de la circona estabilizada con dióxido de itrio (tomado de **CHEVALIER, 2009a**). (a) Diagrama original de Duwez de 1951 (**DUWEZ, 1951**). (b) Diagrama presentado por Scott en 1975 (**SCOTT, 1975**). (c) Diagrama de Fabrichnaya en 2004 (**FABRICHNAYA, 2004**). (d) Diagrama de fase metastable de Lakiza de 2006 (**LAKIZA, 2006**).

Anexo 2**Propiedades físicas**

Propiedad	ZTA	PSZ	TZP
Densidad (kg/m ³)	4.2	5.7	6.0
Dureza (kg/mm ²)	1.600	1.000	1.300
Resistencia a la torsión (MPa) a temp. ambiente	400-900	300-700	500-2.000 ⁽¹⁾
Resistencia a la fractura (MPa√m)	5-10	4-8	5-15 ⁽²⁾
Módulo de elasticidad (GPa)	340	205	210
Coefficiente de expansión térmica (x10 ⁻⁶ /°C)	8-9	9-10	10-11
Conductividad térmica (W/m° K) a 25°C	7-10	2.0-2.5	2.7

⁽¹⁾: 500-1.000 para el Ce-TZP, 1.500-2.000 para el Y-TZP.

⁽²⁾: la dureza del TZP dopado con itrio disminuye mucho cuando es envejecido con aire húmedo y a una temperatura entre 150 y 300°C.

3. JUSTIFICACIÓN Y

OBJETIVOS

IUSTIFICACIÓN

Una de las metas, si no la más importante, cuando realizamos una restauración en prostodoncia fija basada en la circona, bien con recubrimiento de porcelana, bien monolítica, sea para dientes o implantes, sea unitaria o múltiple, es asegurar que dicha restauración proporciona una duración a largo plazo comparable con aquellas consideradas como estándar como son las restauraciones ceramometálicas. Además de otros factores, tales como ajuste marginal, reducción dental apropiada en el caso de restauraciones sobre dientes, esquema oclusal adoptado,... es esencial una correcta elección del material con el que realizamos el núcleo interno de las mismas y el tratamiento de superficie con el que las acabamos.

La razón que nos ha llevado a realizar el presente estudio experimental ha sido la de tratar de aportar nuevos datos y consideraciones a los problemas que presentan los materiales de estudio, en especial en lo relativo a la resistencia a la compresión de estructuras de circona, monolítica o bilaminar, y compararlas con las de los especímenes de metal-cerámica.

HIPÓTESIS DE TRABAJO

Para determinar la resistencia a la carga estática de dichas estructuras, hemos planteado las siguientes hipótesis nulas (H₀):

1. No existen diferencias entre la resistencia a la carga de las muestras de circona monolítica y aquellas ceramometálicas o de circona-porcelana.
2. El patrón de fractura de las muestras de la circona monolítica no difiere del observado en las de metal-cerámica o en las de circona-porcelana.

OBJETIVOS

Para tratar de conseguir respuestas a las hipótesis planteadas en el apartado anterior, nos hemos planteado los siguientes objetivos:

1. Estudiar y comparar la resistencia a la fractura de estructuras de metal no noble-porcelana, circona-porcelana y circona monolítica mediante un ensayo estático de compresión.

2. Estudiar el patrón de fractura de las mismas estructuras, metal no noble-porcelana, circona-porcelana y circona monolítica, mediante microscopía óptica.

4. MATERIAL Y MÉTODO

La experimentación llevada a cabo fue desarrollada a lo largo de cinco diferentes fases, que se pueden organizar didácticamente en dos grandes grupos:

- en el capítulo de materiales,
 - 4.1 se realizaron los **discos** de los distintos grupos, y
 - 4.2 en un segundo momento, dichos discos recibieron determinados **tratamientos** en función del grupo al que pertenecían.
- en el capítulo de método,
 - 4.3 se realizó el **ensayo** de compresión,
 - 4.4 seguidamente, todas las muestras fueron analizadas **microscópicamente**, y
 - 4.5 por último, se procedió al análisis **estadístico** de los resultados.

Todo el ensayo se llevó a cabo según los requerimientos y métodos especificados en la **ISO 6872:2008**, correspondiente a materiales cerámicos para prótesis y restauraciones cerámicas y metal-cerámica de uso dental.

4.1 **Elaboración de las muestras:**

Para la realización del presente trabajo de investigación, fueron preparados 80 discos de distintos materiales, todos ellos de 10 mm de diámetro, los cuales se dividieron en cuatro grupos (Fig. 14), con 20 especímenes cada uno. En los dos primeros, las muestras constaban de dos capas, una interna de un material de alta resistencia, metal no noble en el grupo CM y circonia en el ZP, sobre la que se colocó, en ambos casos, porcelana de recubrimiento. En los dos últimos grupos, Z y DZ, las cuarenta muestras de circonia no se recubrieron de cerámica, es decir, se trataba de discos de una sola capa. El material elegido para los discos del grupo CM fue Cr-Co, mientras que en los tres restantes fue óxido de circonio estabilizado con óxido de itrio.

ELECCIÓN DE LOS MATERIALES		
Grupo CM	Aleación Cr-Co Nicrallium N4®	Porcelana de recubrimiento d.sign®
Grupo ZP	Circona Lava Plus Zirconia®	Porcelana de recubrimiento d.sign®
Grupos Z y DZ	Circona Lava Plus Zirconia®	

Fig. 14: selección de materiales con los que fueron confeccionadas los discos de los cuatro grupos.

4.1.1 Grupo 1 o CM (metal no noble-cerámica): se prepararon por técnicas convencionales de colado 20 discos de aleación metálica no noble (cromo-cobalto), sobre los que se sinterizó porcelana de recubrimiento de tipo feldespático. Los espesores de los discos metálicos (0,5 mm) y de la porcelana de recubrimiento (1,0 mm) fueron los recomendados por la casas comerciales fabricantes de la aleación y la cerámica, respectivamente. Ello nos dio una altura total de los discos de este grupo de 1,5 mm.

La aleación utilizada fue NICRALLIUM N4® de la firma Bernard Cervos Societè, (BCS, La Frette, Francia), aleación no preciosa a base de cobalto tipo IV, usada para la fabricación de prótesis metal-cerámica. De su composición, en la que no se encuentran metales como níquel, hierro y berilio, forman parte elementos comunes a la mayoría de las aleaciones usadas en prótesis fija:

o Cobalto	62,1 %
o Cromo	24,8 %
o Molibdeno	6,5 %
o Wolframio	4,5 %
o Silicio	1,6 %
o Carbono	0,02%
o Otros	0,3%

Algunas propiedades mecánicas del Nicrallium N4[®] son las siguientes:

- Densidad: 8,4 gr/cm³
- Dureza: 275 HV
- Módulo de elasticidad: 240 GPa
- Resistencia a la tracción: 360 MPa
- Coeficiente de dilatación: $13,9 \times 10^{-6}$ mm/°C de 0 a 500°C
- Intervalo de fusión: solidus de 1280°C y liquidus de 1350°C.

Para el proceso de fabricación de los discos de Cromo Cobalto creamos un disco patrón que fue escaneado y diseñado por el sistema *CAD Dental Wings*[®] (Figs. 15 y 16) de acuerdo a los parámetros requeridos (10 mm de diámetro y 0,5 mm de espesor).

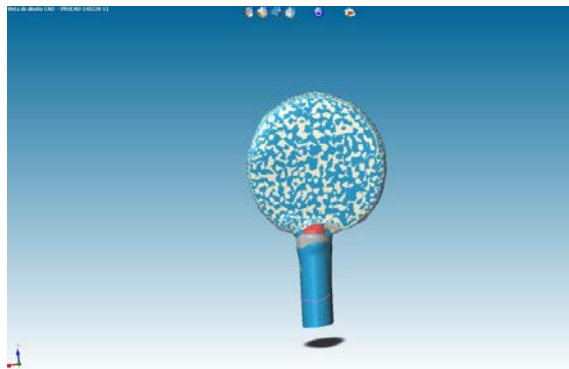


Fig. 15: vista frontal del diseño asistido por ordenador de los discos de Cr-Co.

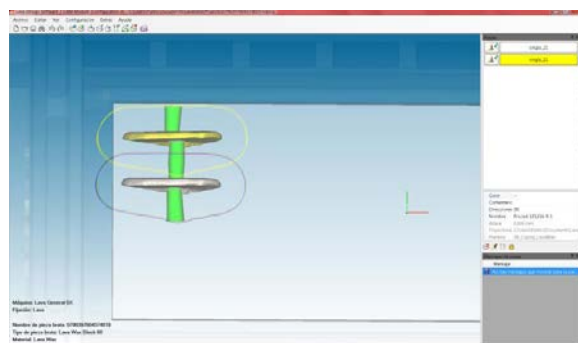


Fig. 16: vista lateral del diseño asistido por ordenador de los discos de Cr-Co.

Finalizado este diseño, se colocó virtualmente en unas pastillas de cera fresable *Lava Wax*[®], que se mecanizaron en la fresadora CNC 500[®].

Una vez fresados los discos, se colaron en el laboratorio mediante la técnica de la cera perdida en cilindros de revestimiento. La aplicación de cerámica se realizó siguiendo el proceso descrito a continuación:

- una vez limpios y repasados los discos de Cr-Co, se aplicó *bonding* de la marca Bredent[®] (Bredent GmbH, Senden, Alemania).
- se fueron colocando las distintas capas de porcelana (primera capa de *opaquer* de cerámica d.sign[®] de la marca Ivoclar Vivadent, segunda capa de *opaquer*, primera y segunda capas de cerámica d.sign[®]) hasta llegar a 1 mm de espesor total (la medición exacta del espesor se hace una vez cocida la cerámica ya que la cerámica contrae aproximadamente un 15 % de la masa aplicada)
- cocción a temperatura de 870°C
- glaseado a temperatura de 750°C.



Fig. 17: discos de metal-cerámica terminados.

Una vez obtenidos los discos de este grupo (Fig. 17), todos ellos fueron incluidos en un cilindro de cobre embebidos en escayola tipo IV (Anexo 3).

4.1.2 Grupo 2 o ZP (circona-porcelana): por medio de procedimientos de diseño y mecanizado guiados por ordenador (CAD/CAM), se prepararon virtualmente 20 discos de óxido de circonio estabilizado con itrio (Lava Plus Zirconia[®]). Dicho material es una circona tetragonal estabilizada parcialmente con itrio (3%), que

presenta las siguientes características físicas, según la casa comercial fabricante (3M ESPE):

- Densidad: 6,08 g/cm³
- Dureza Vickers: > 1.200 HV
- Módulo de elasticidad: > 210 GPa
- Resistencia a la flexión: > 1.100 MPa
- Coeficiente de expansión térmica: 10,5 x 10⁻⁶ mm/°K
- Tenacidad: 5-10 MPa m^{1/2}
- Tamaño de grano: 0,4 µm
- Temperatura de sinterización: 1.450 °C.

Estos 20 discos de circona tuvieron un espesor uniforme de 0,5 mm, espesor que fue comprobado de modo individual con un medidor de espesores. Sobre ellos sinterizamos porcelana de recubrimiento de 1,0 mm de espesor de la marca recomendada por la casa comercial (también en este grupo fue porcelana d.sign®). El grosor total de los discos de este segundo grupo fue, por tanto, de 1,5 mm.

Una vez obtenidos los discos de este grupo, todos ellos fueron también incluidos en un cilindro de cobre embebidos en escayola tipo IV (Anexo 3).

4.1.3 Grupos 3 (o Z) y 4 (o DZ) (circona monolítica): También mediante procedimientos de diseño y mecanizado guiados por ordenador, preparamos otros 40 discos de óxido de circonio estabilizado con itrio (Lava Plus Zirconia®), a los cuales no se les añadió ninguna porcelana de recubrimiento. Estos discos de circona monolítica tuvieron un espesor total de 0,5 mm, espesor que fue comprobado de modo individual con un medidor de espesores.

Una vez obtenidos los discos de este grupo, se distribuyeron de la siguiente manera: los 20 discos del grupo 3 fueron incluidos, de un modo idéntico a los grupos CM y ZP, en un cilindro de cobre embebidos en escayola tipo IV; los 20 discos del grupo 4 fueron cementados, como comentaremos posteriormente, mediante técnicas adhesivas sobre molares humanos extraídos, conservados hasta su utilización en agua

destilada y luego embebidos en la escayola tipo IV dentro de un cilindro de cobre (Anexo 3).

Para la fabricación de los discos de óxido de zirconio (grupos 2, 3 y 4) usamos el mismo patrón que para los discos de Cr-Co, manteniendo los parámetros acordados (10 mm de diámetro y 0,5 mm de espesor). (Figs. 18 y 19)

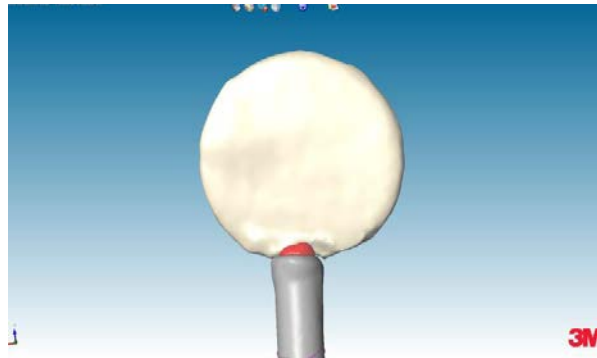


Fig. 18: vista frontal del diseño asistido por ordenador de los discos de circonia.

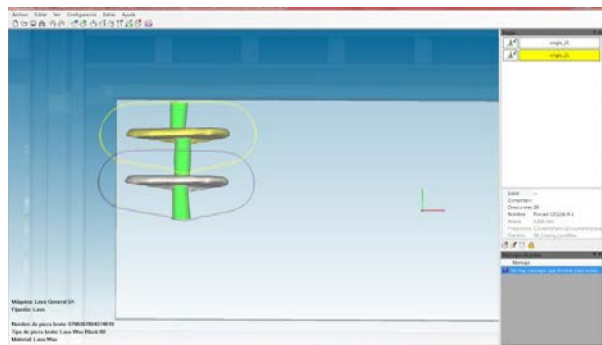


Fig. 19: vista lateral del diseño asistido por ordenador de los discos de circonia.

Los discos virtuales se colocaron también de modo virtual dentro de una pastilla de circonia. El óxido de zirconio Lava Plus Zirconia® viene presinterizado en pastillas (circonia blanda o verde) de forma rectangular y pasa a su estado final una vez sinterizado.

Los discos fueron mecanizados por una fresadora CNC 500®, de 5 ejes (Fig. 20), gracias a que, previamente, mediante *software*, habían sido colocados virtualmente en la pastilla de circona. Cada pastilla utilizada, de la misma medida que correspondía a la del proceso virtual, puede contener hasta 6 discos, tardando el proceso completo una hora aproximadamente.



Fig. 20: imagen de la fresadora CNC 500® de 5 ejes.

Una vez acabado el mismo, los discos fueron separados de las pastillas con un micromotor y una fresa de fisura, repasados y se les eliminó las rebabas del fresado. Obtuvimos así 60 discos con las medidas especificadas (diámetro y espesor de 10 mm y 0,5 mm, respectivamente). El espesor se comprobó con un medidor decimal de espesor o calibre de compás. Es muy importante limpiar todo el polvo que haya quedado sobre ellos para que no quede impregnado una vez sinterizado. Seguidamente, los discos pasaron a la fase de sinterizado, que consistió en un proceso en el horno a una temperatura máxima de 1.450°C durante 5 horas. Por último, se revisaron, se repasaron con una fresa de piedra a baja revolución y se limpiaron con vapor (Fig. 21).



Fig. 21: discos de circona de los grupos ZP, Z y DZ una vez terminado su procesado.

En el grupo 2, el de circona-cerámica, se procedió a cargar porcelana d.sign® de Ivoclar Vivadent, mediante el siguiente proceso:

- aplicación del *liner* indicado por la casa comercial para adherir la cerámica.
- colocación de la capa de cerámica d.sign® hasta llegar a los parámetros deseados (1 mm de espesor total). La medición exacta del espesor se hizo una vez cocida la cerámica ya que la cerámica contrae aproximadamente un 15 % de la masa aplicada.
- cocción de cerámica a 825°C (Fig. 22).
- glaseado a temperatura de 725°C.

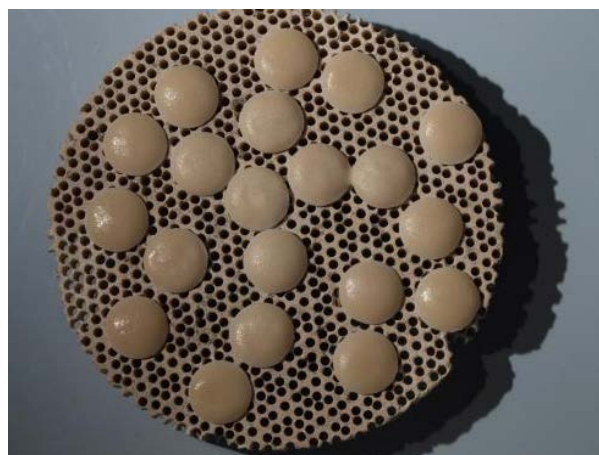


Fig. 22: discos de zircona-porcelana (grupo ZP) una vez sinterizada la cerámica de recubrimiento.

4.2 Tratamiento de los discos:

4.2.1 Los 20 discos de circona del grupo 2 o ZP antes de ser recubiertos de cerámica convencional y los 40 discos de circona monolítica (grupos 3 y 4, Z y DZ), pasaron por un último procedimiento de horneado a 910-920°C durante 1 minuto para que la circona recuperara la fase tetragonal perdida durante los procesos de preparación de los discos.

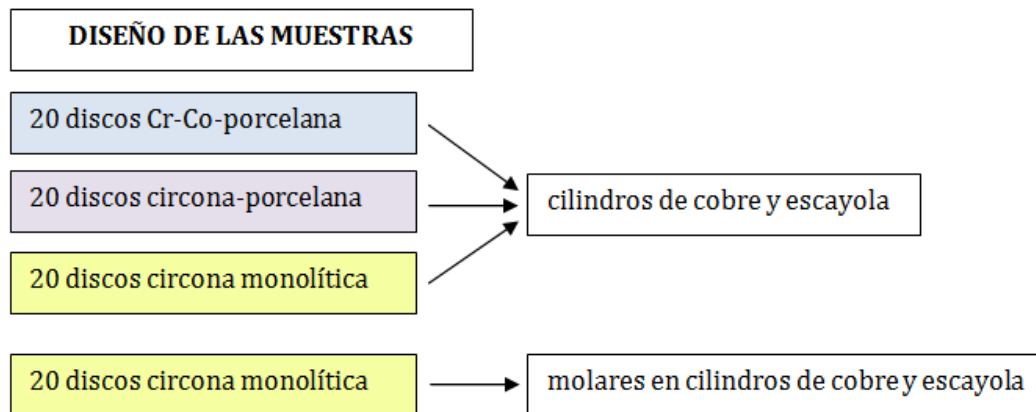


Fig. 23: tipo de soporte utilizado para cada grupo de muestras.

4.2.2 En el presente trabajo, y para poder fijar las muestras en la máquina con la que realizamos el ensayo, todos los discos (grupos CM, ZP, Z y DZ) fueron incluidos en un soporte (Fig. 23) que permitió al investigador posicionar correctamente los mismos en la vertical del puntero de carga (Anexo 3). Este soporte fue un cilindro de cobre de 25 mm de diámetro y 50 mm de altura, idéntico para todos los grupos (1, 2, 3 y 4). En los 3 primeros grupos (CM, ZP y Z), los discos fueron situados en el interior del cilindro, el cual se rellenó con escayola tipo IV (Elite Model Thixotropic®, Ivory de la casa Zhermack, SpA, Roma, Italia) con una proporción de 30 ml de agua por cada 100 gr de escayola. El módulo de Young de este material es de 25-30 GPa. En el grupo DZ, los discos fueron cementados de modo adhesivo sobre molares humanos:

- Los molares extraídos fueron almacenados en un ambiente 100% de humedad y a 37°C en estufa P Selecta modelo 210 simulando en lo posible las condiciones del medio oral hasta el momento de su utilización. (FLURY, 2014)
- En ese momento, fueron cortados hasta la mitad de la dentina coronal con una fresa de disco diamantado Komet® P.M. 911HH-104-180 (GEBR. BRASSELER GmbH & Co. KG, Lemgo, Alemania) montada sobre pieza de mano (Figs. 24 y 25).

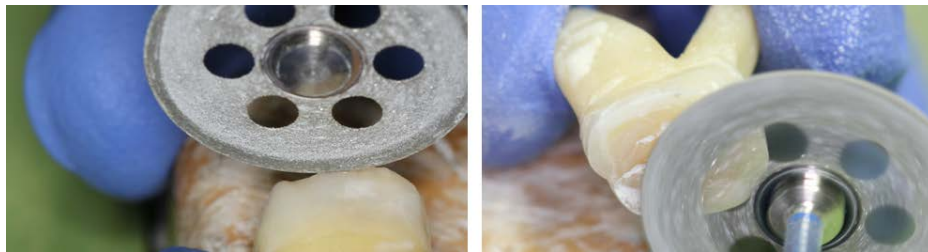


Fig. 24: fases de la preparación del molar.



Fig. 25: molares ya preparados.

- La superficie dentinaria fue limpiada con cepillo de nylon y piedra pómez montados en contraángulo.
- Los discos fueron cementados con RelyX® Unicem (3M ESPE), cemento auto-adhesivo de resina de polimerización dual usado para la cementación adhesiva de restauraciones indirectas de cerámica, de resina o metálicas. Es el cemento que recomienda la casa comercial y no precisa de la aplicación de adhesivo y acondicionador en la estructura dental preparada ni tampoco en la cara interna de la estructura de circona. Esta resina contiene una proporción de relleno

inorgánico que representa aproximadamente un 72% de su peso y el tamaño de los granos es de 9.5 μm . La casa comercial recomienda fotopolimerizar el cemento a través de la restauración durante al menos 20 segundos (Fig. 26).



Fig. 26: fases del cementado de los discos del grupo DZ en los molares.

- Una vez obtenido el complejo disco de circonita-molar humano, cada uno de ellos fue situado en el interior de un cilindro de cobre, el cual se rellenó con escayola tipo IV (Anexo 3).

4.3 **Ensayo de carga compresiva**

Las muestras de los cuatro grupos se sometieron posteriormente a un ensayo de carga estática hasta la fractura; en el grupo 1, del complejo metal-porcelana, en el grupo 2, del complejo circonita-porcelana, o, en los grupos 3 y 4, de la circonita monolítica; es decir, se les aplicó carga compresiva mediante un vector de fuerza en dirección perpendicular a la circonita con una máquina Shimadzu® modelo AGX 100 KN (Shimadzu, Kioto, Japón), que tiene una célula de carga de 5.000 N (Fig. 27) y está conectada a un ordenador PC compatible.



Fig. 27: vista de la máquina Shimadzu® AGX 100 KN.

Se utilizó para ello una bola de alúmina de 4 mm de diámetro (Fig. 28). El aplicador de la carga de la máquina descendió de modo vertical sobre la muestra ejerciendo una fuerza vertical y continua sobre la misma con una velocidad de avance de cruceta de 0,5 mm por minuto.



Fig. 28: ampliación de la zona del puntero con la bola de alúmina de la máquina Shimadzu® AGX 100 KN.

La máquina fue detenida, pulsando la tecla de parada del programa, cuando se produjo la primera fractura de la restauración y nos midió la fuerza en N a la que se produjo dicho fracaso (Fig. 29). Ese momento solía coincidir con un chasquido, audible por el operador.

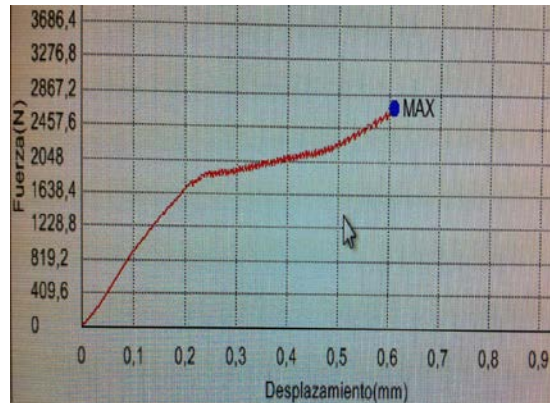


Fig. 29: imagen de una de las gráficas (F/D) recogidas en el ensayo.

El procedimiento seguido para cada muestra fue, paso a paso, el siguiente:

- Se colocó el cilindro de cobre, en cuya base superior se encontraba el disco, en el soporte de la máquina y se fijó a ésta mediante dos mordazas laterales que lo inmovilizaron.
- Se situó dicha base superior del cilindro perpendicular a la trayectoria de descenso de la punta de alúmina de la máquina de carga, la cual se hizo coincidir manualmente, mediante tornillos micrométricos, con el centro aproximado de la muestra.
- Se acercó, también manualmente mediante una rueda micrométrica, la punta de alúmina de la máquina hasta la distancia más pequeña que se pudo apreciar visualmente sin llegar a tocar el disco colocado sobre el cilindro.
- Se inició el ensayo de carga compresiva. La punta de alúmina de la máquina de carga descendió sobre la muestra a una velocidad constante de 0,5 mm por minuto.

• En un primer momento (más largo cuanto más lejos de la muestra hubiéramos dejado la punta, a razón de 1 minuto de espera por cada 0,5 mm de separación entre bola y disco), empezó a descender la punta de alúmina sin que hubiera contacto con la muestra. Es por ello que en esta fase no hubo registro de actividad sobre la misma y, por consiguiente, tampoco se dibujó ninguna curva en la gráfica Fuerza/Desplazamiento.

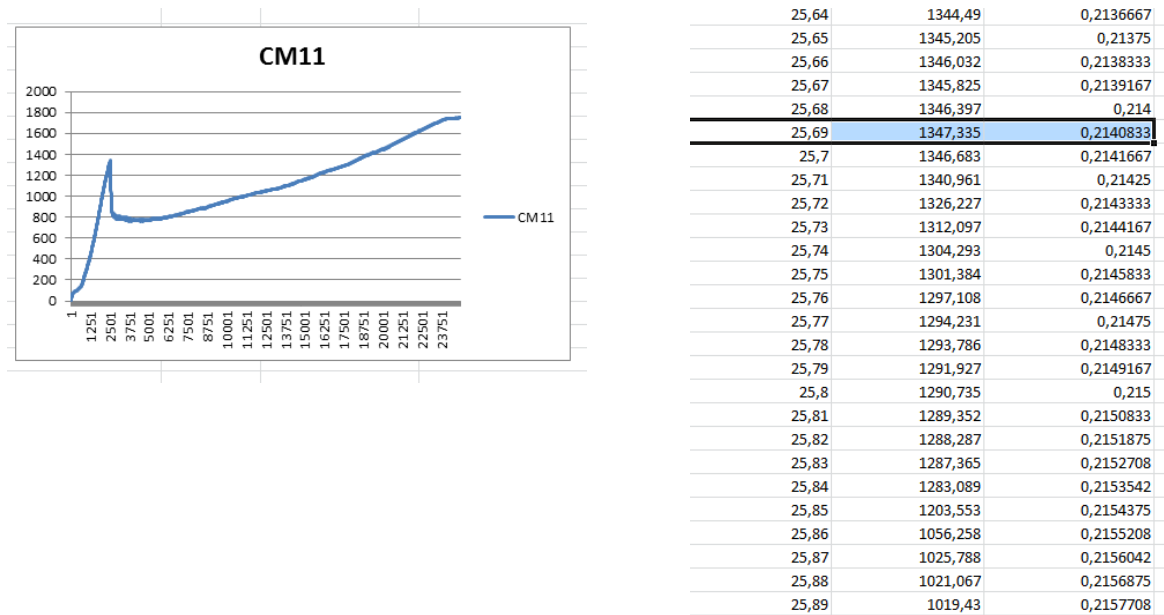
• Una vez se produjo el contacto entre bola de alúmina y disco, la gráfica empezó a dibujar una curva que registró la cantidad de fuerza ejercida (en N) y el desplazamiento que se produjo (en mm) (Fig. 29). Al mismo tiempo, el programa proporcionó los valores numéricos de ambas variables, así como del tiempo transcurrido. En cada muestra se obtuvieron, pues, automáticamente, tres columnas de valores relacionados (Fig. 30):

- Tiempo (medido en segundos).
- Fuerza que ejerce la punta de la máquina (en N) .
- Desplazamiento (en mm) que realiza la punta de alúmina al penetrar en la muestra.

CM11		
Tiempo	Fuerza	Desplazamiento
seg	N	mm
0	5,817413	0
0,01	6,29425	8,33E-05
0,02	7,534027	0,000166667
0,03	8,281072	0,00025
0,04	8,296967	0,000333333
0,05	9,330113	0,000416667
0,06	8,360545	0,0005
0,07	9,091695	0,000583333
0,08	10,37916	0,000666667
0,09	10,18842	0,00075
0,1	10,02948	0,000833333
0,11	10,74473	0,000916667
0,12	11,26925	0,001
0,13	11,06262	0,001083333
0,14	12,19114	0,001166667
0,15	13,54218	0,00125
0,16	13,86007	0,001333333
0,17	14,09848	0,001416667
0,18	14,79785	0,0015
0,19	15,02037	0,001583333
0,2	14,60711	0,001666667
0,21	14,68658	0,00175

Fig. 30: tabla de valores de Tiempo, Fuerza y Desplazamiento recogidos para el ensayo de CM11.

- En cuanto se produjo una caída en la curva de la gráfica, que indicaba la fractura en alguno de los componentes de la muestra, y ésta fue superior al 5%, registramos el valor máximo de la fuerza y procedimos a interrumpir el ensayo. En este momento, la gráfica y las columnas de valores obtenidas fueron similares a las mostradas en las figuras 31 y 32, que corresponden, también, a la muestra n^o 11 de los discos ceramometálicos.



Figs. 31 y 32: gráfica y tabla de valores correspondientes a la muestra CM11: en la primera se observa la caída en la fuerza al producirse la fractura del espécimen y en la tabla se relacionan el tiempo (en segundos), la fuerza (en N) y el desplazamiento de la bola de alúmina (en mm) para la misma muestra. Se ha enmarcado el momento de máxima fuerza que resiste la muestra (1.347,335 N), ocurrido a los 25,69 segs y 0,2140833 mm del inicio del ensayo.

4.4 Estudio microscópico

Las muestras fracturadas fueron observadas con microscopía óptica a 10 aumentos (10X), con el fin de valorar exactamente dónde y cómo se había producido el fracaso. El estéreo-microscopio utilizado fue un Leica M125[®] (Leica Microsystems

GmbH, Wetzlar, Alemania), con iluminación LED Leica LED5000 SLI® (Fig. 33), dotado de una cámara Leica DFC295® (Figs. 34 y 35).



Fig.33: imagen del estéreo-microscopio Leica M125® con la iluminación Leica LED5000 SLI®, durante la observación de uno de los cilindros ensayados.



Fig.34: imagen de la cámara fotográfica Leica DFC295®.



Fig.35: imagen de la instalación microscopio-cámara con la que se realizó la observación microscópica de las muestras fracturadas.

Tanto el ensayo de carga estática realizado con la máquina Shimadzu® como la observación de las muestras con microscopía óptica fueron llevados a cabo con los equipos y en las instalaciones del Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales ubicado en la Universidad Politécnica de Valencia.

4.5 **Análisis estadístico**

El análisis de tipo estadístico de los resultados obtenidos ha venido marcado por el hecho de que los tres primeros grupos presentan una estructura común para el diseño del ensayo (todos los discos ceramometálicos, de circonia-porcelana y de circonia monolítica que hemos ensayado dentro de los grupos CM, ZP y Z, respectivamente, han sido incluidos del mismo modo dentro de un cilindro de cobre relleno de escayola tipo IV); el cuarto y último (grupo DZ), sin embargo, tiene una

metodología diferente: los discos fueron cementados sobre dentina perteneciente a molares humanos, lo cual supone una variación cualitativa importante.

La carga compresiva a la cual se produce la fractura del material fue registrada por la máquina en N; esta fuerza y la presión resultante tras su conversión a MPa (al aplicar un modelo de tipo Hertziano a la carga entre las superficies del disco de la muestra y de la bola de alúmina) han constituido las dos variables respuesta primarias para el análisis estadístico.

El análisis descriptivo proporcionó los estadísticos más relevantes para las variables de fuerza y presión, como son media, desviación estándar, mínimo, máximo y mediana. Se proporcionaron también los intervalos de confianza al 95% para la media de las respuestas.

La normalidad de las variables se contrastó mediante test de Shapiro-Wilk. La homogeneidad de las varianzas en los diferentes grupos se evaluó mediante test de Levene. En este análisis de ambas variables respuesta primarias, fuerza y presión, se obtuvo una desviación importante, por lo que hubo que realizar las transformaciones necesarias para asegurar las condiciones de aplicación de los modelos estadísticos paramétricos.

Debido a que las variables cumplían las premisas de normalidad y homogeneidad de varianzas comentadas, se desarrolló un modelo lineal general (MLG) de análisis de varianza (ANOVA) de un factor para determinar si el nivel medio de resistencia a la fractura podía o no considerarse homogéneo en los distintos grupos de material. Este modelo compara si las medias del grupo CM, por ejemplo, son iguales a las del grupo ZP, e iguales a las del Z, e iguales a las del DZ. Las comparaciones múltiples a posteriori se basaron en la prueba de Bonferroni para un control adecuado del error de tipo I.

Para comparaciones específicas de la distribución de valores de fuerza, externas al modelo ANOVA, se utilizó la prueba de Mann-Whitney para dos muestras independientes; esta prueba no paramétrica no necesita de normalidades o de

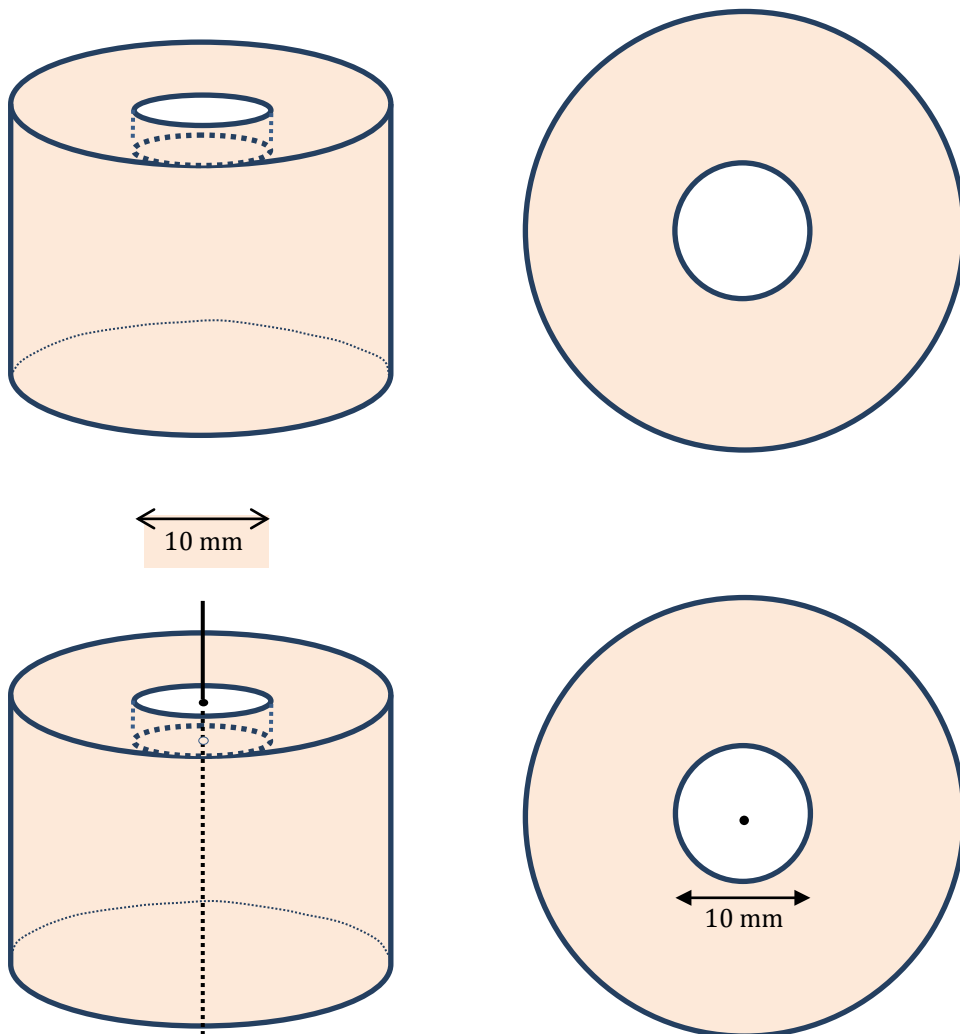
homogeneidad de varianzas y se utiliza para contrastar si la distribución de un parámetro, cuando menos ordinal, es o no la misma en dos muestras independientes.

El nivel de significatividad empleado en los análisis ha sido el 5% ($\alpha=0.05$). Cualquier p-valor menor a 0,05 es indicativo de una relación estadísticamente significativa. Por contra, un p-valor mayor o igual a 0,05 indica ausencia de relación.

Para un modelo MLG como el descrito, con un nivel de significatividad del 5%, y considerando un tamaño del efecto a detectar de $f=0,35$ (tamaño medio-grande, equivalente a encontrar medias de fuerza en N de 1600, 1800, 1900 y 2000 en los grupos, con una desviación estándar de 400), la potencia alcanzada fue 0,73 para detectar diferencias en dichas medias de fuerza. Esta potencia significa que la estadística tiene una capacidad del 73% para detectar estas diferencias como estadísticamente significativas, potencia considerada como medio-alta.

Anexo 3

Con el fin de poder introducir los discos en la máquina de carga estática, fabricamos cilindros de cobre rellenos de escayola tipo IV de dimensiones (25 mm de diámetro y 50 mm de altura) que facilitaran su colocación en la misma. Las muestras (de 10 mm de diámetro) fueron colocadas en el centro de una de las bases de dichos cilindros, de modo totalmente perpendicular al eje de los cilindros; una vez hecho esto, se vertió escayola tipo IV hasta inmovilizarlas en el interior de los mismos.



Vistas frontales de los cilindros

Vistas cenitales de los cilindros

5. RESULTADOS

Después de concluir en el capítulo anterior el Material y Método, en el que hemos explicado con detalle cómo hemos desarrollado nuestro estudio de resistencia mecánica y el análisis microscópico de diferentes materiales utilizados en las restauraciones de protodoncia fija, procedemos a continuación a exponer los resultados que hemos obtenido con la experimentación referida en dicho apartado. Para ello, estructuraremos los mismos en tres secciones:

5.1 **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.

5.2 **Análisis comparativo estadístico** de los distintos grupos estudiados en función de la resistencia y del tipo de fracturas.

5.3 **Resultados del estudio a microscopia óptica** de las muestras ensayadas; lo que nos permite analizar la incidencia del tipo de fractura en cada uno de los grupos de nuestra muestra experimental.

5.1 RESULTADOS DEL ENSAYO DE CARGA COMPRESIVA

Como referimos en el capítulo anterior, las muestras de los cuatro grupos fueron sometidas a un ensayo de carga estática hasta la fractura; en el grupo 1, del complejo metal-porcelana; en el grupo 2, del complejo circona-porcelana; o, en los grupos 3 y 4, de la circona monolítica; es decir, se les aplicó carga compresiva mediante un vector de fuerza en dirección perpendicular a la muestra con una máquina SHIMADZU® modelo AGX 100 KN, que tiene una célula de carga de 5.000 N (Fig. 36) y está conectada a un ordenador PC compatible. Se utilizó como elemento de aplicación de la carga una bola de alúmina de 4 mm de diámetro (Figs. 37 y 38).

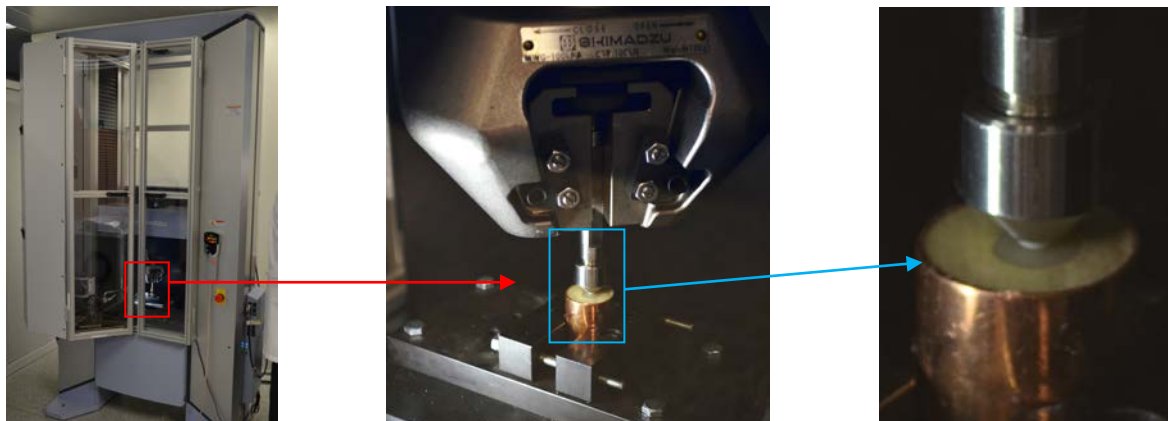


Fig. 36: máquina de ensayo Shimadzu® AGX 100KN preparada para la compresión.

Figs. 37 y 38: detalle de la zona de carga con la punta de alúmina de 4 mm sobre la muestra.

El aplicador de la carga de la máquina descendió de modo vertical sobre la muestra ejerciendo una fuerza continua sobre la misma con una velocidad de avance de cruceta de 0,5 mm por minuto. La máquina fue detenida por el operador cuando se

produjo la fractura de la restauración y midió la fuerza en N (Fig. 39). El N se define como la fuerza que es necesaria para proporcionar a un objeto de 1 kg de masa una aceleración de 1 m/s². Es una unidad derivada del Sistema Internacional de Unidades y su formulación es:

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

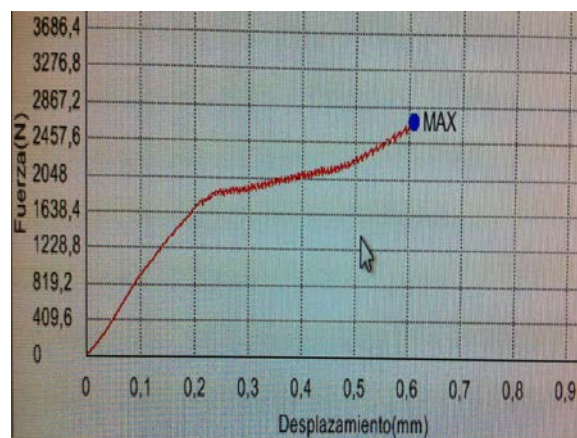


Fig. 39: imagen de una de los ensayos en los que se observa la curva de la fuerza en N en función del desplazamiento en mm.

Una vez obtenidos los valores de resistencia máxima para cada una de las 20 muestras de los cuatro grupos (CM: ceramometálicas; ZP: zircona-porcelana; Z: zircona monolítica; y DZ: diente-zircona monolítica):

- confeccionamos una tabla con los tres parámetros citados anteriormente (tiempo, fuerza y desplazamiento) para cada una de las muestras de cada grupo (tablas 3 a 6)

- calculamos los siguientes 4 coeficientes estadísticos:
 - **media20:** medias aritméticas de los 20 valores (de tiempo, fuerza y desplazamiento)
 - **media18:** media aritmética de los 18 valores intermedios de fuerza (excluidos los valores más alto y más bajo)
 - **desv típica:** desviación típica de los 20 valores (de tiempo, fuerza y desplazamiento)
 - **mediana:** representa el valor de la variable de posición central en el conjunto de datos ordenados.

- confeccionamos una gráfica que representaba la fuerza máxima alcanzada para cada uno de ellos (gráficas 1 a 4).

Tabla 3: tiempo, fuerza y desplazamiento de las muestras ceramometálicas.

CM	Tiempo (seg)	Fuerza (N)	Desplazamiento (mm)
CM01	73,16	2.697,25	0,61
CM02	59,88	2.862,44	0,50
CM03	65,87	2.929,24	0,55
CM04	61,99	1.574,04	0,52
CM05	30,64	1.427,09	0,26
CM06	36,06	2.251,34	0,30
CM07	36,80	1.536,26	0,31
CM08	115,36	1.660,44	0,96
CM09	123,06	2.640,84	1,03
CM10	199,84	2.392,31	1,67
CM11	25,69	1.347,34	0,21
CM12	157,65	1.574,44	1,31
CM13	35,67	1.947,96	0,30
CM14	62,00	2.135,67	0,52
CM15	33,44	1.971,50	0,28
CM16	45,93	2.572,87	0,38
CM17	39,07	2.495,88	0,33
CM18	39,14	1.684,00	0,33
CM19	55,31	1.816,38	0,46
CM20	73,55	2.104,16	0,61
media20	50,78	1.934,65	0,42
media18		1.940,08	
desv típica	29,75	568,87	0,25
mediana	39,11	1.882,17	0,33

Tabla 4: tiempo, fuerza y desplazamiento de las muestras circona-porcelana.

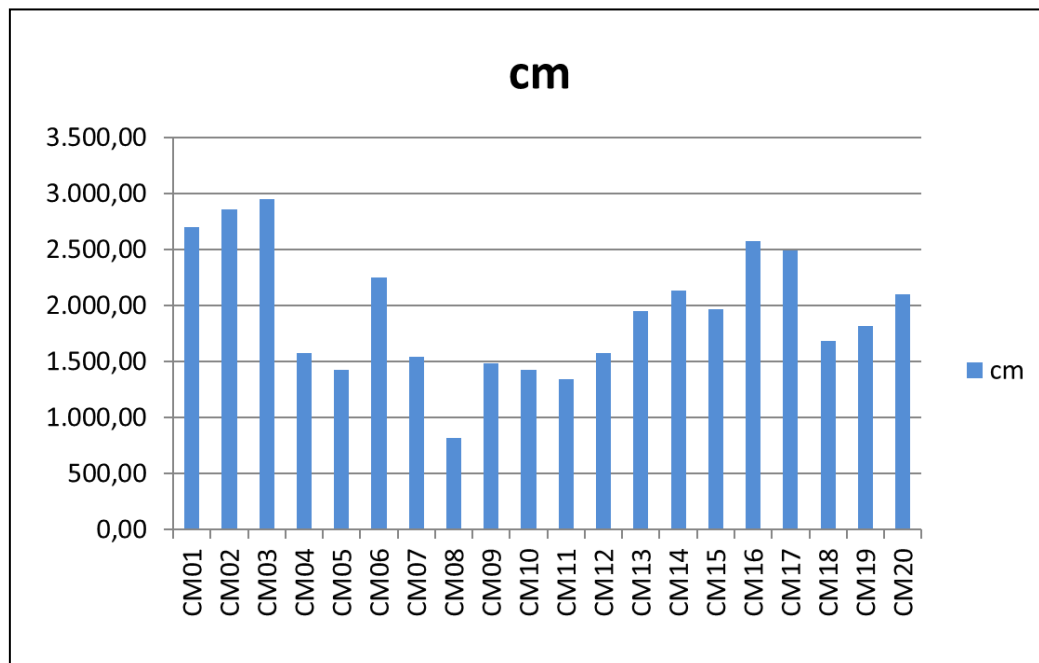
ZP	Tiempo (seg)	Fuerza (N)	Desplazamiento (mm)
ZP01	40,01	1.341,50	0,33
ZP02	50,51	1.354,74	0,42
ZP03	18,94	1.131,11	0,16
ZP04	45,93	1.382,91	0,38
ZP05	43,6	1.289,69	0,36
ZP06	49,83	1.537,58	0,42
ZP07	66	1.220,61	0,55
ZP08	31,74	1.230,92	0,26
ZP09	24,93	1.124,97	0,21
ZP10	27,09	798,08	0,23
ZP11	23,14	1.454,62	0,19
ZP12	41,17	1.239,36	0,34
ZP13	56,84	1.512,31	0,47
ZP14	31,59	1.153,33	0,26
ZP15	53,87	1.439,84	0,45
ZP16	21,47	1.067,50	0,18
ZP17	69,51	1.747,04	0,58
ZP18	20,61	967,90	0,17
ZP19	85,85	1.367,92	0,72
ZP20	45,28	1.184,54	0,38
media20	42,00	1.268,68	0,35
media18		1.268,25	
desv st 20	18,18	220,51	0,15
mediana	42,39	1.264,52	0,35

Tabla 5: tiempo, fuerza y desplazamiento de las muestras circona monolítica.

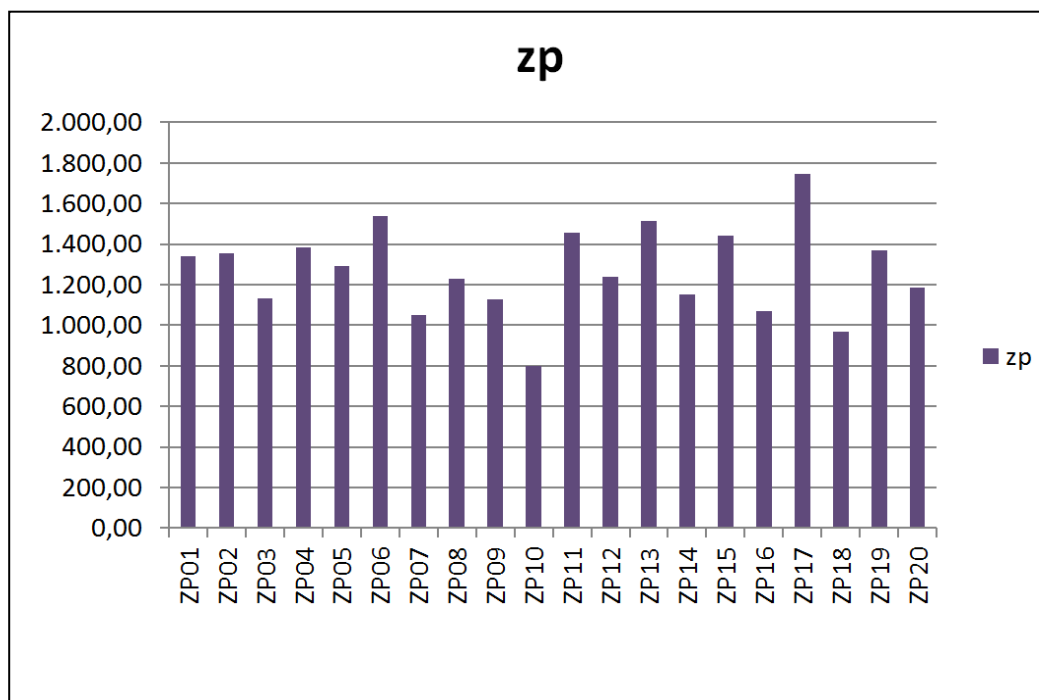
Z	Tiempo (seg)	Fuerza (N)	Desplazamiento (mm)
Z01	17,45	580,66	0,15
Z02	27,86	494,62	0,23
Z03	8,08	381,71	0,07
Z04	7,09	470,57	0,06
Z05	80	480,57	0,67
Z06	19,51	534,82	0,16
Z07	40,14	431,47	0,33
Z08	33,37	506,00	0,28
Z09	34,67	482,21	0,29
Z10	18,82	525,05	0,16
Z11	21,27	553,97	0,18
Z12	16,46	577,97	0,14
Z13	20,4	592,98	0,17
Z14	10,8	413,24	0,09
Z15	11,89	420,05	0,10
Z16	18,33	429,47	0,15
Z17	16,75	621,51	0,14
Z18	8,12	374,14	0,07
Z19	8,19	370,90	0,07
Z20	13,4	423,42	0,11
media20	21,63	483,27	0,18
media18		481,83	
desv st 20	16,59	77,03	0,14
mediana	17,89	481,39	0,15

Tabla 6: tiempo, fuerza y desplazamiento de las muestras de circona monolítica sobre diente.

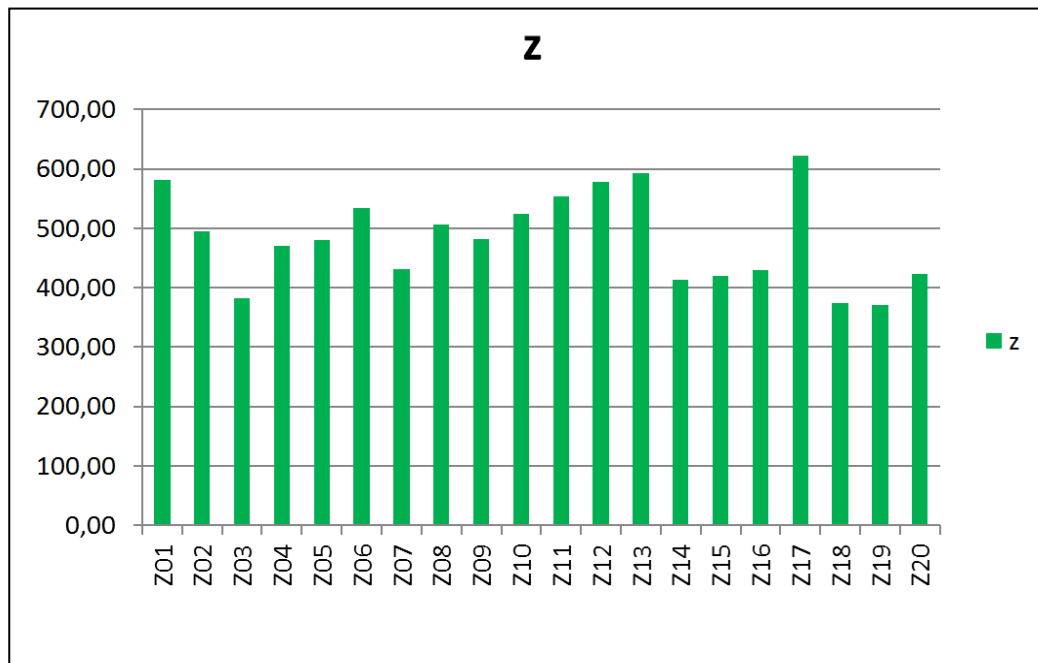
DZ	Tiempo (seg)	Fuerza (N)	Desplazamiento (mm)
DZ01	80,44	1.900,61	0,67
DZ02	14,36	865,62	0,12
DZ03	18,34	970,03	0,15
DZ04	37,94	1.345,41	0,32
DZ05	39,63	832,67	0,33
DZ06	36,85	1.109,01	0,31
DZ07	45,68	1.613,71	0,38
DZ08	23,32	1.208,54	0,19
DZ09	11,08	512,52	0,09
DZ10	14,75	586,56	0,12
DZ11	17,87	1.120,87	0,15
DZ12	13,01	489,39	0,11
DZ13	39,13	1.802,32	0,33
DZ14	27,09	909,52	0,23
DZ15	28,29	755,39	0,24
DZ16	38,92	1.732,64	0,32
DZ17	24,56	696,82	0,20
DZ18	45,91	1.575,84	0,38
DZ19	11,93	708,98	0,10
DZ20	55,22	1.648,43	0,46
media20	31,22	1.119,24	0,26
media18		1.110,83	
desv st 20	17,52	458,03	0,15
Mediana	27,69	1.039,52	0,23



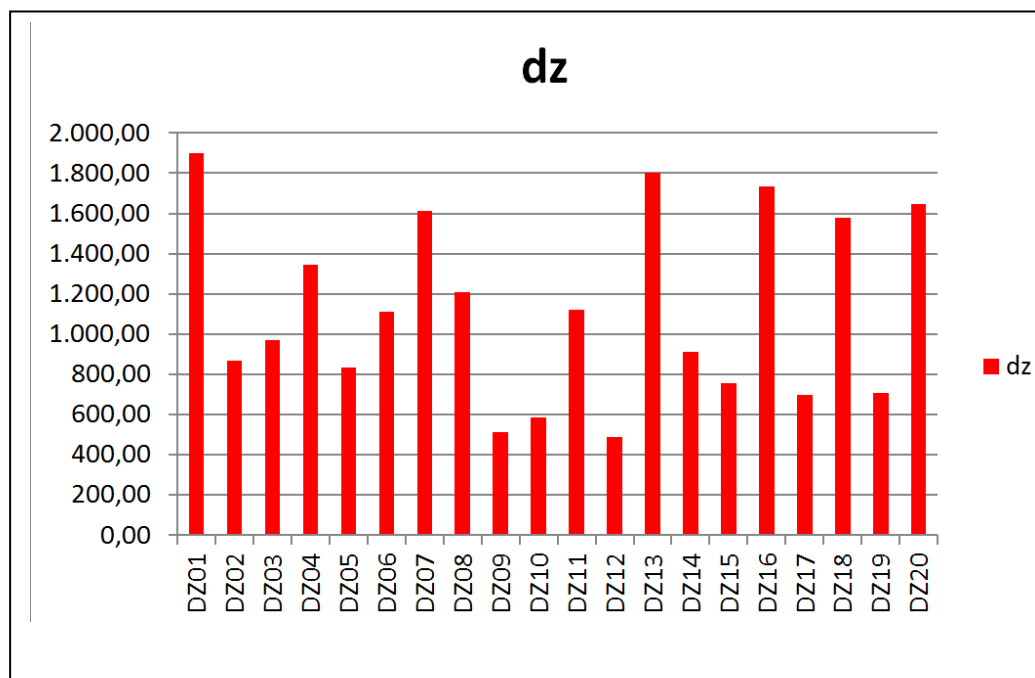
Gráfica 1: fuerza en N de las muestras ceramo-metálicas.



Gráfica 2: fuerza en N de las muestras de circona-porcelana.



Gráfica 3: fuerza en N de las muestras de circona monolítica.



Gráfica 4: fuerza en N de las muestras de circona monolítica cementadas sobre diente.

A la hora de expresar los resultados, también hemos querido convertir los N en MPa, para poder comparar los cuatro grupos en función de la presión ejercida sobre los discos en lugar de la fuerza con que la bola de alúmina cargaba sobre ellos. La conversión de fuerza en presión se suele realizar dividiendo la carga en N por la superficie en mm² sobre la que actúa (CHOI, 2009). En nuestro ensayo, ello nos llevaría a cometer errores de aproximación, ya que los dos materiales que interactúan, bola y disco, se deforman al cargar una sobre el otro debido a la elasticidad de ambos. Para desarrollar la interacción entre dos materiales elásticos se pueden emplear distintos modelos; uno de ellos es el modelo Hertziano, que es el que nosotros hemos utilizado. En este modelo, dos esferas elásticas (en nuestro ensayo corresponden a la bola de alúmina y al disco muestra) de radios R_a y R_m se relacionan por medio de una zona de contacto plana. En esta situación, se puede calcular la distribución de presiones que se ejerce sobre dicho plano como

$$P = \frac{2 F}{\pi r}$$

siendo

- P = presión o tensión de contacto entre la bola de alúmina y el disco (en MPa)
- F = fuerza en N
- r = radio de la zona de contacto entre bola y disco.

Es obvio que la presión o tensión de contacto será directamente proporcional a la fuerza F , es decir, aumentará a medida que lo haga la fuerza, e inversamente proporcional al radio de la zona de contacto r .

Para calcular este radio, debemos hacer uso de la siguiente fórmula:

$$r^2 = \frac{4FR(1-\nu_a)^2}{\pi E_c}$$

donde

- **F**= Fuerza en N
- **R**= radio de la bola de alúmina= 2 mm (diámetro 4 mm)
- **ν_a** = coeficiente de Poisson de la bola de alúmina= 0,26 (**ASM ,2001**)
- **E_c** = módulo de Young del complejo disco-alúmina.

Por último, las soluciones de las ecuaciones anteriores pueden utilizarse para distintas formas geométricas empleando el módulo de elasticidad compuesto E_c que para el caso que nos ocupa vendría definido por la siguiente ecuación:

$$\frac{1}{E_c} = \frac{(1-\nu_a^2)}{E_a} + \frac{(1-\nu_d^2)}{E_d}$$

en la que

ν_a = coeficiente de Poisson de la bola de alúmina= 0,26 (**ASM ,2001**)

E_a = módulo de Young de la alúmina=380 GPa (**ASM ,2001**)

ν_d = coeficiente de Poisson de la parte superior del disco: porcelana (0,24) en los grupos CM y ZP o circona (0,23) en los grupos Z y DZ (**ASM ,2001**)

E_d = módulo de Young de la parte superior del disco: porcelana (100 GPa) en los grupos CM y ZP o circona (210 GPa) en los grupos Z y DZ (**ASM ,2001**).

Una vez realizada la transformación mediante el modelo Hertziano y obtenidos los valores máximos para cada una de las 20 muestras de los cuatro grupos (CM: ceramometálicas; ZP: circona-porcelana; Z: circona monolítica; y DZ: diente-circona monolítica):

- confeccionamos una tabla para cada una de las muestras de cada grupo (tablas 7 a 10), con los resultados de la fuerza en N y de la presión en MPa
- calculamos los siguientes cuatro coeficientes estadísticos:
 - **media20**: medias aritméticas de los 20 valores de fuerza y presión
 - **media18**: media aritmética de los 18 valores intermedios de fuerza y presión (excluidos los valores más alto y más bajo)
 - **desv típica**: desviación típica de los 20 valores de fuerza y presión
 - **mediana**: representa el valor de la variable de posición central en un conjunto de datos ordenados.
- confeccionamos una gráfica que representaba la presión máxima alcanzada para cada uno de ellos (gráficas 5 a 8).

Tabla 7: fuerza y presión de las muestras ceramometálicas.

CM	Fuerza (N)	Presión (MPa)
CM01	2.697,25	6.225,92
CM02	2.862,44	6.413,74
CM03	2.948,51	6.509,45
CM04	1.574,04	4.756,10
CM05	1.427,09	4.528,66
CM06	2.251,34	5.688,05
CM07	1.546,54	4.714,37
CM08	822,99	3.439,06
CM09	1.487,90	4.624,13
CM10	1.424,71	4.524,87
CM11	1.347,34	4.400,29
CM12	1.574,44	4.756,70
CM13	1.947,96	5.290,94
CM14	2.135,67	5.540,01
CM15	1.971,50	5.322,81
CM16	2.572,87	6.080,68
CM17	2.495,88	5.989,00
CM18	1.684,00	4.919,42
CM19	1.816,38	5.109,13
CM20	2.104,16	5.498,98
media20	1.934,65	5.216,61
media18	1.940,08	5.243,54
desv st 20	568,87	787,88
Mediana	1.882,17	5.200,00

Tabla 8: fuerza y presión de las muestras circona-porcelana.

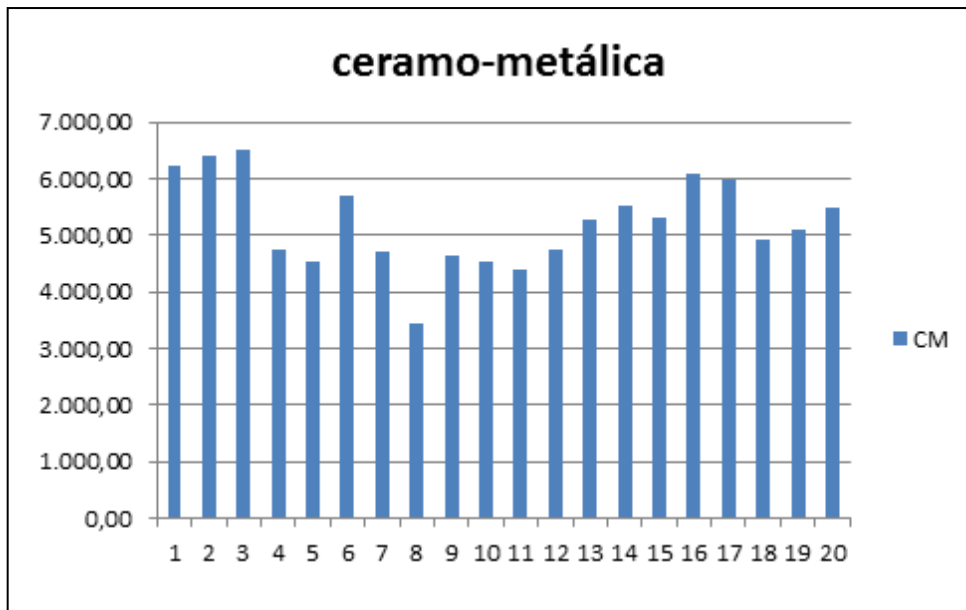
ZP	Fuerza (N)	Presión (MPa)
ZP01	1.341,50	4.390,75
ZP02	1.354,74	4.412,36
ZP03	1.131,11	4.031,76
ZP04	1.382,91	4.457,99
ZP05	1.289,69	4.305,12
ZP06	1.537,58	4.700,69
ZP07	1.047,83	3.880,51
ZP08	1.230,92	4.205,90
ZP09	1.124,97	4.020,81
ZP10	798,08	3.386,62
ZP11	1.454,62	4.572,13
ZP12	1.239,36	4.220,29
ZP13	1.512,31	4.661,90
ZP14	1.153,33	4.071,17
ZP15	1.439,84	4.548,84
ZP16	1.067,50	3.916,75
ZP17	1.747,04	5.010,65
ZP18	967,90	3.729,57
ZP19	1.367,92	4.433,77
ZP20	1.184,54	4.125,90
media20	1.268,68	4.254,17
media18	1.268,25	4.260,34
desv st 20	220,51	375,89
Mediana	1.264,52	4.262,70

Tabla 9: fuerza y presión de las muestras circona monolítica.

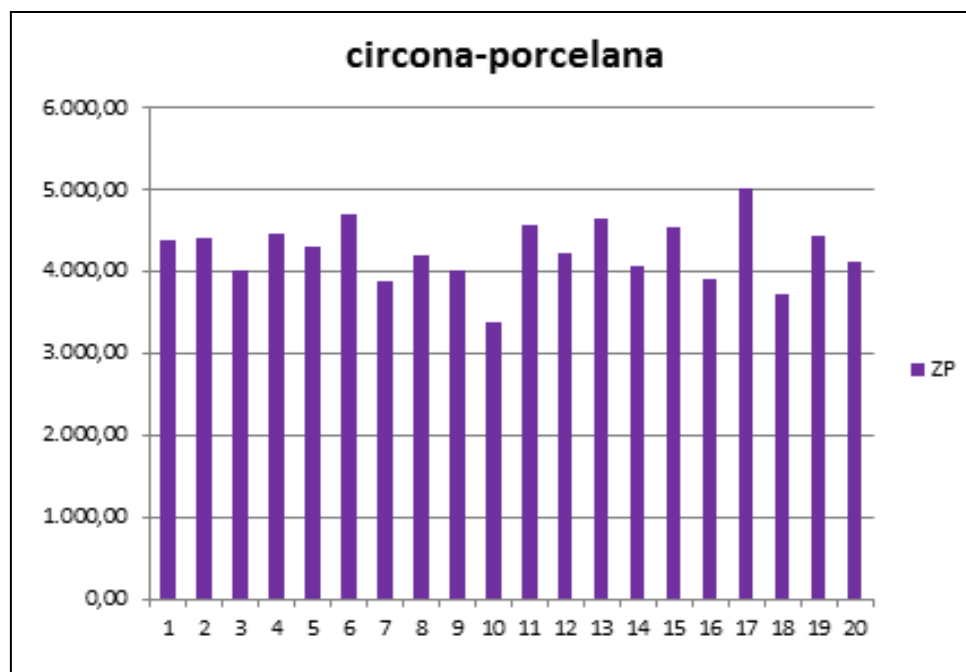
Z	Fuerza (N)	Presión (MPa)
Z01	580,66	3.743,24
Z02	494,62	3.454,80
Z03	381,71	3.034,95
Z04	470,57	3.369,77
Z05	480,57	3.405,38
Z06	534,82	3.592,45
Z07	431,47	3.226,74
Z08	506,00	3.494,32
Z09	482,21	3.411,17
Z10	525,05	3.559,46
Z11	553,97	3.656,21
Z12	577,97	3.734,57
Z13	592,98	3.782,73
Z14	413,24	3.157,83
Z15	420,05	3.183,72
Z16	429,47	3.219,24
Z17	621,51	3.872,67
Z18	374,14	3.004,72
Z19	370,90	2.991,67
Z20	423,42	3.196,46
media20	483,27	3.404,61
media18	481,83	3.401,54
desv st 20	77,03	272,04
Mediana	481,39	3.408,30

Tabla 10: fuerza y presión de las muestras circona monolítica sobre diente.

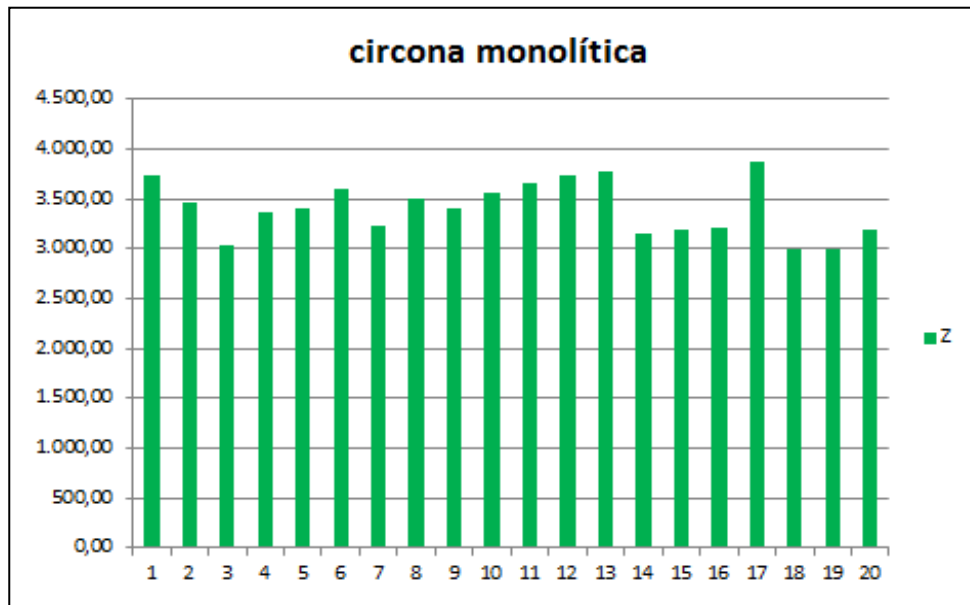
DZ	Fuerza (N)	Presión (MPa)
DZ01	1.900,61	6.772,24
DZ02	865,62	4.570,35
DZ03	970,03	4.838,14
DZ04	1.345,41	5.697,89
DZ05	832,67	4.482,52
DZ06	1.109,01	5.173,14
DZ07	1.613,71	6.240,21
DZ08	1.208,54	5.400,29
DZ09	512,52	3.516,75
DZ10	586,56	3.762,20
DZ11	1.120,87	5.200,72
DZ12	489,39	3.436,49
DZ13	1.802,32	6.594,80
DZ14	909,52	4.684,81
DZ15	755,39	4.269,45
DZ16	1.732,64	6.466,06
DZ17	696,82	4.100,58
DZ18	1.575,84	6.166,54
DZ19	708,98	4.136,21
DZ20	1.648,43	6.306,97
media20	1.119,24	5.090,82
media18	1.110,83	5.089,31
desv st 20	458,03	1.072,05
Mediana	1.039,52	5.005,60



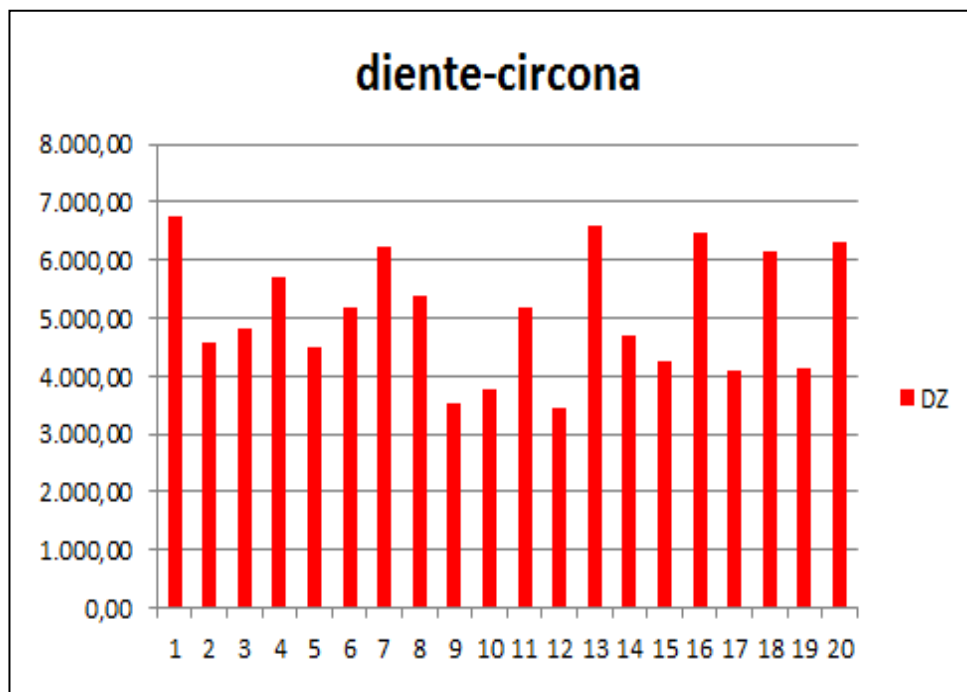
Gráfica 5: presión en MPa de las muestras ceramo-metálicas.



Gráfica 6: presión en MPa de las muestras de circona-porcelana.



Gráfica 7: presión en MPa de las muestras de circona monolítica.

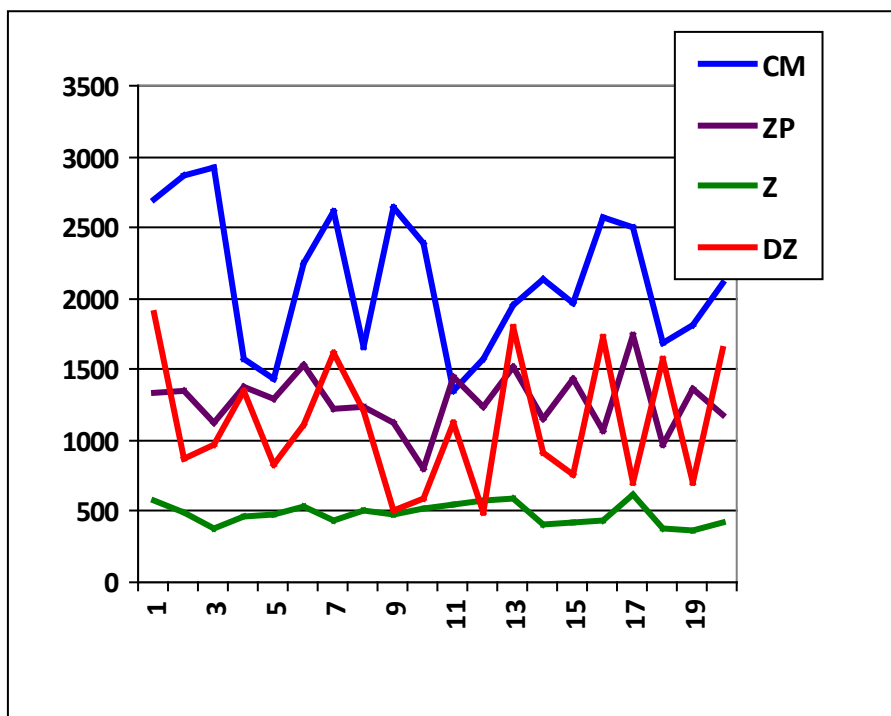


Gráfica 8: presión en MPa de las muestras de circona monolítica cementadas sobre diente.

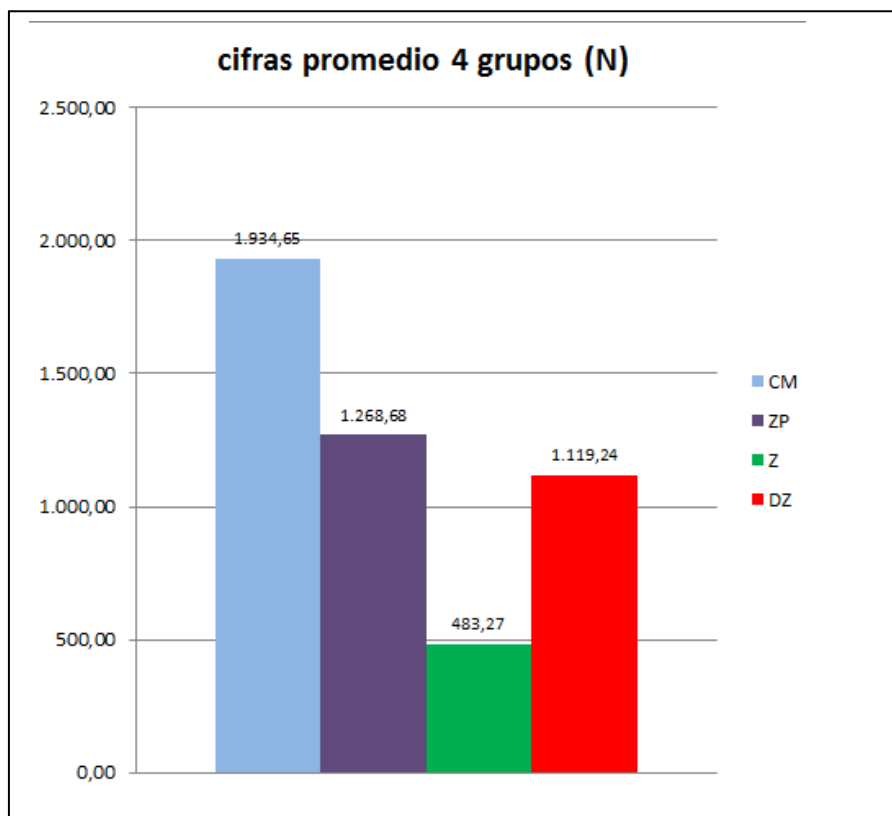
5.2 ANÁLISIS COMPARATIVO DE LOS DISTINTOS GRUPOS EN FUNCIÓN DE LA RESISTENCIA

Dicho análisis fue realizado al unir los distintos valores en gráficas comparativas;

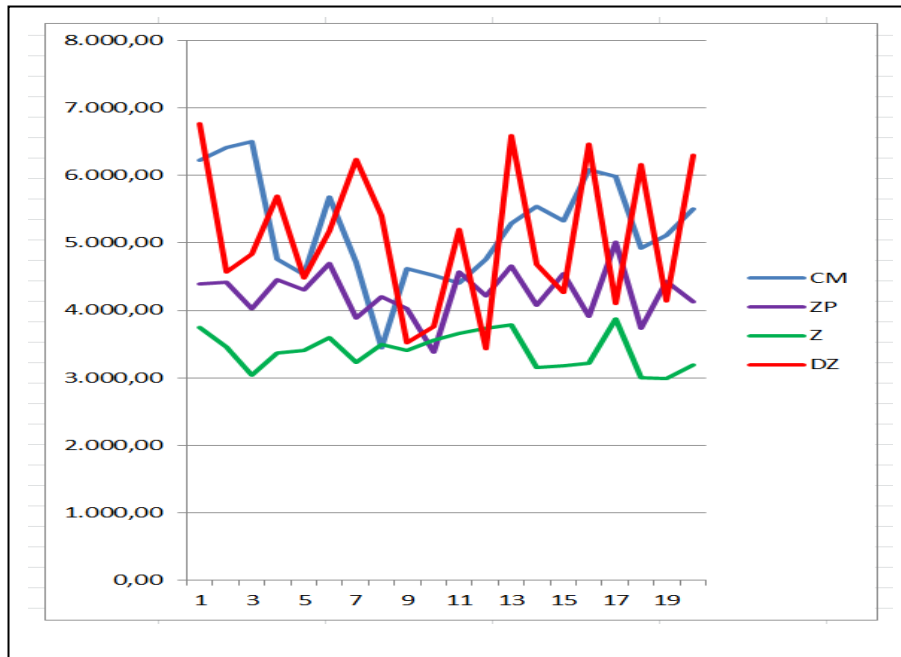
- para ello, relacionamos las curvas de cada uno de los grupos entre sí, tanto en N (gráfica 9) como en MPa (gráfica 11);
- así mismo, relacionamos los valores medios de las fuerzas alcanzadas en cada grupo entre sí, tanto en N (gráfica 10) como en MPa (gráfica 12).



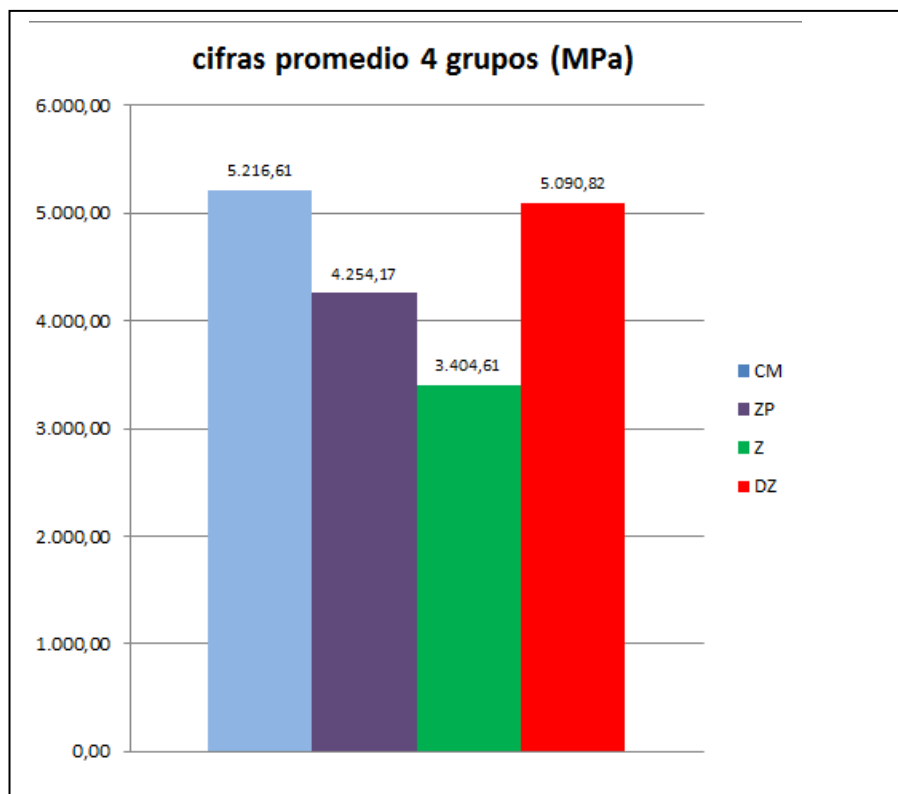
Gráfica 9: resistencias de los cuatro grupos (en N).



Gráfica 10: resistencias medias de los cuatro grupos (en N).



Gráfica 11: resistencias de los cuatro grupos (en MPa).



Gráfica 12: resistencias medias de los cuatro grupos (en MPa).

La tabla siguiente (tabla 11) presenta la descriptiva completa de la respuesta fuerza (N) a través de los grupos:

	GRUPO				
	Total	CM	ZP	Z	DZ
N	80	20	20	20	20
Media	1201,5	1934,6	1268,7	483,3	1119,2
Desviación típica	641,0	568,9	220,5	77,0	458,0
IC 95%	1058,8 - 1344,1	1668,4 - 2200,9	1165,5 - 1371,9	447,2 - 519,3	904,9 - 1333,6
Mínimo	370,9	823,0	798,1	370,9	489,4
Máximo	2948,5	2948,5	1747,0	621,5	1900,6
Mediana	1168,9	1882,2	1264,5	481,4	1039,5

Tabla 11- resistencia a la fractura (en N) de los distintos grupos.

El número de muestras por grupo elegido, $n=20$, se considera suficiente para la utilización de una prueba estadística de tipo paramétrico, como la realizada en nuestro trabajo. Este hecho viene refrendado por la potencia alcanzada (0,73), que consignamos en el capítulo de Material y Método.

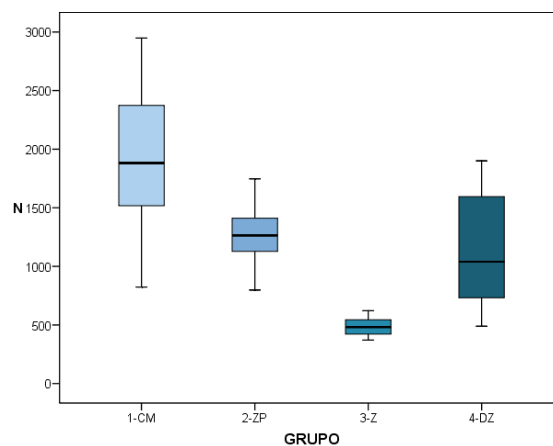
Se advierte claramente que los discos ceramo-metálicos (grupo CM) exhibieron una resistencia bastante superior a los de circona-porcelana (grupo ZP) y de circona cementada sobre dentina (grupo DZ). El grupo de la circona monolítica (grupo Z) destaca por su escaso nivel medio de resistencia.

Así, la fuerza media fue $1.934,6 \pm 568,9$ N en el grupo CM; $1.268,7 \pm 220,5$ N en el grupo ZP; $1.119,2 \pm 458$ N en el grupo DZ y $483,3 \pm 77$ N en el grupo Z.

Así mismo, completamos el análisis mediante la estimación del intervalo de confianza al 95%, resultado de multiplicar por un coeficiente (en nuestro caso entre 1,96 y 2,03) el cociente entre la desviación estándar y la raíz cuadrada de n . Se trata del rango de valores entre los que se espera con alta confianza que se encuentre la verdadera resistencia media de este tipo de modelos, asumiendo que nuestros datos provienen de una muestra representativa de dicha población. Para el primer grupo

(CM), por ejemplo, este intervalo fue de 1.668,4–2.200,9 N. También para este grupo, puede leerse que la mediana (valor de la variable de posición central en un conjunto de datos ordenados) es 1.882,2 N, es decir, la mitad de las piezas utilizadas en el ensayo resistieron más de ese nivel de fuerza.

El siguiente gráfico representa éste y otros datos estadísticos de la distribución (Gráfica 13):



Gráfica 13: representación en gráfico box plot de la fuerza en N resistida por los cuatro grupos.

La caja concentra el 50% de los casos, siendo la mediana la línea horizontal que la divide. Los bordes superior e inferior de la caja se corresponden con el 1^{er} y 3^{er} cuartil, por debajo de los cuales está el 25% y 75%, respectivamente, de la muestra. Los “bigotes” se extienden hasta los valores en un rango aceptable, por encima de los cuales estarían, de existir, los atípicos (circulados) y los extremos (estrellados).

Por ejemplo, el 50% de las unidades ceramo-metálicas resistieron entre 1.500 y 2.400 N aproximadamente (límites inferior y superior) de la caja.

Dado que la muestra está constituida por 20 unidades en cada grupo, se verificó la hipótesis de normalidad y homogeneidad de varianzas, para una aplicación fiable del posterior modelo ANOVA.

- El test de Shapiro confirmó que en todos los grupos hay ajuste suficiente a la normal ($p > 0,05$); es decir, se confirma que la hipótesis nula formulada (todos los grupos presentan normalidad) se cumple con $p > 0,05$.
- El test de Levene concluyó que existía heterogeneidad de las varianzas ($p < 0,001$); es decir, independientemente del nivel medio de resistencia de cada grupo, la variabilidad de fuerzas detectadas entre las piezas individuales fue bien diferente según grupos. En este caso, la hipótesis nula planteada (no existe diferencia de varianzas) es desechada con $p < 0,001$, lo cual quiere decir que las varianzas no son homogéneas.

Es evidente, a la vista de la gráfica 13, que en los grupos 1 y 4 hubo una mayor dispersión de valores que en los grupos 2 y 3. Se decidió, pues, una transformación tipo Box-Cox de la variable fuerza (N) para su análisis estadístico. La transformación óptima solo corrigió el problema para los tres primeros grupos, mientras que el grupo DZ siguió exhibiendo una variabilidad distinta al resto. Se propuso, pues, la estimación del modelo ANOVA para los primeros grupos CM, ZP y Z.

La conclusión de dicho modelo es que existían diferencias significativas en las medias de los tres primeros grupos ($F=223,6$; $p < 0,001$).

Las pruebas de Bonferroni concluyeron que, entre cualquier par de grupos, las diferencias fueron estadísticamente significativas ($p < 0,001$).

Por tanto, las muestras CM resistían significativamente más que las ZP y éstas, a su vez, más que las Z.

Comparación entre los grupos Z y DZ

Se contrastó la hipótesis de igualdad de fuerza en N en los grupos 3 y 4 mediante test de Mann-Whitney (la heterogeneidad de las varianzas justificó la aplicación para cada pareja de grupos de esta prueba de tipo no paramétrico). Con

este test, se contrasta la hipótesis nula de igualdad de fuerzas entre cada pareja, al comparar los órdenes medios de los resultados ordenados de menor a mayor.

Como el material es el mismo, lo que se está midiendo realmente es el efecto de la base sobre la que se embebe el disco, es decir, la escayola.

El resultado fue, también, estadísticamente significativo ($p < 0,001$, MW). La distribución de valores de fuerza del grupo DZ fue significativamente superior a la del grupo Z. Así, la hipótesis nula (la fuerza resistida por los grupos Z y DZ es la misma) fue rechazada.

Comparación grupos CM-DZ y ZP-DZ

Se trata de la comparación más heterogénea posible, pues no solo cambia el tipo de material en cada par, sino también la configuración de la base.

La distribución de fuerzas del grupo CM fue significativamente superior a la del DZ ($p < 0,001$, MW).

Sin embargo, no hubo suficiente evidencia estadística para decir que ZP y DZ exhibían distribuciones de resistencia significativamente distintas ($p = 0,174$, MW).

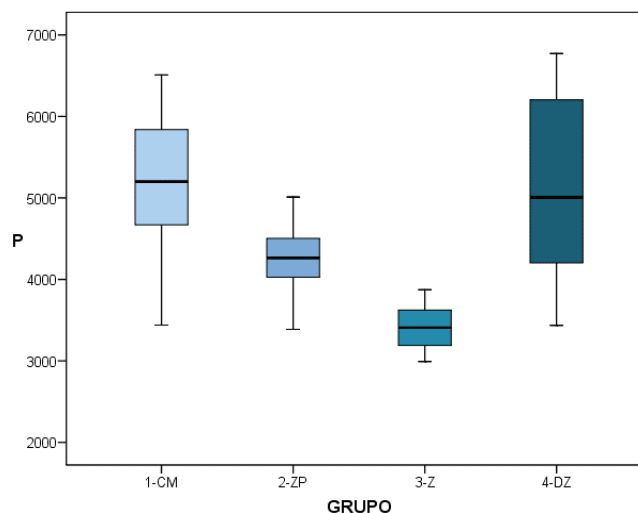
Al transformar mediante el citado modelo Hertziano, la fuerza (**N**) en presión (**MPa**), se realizó de nuevo todo el análisis estadístico para los nuevos datos (Tabla 12).

	GRUPO				
	Total	1-CM	2-ZP	3-Z	4-DZ
N	80	20	20	20	20
Media	4491,6	5216,6	4254,2	3404,6	5090,8
Desviación típica	1007,4	787,9	375,9	272,0	1072,1
IC 95%	4267,4 - 4715,7	4847,9 - 5585,4	4078,2 - 4430,1	3277,3 - 3531,9	4589,1 - 5592,6
Mínimo	2991,7	3439,1	3386,6	2991,7	3436,5
Máximo	6772,2	6509,4	5010,6	3872,7	6772,2
Mediana	4406,3	5200,0	4262,7	3408,3	5005,6

Tabla 12- presión (MPa) según grupo.

La tabla 12, resultado de la aplicación del modelo Hertziano para hallar las presiones soportadas, muestra valores medios relativamente similares entre grupos 1 y 4, por encima de los de los grupos 2 y 3.

El siguiente gráfico representa éste y otros datos estadísticos de la distribución (Gráfica 14):



Gráfica 14: representación en gráfico box plot de la presión en MPa resistida por los cuatro grupos.

El test de Shapiro-Wilk confirmó el ajuste a patrón normal de la fuerza ($p > 0,25$) pero el de Levene rechazó la igualdad de varianzas ($p < 0,001$). La solución analítica consistió en trabajar con una transformación Box-Cox de la respuesta presión, con la que se consiguió el cumplimiento de las hipótesis teóricas, es decir, igualar las varianzas, pudiendo entonces aplicar el modelo ANOVA.

Dicho modelo concluyó que existían diferencias significativas en las medias de presión de los cuatro grupos ($F=44,0$; $p < 0,001$).

Para ver entre qué grupos se dan las diferencias, se realizaron pruebas de Bonferroni, obteniéndose los siguientes resultados (Tabla 13):

	CM	ZP	Z	DZ
Grupo 1-CM				
Grupo 2-ZP	0,004**			
Grupo 3-Z	<0,001***	<0,001***		
Grupo 4-DZ	1,000	0,072	<0,001***	

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

Tabla 13: comparación entre cada dos grupos tras el test de Bonferroni.

- el grupo CM y el grupo DZ exhibieron medias de presión similares ($p=1,000$).
- entre los grupos CM-ZP, CM-Z, ZP-Z y DZ-Z existieron diferencias significativas en los valores de medias de presión ($p < 0,05$).
- no hubo suficiente evidencia estadística (se situó al límite) para rechazar la igualdad de presión media entre los grupos ZP y DZ ($p=0,072$), es decir, entre estos dos grupos, se sugiere, al menos, una igualdad con una fuerte tendencia ($p=0,072$).
- en resumen, la presión media en el grupo CM fue superior a ZP y a Z. A su vez, en ZP fue superior a Z y, por último, en DZ superior a Z. Este último efecto equivale a afirmar que la base sobre la que asienta la estructura de circona fue

un claro determinante de la presión soportada por las muestras de estos dos grupos (Z y DZ).

5.3 RESULTADOS DEL ESTUDIO A MICROSCOPIA ÓPTICA DE LAS MUESTRAS ENSAYADAS.

Una vez realizado el ensayo de carga, procedimos a analizar, mediante microscopía óptica a 10 aumentos, el patrón de fractura de las distintas muestras. Los resultados se pueden catalogar dentro de una de las siguientes categorías:

- Ind: tan solo se aprecia indentación puntiforme en el centro del disco.
- Radial: desde la indentación central, se observa un patrón de fisuras radiales hacia el exterior de la muestra.
- H: hundimiento del disco en el seno de la escayola.
- Estallido: desprendimiento de fragmentos del disco o de la totalidad del mismo; cuatro son las subcategorías en las que podemos clasificar los estallidos:
 - estallido-m: se observa el metal, después de desprenderse la porcelana que lo recubre (solo en el grupo CM)
 - estallido-e: se observa la escayola que hay debajo del disco, al haberse desprendido tanto la circona como la porcelana fracturada (solo en ZP)
 - estallido p: estalla la porcelana de recubrimiento, dejando ver la circona subyacente intacta (solo en ZP)
 - estallido p+c: se fracturan la porcelana y la circona que hay debajo pero no se desprende ésta (solo en ZP)

En las siguientes imágenes (figs. 40 a 45), se evidencian alguno de estos patrones:

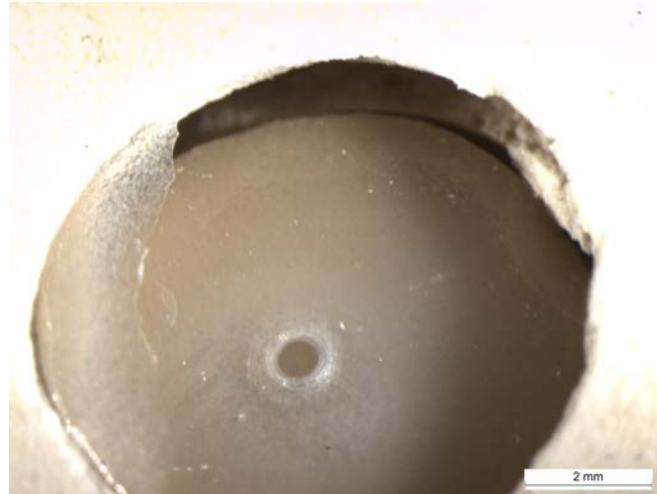


Fig. 40: imagen de la muestra CM11, con indentación y hundimiento del disco en el seno de la escayola. No se aprecian fisuras radiales de la porcelana ni desprendimiento de ningún fragmento.

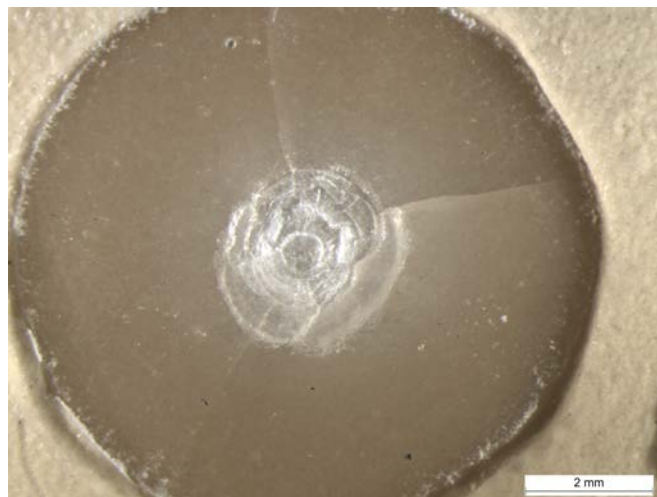


Fig. 41: imagen de la muestra CM02, con indentación y fisuras radiales hacia la periferia.

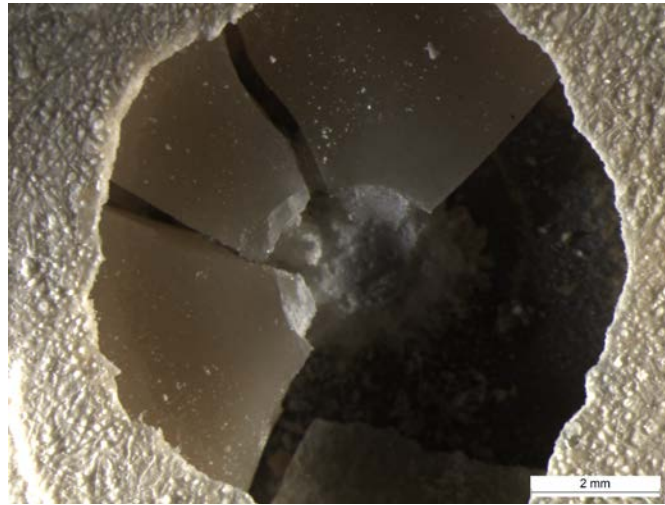


Fig. 42: imagen de la muestra CM08, con fractura y desprendimiento de fragmentos de la porcelana de recubrimiento, dejando ver el metal subyacente; todo el disco presenta, además, hundimiento respecto a la escayola.

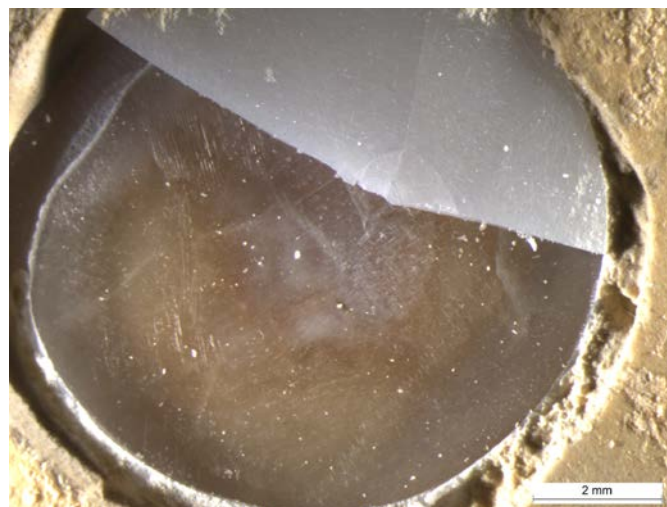


Fig. 43: imagen de la muestra DZ14, con fractura y desprendimiento de fragmentos de la circona, dejando ver la dentina del diente sobre el que la muestra se había cementado.

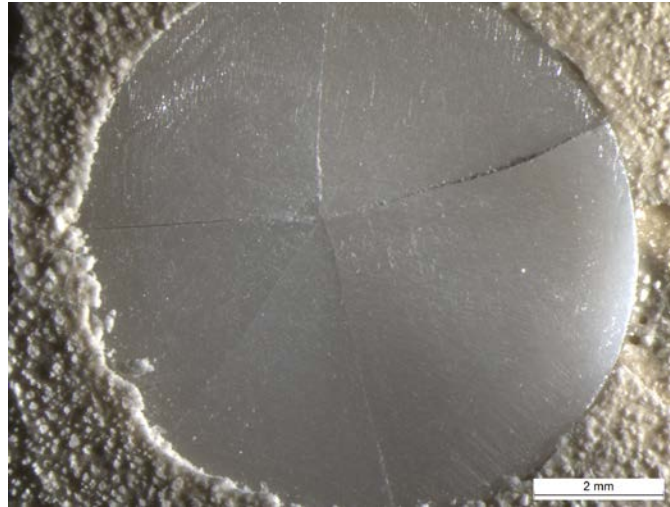


Fig. 44: imagen de la muestra Z02, con indentación y fisuras radiales hacia la periferia de la circona.



Fig. 45: imagen de la muestra Z10, con indentación del puntero en la escayola por desprendimiento de toda la circona.

En la siguiente tabla (Tabla 14), se refieren los distintos tipos de resultados observados.

	CM	ZP	Z	DZ
01	Ind	Estallido-e	Estallido	Estallido
02	Radial	Estallido p+c	Radial	Radial
03	Radial	Estallido p+c	Estallido	Estallido
04	Radial	Estallido p+c	Estallido	Estallido
05	Ind + H	Estallido p+c	Estallido	Estallido
06	Radial	Estallido p+c	Estallido	Estallido
07	Estallido-m	Radial	Estallido	Estallido
08	Estallido-m + H	Estallido p+c	Estallido	Estallido
09	Estallido-m + H	Estallido-e	Estallido	Estallido
10	Estallido-m + H	Estallido p	Estallido	Radial
11	Ind / H	Estallido p+c	Estallido	Radial
12	Estallido-m + H	Estallido p+c	Radial	Estallido
13	Radial	Estallido p+c	Radial	Radial
14	Radial	Radial	Estallido	Estallido
15	Radial	Estallido-e	Estallido	Radial
16	Radial	Estallido p+c	Estallido	Estallido
17	Radial	Radial	Estallido	Estallido
18	Ind	Estallido p+c	Estallido	Estallido
19	Radial	Estallido p+c	Estallido	Estallido
20	Radial	Estallido-e	Estallido	Estallido

Tabla 14: tipo de fractura después de la observación con microscopía óptica (10X) de las muestras ensayadas.

Los porcentajes de los distintos patrones observados fueron los siguientes (Tabla 15):

	CM	ZP	Z	DZ
indentación	20	0	0	0
radial	55	15	15	25
estallido	25	85	85	75

Tabla 15: porcentajes de los tipos de fractura observados con microscopía óptica; en cada grupo, se ha señalado en rojo y negrita el tipo de fractura más frecuente.

En este momento, conviene recordar que, tal y como reflejamos en el capítulo de Material y Método, la detención del ensayo la realizó el experimentador cuando, auditiva o visualmente en la gráfica, detectó la fractura de la muestra; esto fue así incluso en los casos de hundimiento del disco, que solo aparecen en el grupo CM. Mostramos en las siguientes gráficas (Figs. 46 y 47) las curvas T/D de especímenes con hundimiento o sin alteración donde se aprecia el momento de la fractura.

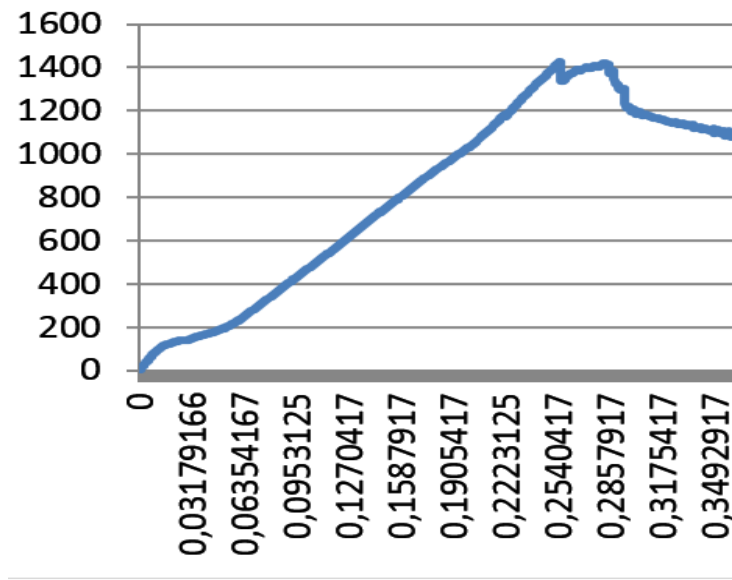


Fig. 46: gráfica T/D de la muestra CM05, que presentó en la observación microscópica Ind+H.

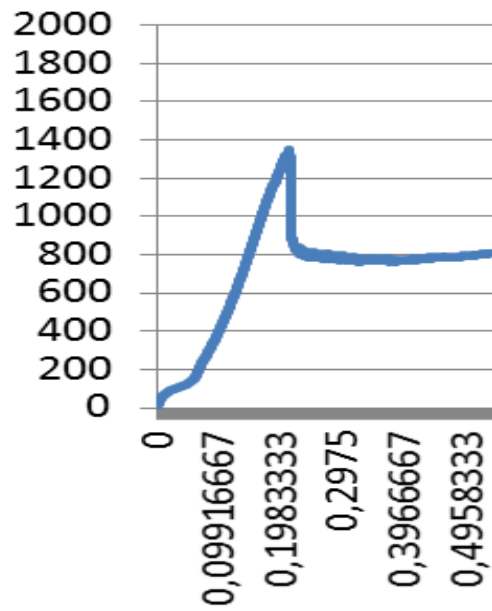


Fig. 47: gráfica T/D de la muestra CM11, que presentó en la observación microscópica Ind+H.

6. DISCUSIÓN

La planificación de nuestro estudio se realizó siguiendo tres fases:

- elección de los materiales con los que se fabricaron las muestras (en nuestro caso metal o circona, recubiertos de porcelana, y circona monolítica) y confección del soporte para el ensayo de carga (Fig. 48):

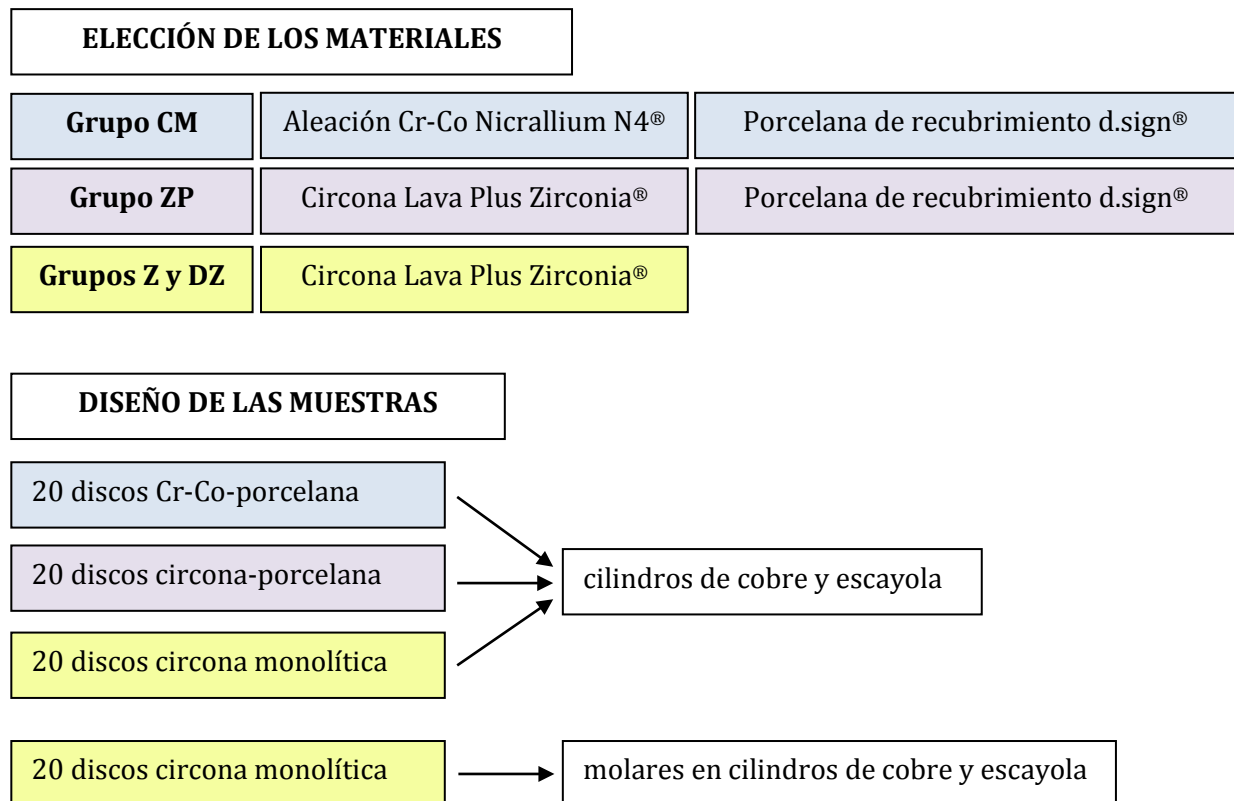


Fig. 48: diseño del ensayo en cuanto a la elección del material de cada grupo y la confección del soporte para el ensayo de carga.

- diseño del método para realizar la carga estática de las mismas (en este apartado, elegimos tanto el modo en el que ensayaríamos como el número, tamaño y forma de los discos).
- por último, observación por microscopía de los especímenes fracturados.

Una vez concluida la experimentación, los resultados obtenidos fueron analizados estadísticamente y discutidos, basándonos en la literatura científica disponible. Dicha discusión fue llevada a cabo, también, con el mismo orden secuencial que tuvo lugar el desarrollo de la presente memoria; esto es, en primer

lugar, fue discutido el capítulo de material (discusión de la elección de la circona como elemento del estudio) y método (discusión del tipo de ensayo realizado y de las variables con las que fue llevado a cabo); seguidamente, discutimos los resultados propiamente dichos y los comparamos con los de otros trabajos similares; y, en tercer lugar, analizamos los resultados de la observación con microscopía óptica de las fracturas aparecidas en las muestras. Por último, intentamos extraer alguna consideración final, principalmente de índole práctico, que pueda ayudarnos a mejorar nuestra práctica clínica diaria.

6.1 Discusión sobre la elección del óxido de circonio estabilizado con óxido de itrio como material de este estudio

Las cerámicas basadas en el óxido de silicio o feldespáticas son una excelente elección cuando queremos confeccionar restauraciones de prótesis fija libres de metal, en especial si el objetivo es lograr excelentes resultados estéticos (variable que depende sobre todo de la translucidez de la misma) (**MORIG, 1996; HEFFERNAN, 2009**) y de biocompatibilidad (**RAFFAELLI, 2008**). Si dichas porcelanas contienen disilicato de litio (restauraciones feldespáticas de alta resistencia), a estas propiedades podemos sumar, además, una resistencia mecánica adecuada para zonas anteriores, gracias al efecto adhesivo que el cemento de resina proporciona entre la cerámica y la dentina o el esmalte (**MAGNE, 2004; ROMÁN-RODRÍGUEZ, 2006**).

Sin embargo, la necesidad de encontrar un material que permitiera aunar una estética elevada incluso en situaciones de muñones teñidos (**SUÁREZ, 2000; DUMFAHRT, 2002**), excelentes características biológicas (**RIMONDINI, 2002; CRA NEWSLETTER, 2004; SCARANO, 2004; DEGIDI, 2006**) y unas propiedades mecánicas suficientes para los sectores posteriores condujo, a finales de los años 80 del siglo pasado, a la aparición de las primeras restauraciones basadas en el óxido de aluminio y, 10 años después, a las basadas en el óxido de circonio.

Hablar de éxito en cualquier tipo de restauración es un objetivo difícil. Para poder unificar criterios en cuanto al éxito de las restauraciones bilaminares, sean de metal-cerámica, sean de zircona-porcelana, Heintze propuso, en 2010, una clasificación según el grado de alteración de la superficie de la pieza y, basándose en éste, el tipo de tratamiento requerido (**HEINTZE, 2010**). Así, el grado más leve o grado I sería el que solo precisa de un pulido de la superficie de la cerámica delaminada. En el grado II se necesitaría una reparación y en el III, que conlleva una delaminación severa de la porcelana de recubrimiento, con o sin exposición de la cofia de metal o zircona subyacente, el reemplazo de la prótesis.

Para Anusavice (**ANUSAVICE, 2012**), “el éxito debe ser definido como la supervivencia de un modo intacto de una prótesis con aceptable calidad en superficie, contorno anatómico y función, y, en los casos en que sea aplicable, con una estética aceptable”. Para este autor, se necesita una “escala cuantitativa para medir la resistencia clínica a la fractura”. En la clasificación que él propone, se atiende tanto al término supervivencia (porcentaje de prótesis fija que sigue estando en boca, con o sin modificaciones, al menos 5 años después de haber sido colocada) como al de éxito (solo son consideradas como prótesis con éxito aquellas en las que no ha ocurrido ningún percance o éste ha sido muy leve; es decir, se restan de las prótesis que sobreviven aquellas que tienen una alteración de grado II o III en la escala de *chippings* de Heintze de 2010 detallada con anterioridad; si quisiéramos expresarlo mediante una fórmula matemática, $E = S - A$, siendo E=éxito, S=supervivencia y A=alteración grado II o III). Así, se obtienen 4 grados de comportamiento de las restauraciones en su seguimiento a 5 años:

- Comportamiento superior: supervivencia de todas las prótesis fijas del 100% y éxito del 95 al 100%.
- Comportamiento excelente: cifras del 95-100% de supervivencia y 90-95% de éxito.
- Comportamiento bueno: supervivencia del 90-95% y éxito del 90-95%.
- Comportamiento pobre: menos del 90% de las prótesis sobreviven y el éxito de las mismas es menor del 90%.

En este sentido, en nuestra Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión de la Facultad de Medicina y Odontología de Valencia, y tras diversos estudios iniciales realizados sobre cerámicas de alúmina (**ROMÁN-RODRÍGUEZ, 2006; ROMÁN-RODRÍGUEZ, 2010c**), hemos dedicado casi íntegramente nuestros ensayos al otro gran grupo de porcelanas de óxidos, las circonas, material con un futuro más prometedor, o según lo referido previamente, con unas mayores posibilidades de éxito que aquellas, si atendemos a su mayor resistencia mecánica (**SOLÁ, 2006; ROMÁN-RODRÍGUEZ, 2010a; AGUSTÍN-PANADERO, 2011a; AGUSTÍN-**

PANADERO, 2011b; AGUSTÍN-PANADERO, 2012a; AGUSTÍN-PANADERO, 2012b; ROMÁN-RODRÍGUEZ, 2013; AGUSTÍN-PANADERO, 2014).

Animados por las casas comerciales involucradas en su producción y comercialización, los odonto-estomatólogos estamos siendo, no obstante, “empujados” a un uso preferencial del óxido de circonio, solo o en combinación con la porcelana de recubrimiento, como material ideal en la realización de coronas y puentes **(ANUSAVICE, 2012)**. Así, en un estudio realizado en Estados Unidos de América sobre las preferencias de utilización de materiales entre los dentistas de ese país en 2010, se obtiene que el 50% de las restauraciones de prótesis fija realizadas durante ese año, lo fueron en materiales estéticos (cerámica de silicatos o de óxidos), siendo el otro 50% las hechas de un modo más tradicional, con metal-porcelana. Resulta curioso que, preguntados los mismos encuestados de este estudio sobre sus preferencias o expectativas de uso para años sucesivos, refieran una disminución en la intención de utilización de las restauraciones ceramometálicas y un aumento de las de disilicato de litio y de zircona, y muy especialmente las de zircona monolítica **(CHRISTENSEN, 2011)**.

Como ya hemos mencionado en el capítulo de revisión bibliográfica, el denominado “acero blanco” **(GARVIE, 1975)** presenta, no obstante, ciertos aspectos indeseables, sobre todo de desprendimiento de la porcelana de recubrimiento (delaminación o *chipping*) **(TINSCHERT, 2008; WOLFART, 2009b; REKOW, 2011; MOCHALES, 2011; SUN, 2012)** y de disminución de su resistencia con el tiempo (envejecimiento) **(DEVILLE, 2005; KELLY, 2008; CHEVALIER, 2009a)**, que justifican, cuando menos, tanto la realización de mayores estudios (ensayos *in vitro* y trabajos sobre todo clínicos longitudinales a largo plazo) como un uso algo más prudente, mientras tanto, de este material **(TINSCHERT, 2008; WOLFART, 2009b; VAGKOPOULOU, 2009; CHRISTENSEN, 2009; REKOW, 2011; MOCHALES, 2011; SUN, 2012)**.

Con este fin, y para realizar el presente estudio, hemos seleccionado la zircona como material en todos los grupos ensayados menos uno (en el grupo 1 de

metal-cerámica o grupo control). Dentro de las múltiples opciones de óxidos de circonio, los estabilizados con itrio parecen proporcionar, a día de hoy, las mejores propiedades mecánicas a nuestras restauraciones. Como concluye Sundh (**SUNDH, 2006**), las circonas estabilizadas con magnesio (Denzir-Mg®), aunque de muy buenas propiedades térmicas (muy alto coeficiente de expansión térmica y baja conductividad), lo cual las hace especialmente indicadas para su uso en automoción, son inferiores en cuanto a niveles de resistencia ante la carga vertical de su cerámica de recubrimiento. Dentro, pues, de las circonas estabilizadas con óxido de itrio existentes en el mercado, decidimos seleccionar una, la circona Lava Plus Zirconia®, fabricada por una de las casas comerciales de referencia en Odontología, 3M ESPE. Desde su aparición, este material (denominado policristal de circona tetragonal estabilizado con itrio o Y-TZP) ha sido escogido también por multitud de estudios científicos, y numerosos autores lo consideran apto para su uso en odontología restauradora (**SUTTOR, 2001; SORENSEN, 2003; RAIGRODSKI, 2003; SAILER, 2006**).

Así mismo, decidimos incluir en nuestro estudio las dos versiones con las que, con mayor frecuencia, se suelen confeccionar las restauraciones basadas en la circona: recubierta por porcelana de recubrimiento, o bilaminar, y circona monolítica. Esto es así debido a que ninguna de ellas queda libre de, al menos, una de las dos principales desventajas que presentan estos materiales: el delaminado o *chipping* de la cerámica de recubrimiento (exclusiva, obviamente, de aquellas restauraciones de circona-porcelana) (**WITTNEBEN, 2009; SAILER, 2009**) y la degradación a baja temperatura o envejecimiento o *aging* de la circona en ambientes húmedos y temperatura ambiente (propio de los dos tipos, pero en especial de la monolítica):

6.1.1 La delaminación o *chipping*, primero y más frecuente de los dos inconvenientes citados, puede definirse como la pérdida de una capa o fragmento del material, normalmente cerámico, que recubre una estructura de metal, circona o porcelana.

Aunque según Heintze (**HEINTZE, 2010**) y Sax (**SAX, 2011**), dos tercios de los *chipping* son calificados como menores, es un problema de suficiente importancia

en el campo de la odontología restauradora (**WITTNEBEN, 2009; SAILER, 2009**) como para que nuestro grupo de investigación de la Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión de la Facultad de Medicina y Odontología de Valencia haya realizado continuados trabajos, plasmados en numerosos artículos (**AGUSTÍN-PANADERO, 2011a; AGUSTÍN-PANADERO, 2011b; AGUSTÍN-PANADERO, 2012b; ROMÁN-RODRÍGUEZ, 2013; FARGA, 2013; AGUSTÍN-PANADERO, 2014**), con el fin de estudiar mejor las características de la circona como material de estructuras en prótesis fija.

6.1.2 La degradación a baja temperatura (LTD en sus siglas anglosajonas) es el otro gran problema que presentan las circonas para su uso como material biomédico.

Como ya explicamos en el capítulo de Revisión Bibliográfica, la LTD, también conocida como envejecimiento o *aging*, se podría definir como “la transformación de fase tetragonal a monoclínica de la circona ocurrida de modo espontáneo en ambiente húmedo y baja temperatura (temperatura ambiente hasta 400°C, rango suficientemente bajo para que sea importante para los dentistas), cuando no está desencadenada necesariamente por el estrés local que supone la punta de una fisura que progresa” (**CHEVALIER, 2009a; LUGHI, 2010**). El resultado es una pérdida de las moléculas más superficiales del material, lo que produce aumento en la rugosidad (y con ello aumento de la capacidad de desgaste de la estructura antagonista) (**BASU, 2000; ARDLIN, 2002; BASU, 2004; DENRY, 2010; JUNG, 2010; PREIS, 2011; GEIS-GEISTORFER, 2011; KONTOS, 2011; ROSENTRITT, 2012; BEUER, 2012; JANYAVULA, 2013; RINKE, 2013; SRIPETCHDANOND, 2014**) y disminución en la dureza, resistencia y densidad del mismo (**PICONI, 1999; ZHANG, 2004a**). Otro problema añadido es el hecho de que, cuando una circona ha sufrido LTD y se ha transformado a su fase monoclínica, ya no puede desarrollar de nuevo endurecimiento por transformación (recordemos que este efecto beneficioso de la circona se llama también transformación t-m, quedando claro que no puede ocurrir sin fase tetragonal),

igual que “cuando una cerilla se ha quemado, ya no puede ser encendida de nuevo” **(LUGHI, 2010)**.

La paradoja reside en que la LTD, fenómeno perjudicial para las características mecánicas de la circona, tiene todas las características del beneficioso endurecimiento por transformación, clave para su uso en Odontología. Todo estímulo que favorece la aparición de endurecimiento por transformación, y, por tanto, el cierre de grietas por expansión volumétrica de la circona al pasar de tetragonal a monoclinica **(GARVIE, 1975; HEUER, 1987; HANNINK, 2000)**, aumenta también la posibilidad de LTD. Sin embargo, y a diferencia de aquel efecto positivo, éste no siempre tiene una grieta como estímulo **(LAWSON, 1995)**. De hecho, la realización de procedimientos que generen tensiones, tales como el fresado en su superficie externa o el arenado en la interna, pueden también desencadenarlo **(DEVILLE, 2006; DENRY, 2008)**. En un trabajo de Kim y colaboradores, se provoca la aparición de LTD mediante fresado con fresas de diamante, ya sea de grano supergrueso (180 µm o anillo negro), grueso (150 µm o anillo azul) o fino (25 µm o anillo amarillo) o mediante arenado con partículas de alúmina de 50 µm con una presión de 0,5 bares durante 5 segundos y una distancia de 1 cm **(KIM, 2010)**. Otra forma de desencadenar el envejecimiento de una estructura de circona, con o sin recubrimiento de porcelana, es sometiéndola a un proceso de vapor y presión en un autoclave:

- Para Chevalier, 1 hora de autoclave a 122°C con 2 bares de presión tiene el mismo efecto sobre este material que 1 año de permanencia en la boca de un paciente. **(CHEVALIER, 1999)**.

- En el estudio de Masonis, existe aparición de fase monoclinica en porcentajes de hasta el 4,4% en circonas totalmente tetragonales después de 5 horas de esterilización en autoclave a 134°C **(MASONIS, 2004)**.

- Deville refiere envejecimiento en la circona correspondientes a 1 año *in vivo* después de 20 minutos de autoclave a 140°C y 3 bares de presión **(DEVILLE, 2006)**.

- Cifras similares de envejecimiento *in vitro* e *in vivo* son propuestas por Kosmac al afirmar que discos de circona 3Y-TZP colocados en una prótesis y llevados en boca

durante 1 año tienen el mismo aumento en el porcentaje de fase monoclinica que la zircona envejecida artificialmente 6 horas en autoclave a 134°C (**KOSMAC, 2010**).

Aunque el envejecimiento desencadenado por esterilización en autoclave pueda ser importante en áreas de las ciencias biomédicas como la Ortopedia, en Odontología lo es más la degradación que sufren las zirconas por un proceso continuado de termofatiga como puede ser el simulado en las máquinas de termociclado, en las que se somete a los materiales a un cambio de temperatura, normalmente entre 5 y 55°C, en un ambiente húmedo facilitado por un baño de agua destilada. Así, se refieren alteraciones en la zircona equivalentes a tres años de ciclado térmico *in vivo* en la boca después de un termociclado artificial de 30.000 ciclos (**GALE, 1999**). Es probable que la zircona dental, usada durante más de una década, no haya tenido incidentes catastróficos de las estructuras (como los ocurridos en el inicio de este siglo con las prótesis de caderas) debido a que, a diferencia de cuando se usa con fines ortopédicos, viene normalmente recubierta por una capa de cerámica que evita su degradación.

Es notorio como, a pesar de la vasta literatura existente alrededor de otros aspectos del óxido de circonio, la mayor parte de los artículos que se dedican a estudiar el fenómeno del envejecimiento solo han sido publicados en los últimos años. De hecho, en muchos de ellos, se hace hincapié en la necesidad de utilizar la zircona en boca de un modo más prudente. Así, Chevalier nos habla de que “el uso de la zircona en implantología es muy joven y aún en fase de desarrollo. El *aging* no es un tema suficientemente debatido todavía en este campo” (**CHEVALIER, 2006**). Denry y Kelly (**DENRY, 2008**) señalan que “parece inteligente recordar que algunas formas de zircona son susceptibles al envejecimiento y que las condiciones de procesado juegan un papel crítico en el desarrollo de la degradación a baja temperatura de la zircona”. Más recientemente, Hisbergues concluye que “es de crucial importancia la realización de ensayos clínicos a largo plazo que se refieran a la resistencia al fallo de la zircona dental” (**HISBERGUES, 2009**).

La alteración de las propiedades mecánicas de la zircona a medida que sufren envejecimiento por las condiciones presentes en la cavidad oral, en especial de

temperatura y humedad, puede ser de gran magnitud; Raigrodski realizó un estudio con coronas unitarias con un periodo de observación de tres años y cuantificó el fenómeno del *chipping* en un 15,15% en la porcelana de revestimiento con una supervivencia clínica de las restauraciones de un 100% **(RAIGRODSKI, 2006)**. Sailer, con un intervalo de observación de cinco años, obtuvo una supervivencia clínica del 73,9% y un porcentaje del 15,2% de delaminado en su porcelana de revestimiento **(SAILER, 2007)**. Edelhoff, tras un periodo de observación de tres años y una supervivencia clínica del 100%, apreció un índice de fractura de la porcelana de recubrimiento de un 9,09%, aunque el número de unidades revisadas fue tan solo de 22 **(EDELHOFF, 2008)**. Roediger, en un estudio a cuatro años, obtuvo un índice de delaminado de 13,1% **(ROEDIGER, 2009)**.

Esto ha motivado afirmaciones como la de Chevalier: “en el futuro, el *aging* no será un problema exclusivamente para los fabricantes” **(CHEVALIER, 2009a)**.

Por todo lo dicho anteriormente, creemos necesario estudiar en mayor profundidad las estructuras de circona y tener un mayor conocimiento de sus propiedades.

6.2 Discusión sobre el Método de este estudio

6.2.1 Discusión del ensayo de compresión

Nuestro estudio se realizó mediante carga estática hasta la fractura con una máquina SHIMADZU® modelo AGX 100 KN, que tiene una célula de carga de 5.000 newtons y está conectada a un ordenador PC compatible. La carga se dirigió mediante un vector de fuerza de modo vertical y perpendicular a las muestras con una velocidad de avance de cruceta de 0,5 mm por minuto. Se utilizó para ello una bola de alúmina de 4 mm de diámetro.

Todo el ensayo se llevó a cabo según los requerimientos y métodos especificados en la ISO correspondiente a materiales cerámicos para prótesis y restauraciones cerámicas y metal-cerámica de uso dental (*INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2008a*).

El hecho de utilizar un ensayo de compresión en nuestro trabajo se debe tanto a las recomendaciones de la Clinical Research Associate de 2002 para estudiar la resistencia de distintos materiales cerámicos (*CRA NEWSLETTER, 2002*) como a la revisión bibliográfica realizada en la que se constata que éste es el método propuesto en la mayoría de artículos para estudios en los que el tipo de ensayo, el tamaño, forma y número de muestras, u otros parámetros del sistema son similares a los nuestros (*VEGA DEL BARRIO, 2005; PAPANAGIOTOU, 2006; OKUTAN, 2006; BINDL, 2006; ZAHRAN, 2008; NOTHDURFT, 2011; BEHR, 2011*).

Así como para estudiar la resistencia de la unión entre dos materiales, lo idóneo es recurrir a un ensayo de cizalla (se entiende por cizalla o cizallamiento aquella situación en que los materiales son sometidos a la acción de dos fuerzas opuestas que se aproximan entre sí sobre diferentes rectas paralelas) (*BAN, 1990; VEGA DEL BARRIO, 1996; NEIVA, 1998; LUTHARDT, 1999; THOMPSON, 2000; ISGRO, 2003; DENG, 2003; GUAZZATO, 2004b; AL-DOHAN, 2004*), el análisis de la resistencia a la fractura de coronas y puentes o de estructuras complejas que deban

ser sometidas a carga axial (es decir, no tangencial ni de deslizamiento) debe ser realizado mediante un ensayo puro de compresión o de carga en tres puntos (flexión) **(VEGA DEL BARRIO, 2005)**.

En el campo de la odontología restauradora, se ha publicado mucho sobre los mecanismos de unión entre esmalte o dentina y las resinas compuestas. Para testar nuevos o antiguos adhesivos dentinarios o para comprobar qué efecto tienen los acondicionadores o imprimadores sobre la adhesión, tanto en dentina como en cerámica, suelen utilizarse máquinas de carga y ensayos de cizalla.

En el campo de la prótesis fija, también son muy numerosos los trabajos que analizan la resistencia de distintos materiales mediante ensayos de compresión. Algunos de estos trabajos son los siguientes (tabla 16):

AUTOR Y AÑO	TIPO DE ENSAYO	MÁQUINA DE CARGA
Guazzato 2004a; 2004b	Resistencia a la compresión de estructuras de cerámica feldespática, alumina y circona	Shimadzu® Ag-50 KNE
Guazzato 2004c	Resistencia a la compresión de discos de circona monolítica y bilaminar	Shimadzu® AG-G
White 2005	Resistencia a la flexión en tres puntos de estructuras de circona-porcelana	Instron® 1122 (Instron, Canton, Massachusetts, EE. UU.)
Snyder 2005	Resistencia a la compresión de coronas completas de cerámica	
Papanagiotou 2006	Resistencia a la flexión en tres puntos de la circona Vita In-Ceram YZ blocks® (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania)	Instron® 4202
Okutan 2006	Resistencia a la fractura de coronas de circona después de envejecimiento equivalente a 5 años	Zwick®, modelo Z010/TN2S (Ulm, Alemania)

Akeson 2009	Resistencia ante la carga de coronas de circona estabilizada con itrio o con magnesio	Alwetron® modelo TCT 5/10 (Lorentzon y Wettre, Spända, Suecia)
Shijo 2009	Resistencia a la compresión de porcelanas de recubrimiento sobre cofias de alta resistencia	Shimadzu® AG 5000D
Choi 2009	Unión entre circona, o metal con la porcelana de recubrimiento	Instron® 3345
Ersu 2009	Unión entre dentina y cofias de alúmina o circona según el tratamiento de superficie	Lloyd LRX®
Al-Makramani 2009	Resistencia a la compresión de discos de alúmina	Instron®
Salazar 2010	Resistencia flexural de prismas rectangulares de alúmina y circona antes y después de termociclado	Instron® 4301
Silva 2011	Resistencia a la carga compresiva de diferentes diseños de cofias de circona de restauraciones circona-porcelana	Instron®
Agustín-Panadero 2012a	Resistencia a la compresión de coronas metal-porcelana y circona-porcelana	Instron®

Tabla 16: ensayos de carga similares al empleado por nosotros.

De todos ellos, los trabajos más parecidos al nuestro en cuanto al tipo de ensayo, diseño de las muestras y/o máquina universal de carga con la que se realizó la misma son los de Guazzato (**GUZZATO, 2004c**), Shijo (**SHIJO, 2009**), Al-Makramani (**AL-MAKRAMANI, 2009**), Silva (**SILVA, 2011**) y Agustín-Panadero (**AGUSTÍN-PANADERO, 2012a**).

Además de estos referidos, López-Suárez (**LÓPEZ-SUÁREZ, 2014**) realizó un trabajo de investigación para optar al Grado de Doctor en el que persiguió un doble objetivo:

- en la primera parte de su estudio analizó la resistencia a la flexión biaxial de cuatro tipos de circona monolítica (Lava Zirconia®, Lava Plus®, Vita In-Ceram YZ® y IPS e.max ZirCad®). El ensayo tuvo una metodología muy similar a la nuestra, tanto en el tipo de máquina Shimadzu® de la serie AGX utilizada como en la morfología de las muestras empleada. En posteriores apartados de este capítulo de discusión, esta primera parte será objeto de la comparación de resultados con nuestro trabajo.
- En un segundo momento, estudió la resistencia a la fractura de puentes posteriores de circona monolítica y bilaminar mediante un ensayo por carga en tres puntos. Para ello, utilizó una máquina universal de ensayo electromecánico (ME 405/10; SERVOSIS, S.A., Pinto, España) con un puntero de acero templado. El trabajo no utilizó, en esta segunda parte, la misma metodología que el nuestro, ni el tipo de carga realizada fue de compresión pura: el autor buscaba la fractura de la muestra al incidir en la zona pónico de la estructura de tres piezas, provocando sobre ella una tensión de flexión, que es, al final, la responsable de la propia fractura. Además, en este trabajo, se sometió a los puentes a un proceso de termociclado previo a la carga con el fin de producir su envejecimiento. Es por ello, que la comparación del mismo con el nuestro tiene muchas dificultades.

También en 2014, el grupo de Sun realizó el ensayo más parecido al nuestro que hemos encontrado en la literatura. En él se evaluó la capacidad de resistencia a la carga de cofias de circona monolítica en función del espesor de la misma. Para ello, se valió de una máquina universal de carga Shimadzu® AG-IC, que aplicaba fuerza sobre las muestras mediante un indentador de acero de 6 mm de diámetro (cifra también muy similar a la nuestra de 4 mm, aunque de alúmina) (**SUN, 2014**).

Es por todo ello, que creemos adecuado el diseño del presente estudio. Y lo hacemos de acuerdo con la bibliografía citada, en la que se utilizan similares métodos y materiales que en nuestro ensayo; hemos seguido de un modo especial las recomendaciones de Vega del Barrio **(VEGA DEL BARRIO, 2005)**, que aconseja “la utilización de ensayos de carga estática pura con dirección axial de la misma para analizar la resistencia a la fractura de los materiales que integran las distintas restauraciones utilizadas en Odontología”, sean de morfología simple (como en nuestro caso) o anatómica.

La velocidad de cruceta, o velocidad a la que el puntero con la bola de carga desciende hacia la muestra, es uno de los parámetros que debemos programar en las máquinas de carga universal. No existe una velocidad concreta que se pueda generalizar para todas las máquinas, por lo que suele admitirse un rango que oscila entre 0,1 y 5 mm/min. La norma ISO 6872 establece una velocidad ideal entre 0,5 y 1,5 mm/min **(INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2008a)**. Lo ideal sería que fuera lo más pequeña posible, es decir, que el puntero descendiera tan lento como pudiéramos, con el fin de asegurar que estamos en condiciones estáticas puras. En nuestro ensayo, la velocidad elegida, 0,5 mm por minuto, es de las más pequeñas encontradas en la literatura.

En muchos de estos trabajos consultados, la velocidad de avance de carga elegida es, también, al igual que en nuestro caso, de 0,5 mm por minuto:

En el campo de la Odontología adhesiva y de las resinas de composite son frecuentes los ensayos en los que se utilizan similares parámetros a los escogidos en nuestro estudio **(FRANCO, 2007; TAKAGAKI, 2009; CÖMLEKOGLU, 2009; CELIK, 2010; PRASANSUTTIPORN, 2011; KÜLÜNK, 2011; CEKIC-NAGAS, 2011)**.

Ya en el campo de los materiales cerámicos que aborda nuestro trabajo, la elección de esta velocidad de cruceta de 0,5 mm tuvo otra finalidad, además de las ya expuestas; fue la de poder comparar nuestra metodología con la escogida por otros autores que los realizaron con los mismos parámetros:

- Martínez, con un ensayo de compresión sobre postes y muñones (**MARTÍNEZ-GONZÁLEZ, 2001**).
- Guazzato, en dos estudios relativos a la resistencia a la flexión de varios materiales cerámicos (**GUAZZATO, 2004a; GUAZZATO, 2004b**).
- De nuevo Guazzato (**GUAZZATO, 2004c**), en un ensayo de flexión sobre discos de circona monolítica y bilaminar.
- Snyder (**SNYDER, 2005**), en un estudio de carga estática compresiva sobre la fractura de porcelana.
- Papanagiotou, que investigó la resistencia flexural de la circona en un ensayo de carga de compresión (**PAPANAGIOTOU, 2006**).
- Atsu, para analizar la fuerza de unión entre distintas muestras de circona y composite (**ATSU, 2006**).
- Akesson, para comparar la resistencia de coronas de circona (**AKESSON, 2009**), Shijo, para analizar las propiedades mecánicas de distintas cerámicas de recubrimiento (**SHIJO, 2009**), Choi para estudiar la resistencia de la unión entre cofias y cerámicas de recubrimiento, (**CHOI, 2009**) y Salazar para analizar distintas propiedades mecánicas de In-Ceram Alumina® e In-Ceram Zirconia® (**SALAZAR, 2010**), todos ellos con ensayos de carga compresiva como el nuestro.
- López Mollá, con un ensayo de cizalla para analizar la unión entre circona y la porcelana de recubrimiento (**LÓPEZ-MOLLÁ, 2012**).
- Agustín-Panadero, para estudiar mediante carga axial la resistencia de estructuras anatómicas de circona-porcelana (**AGUSTÍN-PANADERO, 2012a**).
- Perdigão, para analizar con estudio de carga compresiva la influencia del envejecimiento artificial y distintos tratamientos de superficie sobre la unión entre circona y composite (**PERDIGÃO, 2013**).

- Sun, para estudiar la resistencia a la carga de cofias de circona monolítica en función del espesor de la misma (**SUN, 2014**).

En otros estudios, sin embargo, las cifras de velocidad de avance de la cruceta diferían de las que nosotros utilizamos en nuestro ensayo de carga:

- 0,25 mm/min: White, para medir la resistencia flexural del conjunto circona-porcelana mediante un estudio de carga compresiva (**WHITE, 2005**).

- 1 mm/min: Blatz (**BLATZ, 2004**), Ersu (**ERSU, 2009**) o Aboushelib (**ABOUSHELIB, 2007; ABOUSHELIB, 2010**), para analizar la unión entre distintos cementos y adhesivos sobre muestras de circona; o Aboushelib y López-Suárez para estudiar la unión entre la cofia y el revestimiento de distintos sistemas cerámicos (**ABOUSHELIB, 2005; ABOUSHELIB, 2006; LÓPEZ-SUÁREZ, 2014**). También, Al-Makramani (**AL-MAKRAMANI, 2006; AL-MAKRAMANI, 2009**), Tsalouchou (**TSALOUCHOU, 2008**), Silva (**SILVA, 2011**) o López-Suárez (**LÓPEZ-SUÁREZ, 2014**) para comparar la resistencia a la fractura de distintas cofias cerámicas.

- 1,5 mm/min: Liu en 2010 (**LIU, 2010**), para analizar la unión de distintas aleaciones con la cerámica de recubrimiento.

- 2 mm/min: Potiket (**POTIKET, 2004**) u Okutan (**OKUTAN, 2006**), ambos para comparar la resistencia de coronas cerámicas frente a la carga. También, Wolfart, para evaluar la fuerza de unión entre composites y circona (**WOLFART, 2007**) y Shahin, para analizar la retención de coronas de circona (**SHAHIN, 2010**).

Creemos, después de la consulta bibliográfica realizada, que la elección de 0,5 mm/min como velocidad de cruceta en nuestro ensayo es una decisión acertada, ya que nos ha permitido conseguir un doble objetivo: por un lado, consideramos que hemos logrado asegurar que estamos en condiciones estáticas puras; por otro lado, es suficientemente lento el descenso de la cruceta como para permitirnos detener el experimento cuando se aprecian visual, auditiva y gráficamente signos de las primeras fracturas en las muestras. Esto nos facilitó la obtención de numerosos

especímenes con un patrón de fractura apreciable, en lugar de muestras con un fracaso completo del material, con estallido de la porcelana o de la circonita. La elección de velocidades superiores, como las encontradas en distintos artículos, dificulta no solo la aparición de fracturas en fases iniciales, sino también la realización de un ensayo de compresión sin componentes dinámicos.

6.2.2 Discusión del diseño de las muestras

A pesar de que, como veremos a continuación, en muchos estudios se ha preferido ensayar con muestras de morfología anatómica, hemos decidido seleccionar especímenes discoideos con el fin de realizar una primera aproximación, con formas más básicas, a las propiedades de resistencia mecánica del material seleccionado. Con esta elección, sabemos que nuestros especímenes no están muy próximos a la realidad clínica, lo cual hace que nuestro trabajo aporte, lógicamente, conclusiones que pueden alejarnos de la verdadera vulnerabilidad a la fractura de las distintas restauraciones. Algunos autores refieren que en superficies curvas de coronas anatómicas, la resistencia a la fractura es menor que en superficies planas (**ZHANG, 2012**).

Las muestras analizadas en el presente estudio fueron 20 discos de metal-cerámica, 20 de circonita-porcelana y 40 de circonita, todos ellos de 10 mm de diámetro. Los discos de cada grupo (de 20 muestras cada uno) tuvieron el espesor que, en cada uno de ellos, indicaban las casas comerciales:

- en el de metal-porcelana (CM), 0,5 mm para el metal Nicrallium N4[®] y 1 mm para la porcelana d.sign[®]
- en el de circonita-porcelana (ZP), 0,5 mm para la circonita Lava Plus Zirconia[®] y 1 mm para la porcelana d.sign[®]
- en los dos grupos de circonita monolítica (Z sobre escayola y DZ sobre dentina), 0,5 mm para la circonita Lava Plus Zirconia[®].

Los discos fueron diseñados y maquinados por ordenador con un diámetro de 10 mm. Esta medida fue elegida por distintos motivos:

- para que la punta de alúmina no cargara sobre ninguna zona fuera del disco, éste debía medir más de 4 mm, diámetro de la bola de alúmina que realizaría la carga

- con el fin de poder manipular las muestras con facilidad; los discos de menores diámetros podían haber hecho más compleja la localización del centro geométrico del disco, punto donde debía incidir la bola

- el diámetro del disco escogido es suficientemente grande (10 mm) respecto a la punta de la máquina (4 mm) como para que influya un efecto de flexión del disco al recibir la carga (el efecto de flexión sería mucho menor con diámetros de 5 ó 6 mm), factor clave a la hora de realizar la transformación mediante el modelo Hertziano.

Su grosor es el recomendado por la casa comercial (en este caso Bernard Cervos Societè para el metal, 3M ESPE para la circona e Ivoclar Vivadent para la porcelana de recubrimiento) y coincide con la mayoría de firmas que comercializan aleaciones de metales no nobles o circonas de uso odontológico, para su uso tanto como cofia interna en una restauración circona-porcelana como en una estructura de circona monolítica.

Todos los discos fueron tratados de una de las siguientes formas:

- tres grupos se incluyeron en cilindros de cobre rellenos con escayola (grupos CM, ZP y Z)

- el último grupo fue cementado sobre molares humanos extraídos, que habían sido conservados en un ambiente 100% de humedad y a 37°C en una estufa P Selecta modelo 210 hasta el momento de su utilización. Una vez cementados los discos, el complejo disco-molar fue incluido en cilindros de cobre rellenos de escayola (grupo DZ).

El cemento escogido en nuestro estudio fue RelyX Unicem®, el recomendado por la casa comercial 3M ESPE para el cementado de restauraciones de circona Lava Plus Zirconia® (**RelyX™ Unicem 2 Automix Self-Adhesive Resin Cement. Technical data sheet, 3M ESPE, 2010**). En las restauraciones de circona, a diferencia de lo que ocurre con las cerámicas de silicatos, no es posible el grabado ácido con ácido fluorhídrico de la superficie a adherir, por lo que muchos autores se cuestionan

si existe una verdadera adhesión a la circona o es en realidad una unión de tipo micromecánico. (WAN, 2005). Según la casa comercial, el cemento RelyX Unicem® muestra los valores de adhesión máximos sobre la cerámica de óxido de circonio Lava®, después de la exposición a cargas mecánicas y termociclaje alternado y almacenaje en el agua.

La elección de la morfología discoide de las muestras (y no anatómica) se debe a que éste es el primero de una serie de trabajos que intentarán analizar las distintas propiedades de la circona tanto sola como en su unión a porcelanas de recubrimiento. En futuros trabajos, una vez determinada la resistencia de una forma geométrica pura (discos), sometida a carga de un modo axial, nuestra intención, dentro de la Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia, es continuar los análisis de resistencia a la compresión con otras estructuras de morfología más similar a las condiciones presentes en la cavidad oral, así como introducir el termociclado en estudios futuros. Por otra parte, una gran ventaja que presentan este tipo de muestras es que las relaciones analíticas simples que se generan pueden interpretarse desde las cargas en base a las propiedades mecánicas de los materiales empleados (módulos de Poisson y de Young, dureza, resistencia,...), espesor de capas o diámetro de la punta indentadora. Elementos como cargas repetidas, geometrías oclusales complejas y medios acuosos pueden alterar los resultados que son debidos a los materiales. Por ello, en nuestro estudio hemos querido empezar desde la base, paso a paso, dentro de un marco estructural de contacto simple para desarrollar un modelo útil con el que comparar los distintos materiales.

Además de ello, la utilización de muestras con forma de discos está presente en numerosos artículos que analizan la resistencia de la circona, tanto en ensayos de cizalla como de carga o compresión pura:

- Guazzato (GUAZZATO, 2004c) analizó discos de circona monolítica y bilaminar de 1,6 mm de espesor total y 14 mm de diámetro.

- Aboushelib realizó cuatro ensayos para comprobar la unión entre la cofia y el revestimiento de tres sistemas cerámicos **(ABOUSHELIB, 2005; ABOUSHELIB, 2006; ABOUSHELIB, 2007; ABOUSHELIB, 2010)**. Las muestras tuvieron siempre forma de disco: de 14 mm de diámetro y 5 de grosor (la mitad del mismo era para la cofia interna y la otra mitad para la porcelana de recubrimiento) en el de 2005, de 19 x 3 en el segundo, de 11,8 x 3 en el de 2007 y de 19,4 x 3 en el último. En todos ellos se realizó un ensayo de carga estática.

- En el ensayo de Wolfart, se evaluó la fuerza de unión entre dos tipos de composites y discos de circona acondicionados de distintas formas **(WOLFART, 2007)**. Los discos tenían un diámetro de 6,4 mm y un grosor de 3,4 mm.

- En 2009, Ersu realizó un ensayo para estudiar la unión entre 150 discos de 6 mm de diámetro y 4 de grosor de In-Ceram Spinell®, In-Ceram Alumina® e In-Ceram Zirconia® (todos ellos de Vita) y dentina humana. Los discos fueron preparados con distintos tipos de tratamientos y posteriormente cementados a premolares **(ERSU, 2009)**.

- También en 2009, Shijo analizó las propiedades mecánicas de varias cerámicas de recubrimiento comúnmente empleadas para recubrir cofias de alta resistencia. Para el análisis de la resistencia a la compresión, empleó muestras cilíndricas de 5 mm de diámetro y 10 mm de grosor (misma forma geométrica que la empleada por nosotros pero con un notable incremento en el espesor), que fueron situadas dentro de una máquina de carga Shimadzu® **(SHIJO, 2009)**.

- Denry utilizó discos de circona envejecidos de modo artificial. Este ensayo difiere del nuestro tanto en el objetivo del mismo (estudio del porcentaje de las distintas fases cristalinas de circona en los discos después del envejecimiento), la metodología empleada (estudio de difracción de rayos X) como en las dimensiones de los discos, que son notablemente mayores a los de los nuestros (22 mm de diámetro y 1,2 de grosor, más del doble que en nuestro estudio) **(DENRY, 2010)**.

- En repetidos ensayos colorimétricos y de cizalla (**GULER, 2005a; GULER, 2005b**), el grupo de la Universidad de Ondokuz Mayıs, en Samsun, Turquía, utilizó discos de distintos materiales y dimensiones para realizar estudios sobre estabilidad de color en composites (discos de composite de 10 x 2 mm) o en materiales para provisionales (discos de composite de 15 x 2 mm) y sobre resistencia a la fractura de resinas acrílicas para prótesis completas (discos de resina de 15 x 3mm).

En ensayos más parecidos al nuestro, este grupo turco también utilizó especímenes con forma de discos para sus análisis de la resistencia a la fractura: en 2010, Ural evaluó los efectos de diferentes tratamientos de superficie en la resistencia a la fractura por cizalla de distintos cementos de resina unidos a circonita; para ello, empleó 40 discos de 10 x 2 mm embebidos en resina autopolimerizable (**URAL, 2010**). En 2011, el mismo autor dirigió otro estudio en el que se analizó el efecto de diferentes *primers* sobre la unión entre cementos de resina y 40 discos de 10 x 2 mm de circonita (**URAL, 2011**). También en 2011, Külünk evaluó la resistencia a la cizalla de 60 discos de 10 x 2 mm de resina y circonita después de chorrear la superficie de esta última con diferente tamaño y forma de partículas (**KÜLÜNK, 2011**). De nuevo Ural, en 2012, estudió la influencia que el tratamiento con distintas potencias de un láser de CO₂ tenía en la resistencia ante cargas de cizalla sobre la unión entre cementos de resina y discos de circonita de 10 x 2 mm (**URAL, 2012**). Más tarde, en 2013, Külünk realizó el mismo ensayo de cizalla pero con distinto tratamiento de superficie (**KÜLÜNK, 2013**).

- López Mollá, en 2012, utilizó cilindros de circonita de 8 mm de diámetro y 15 de longitud, a los que unió, mediante sinterización en una de sus caras, discos de porcelana de recubrimiento de 2 mm de grosor (**LÓPEZ-MOLLÁ, 2012**). Con ellos, realizó un ensayo de cizalla para estudiar la interfase entre los dos materiales.

- También en 2012, Perdigão investigó el efecto del envejecimiento simulado en autoclave y del termociclado en la degradación de tres tipos de circonita. Para ello, fabricaron 36 discos de 13 mm de diámetro y 1,2 mm de grosor (**PERDIGÃO, 2012**).

- El mismo grupo de autores, en 2013, ensayó con 30 discos de circona de 13 mm de diámetro y 3 de grosor para analizar la influencia del envejecimiento artificial y distintos tratamientos de superficie sobre la unión entre estas muestras y otros 30 discos de composite **(PERDIGÃO, 2013)**.

- También en un estudio de 2013, Anderson recubrió 55 discos de Cr-Ni (de 10 mm de diámetro y 1,5 mm de espesor) con porcelana y los sometió a un estudio para comprobar la unión entre estos dos materiales **(ANDERSON, 2013)**.

- López-Suárez, en la primera parte de su estudio **(LÓPEZ-SUÁREZ, 2014)**, utilizó muestras planoparalelas, parecidas a discos, de dimensiones desconocidas salvo por el espesor de 1,2 mm, para analizar la resistencia de cuatro tipos de circona monolítica (Lava Zirconia®, Lava Plus®, Vita In-Ceram YZ® y IPS e.max ZirCad®).

Aunque, como hemos visto, son frecuentes los estudios que utilizan discos de circona como especímenes de análisis en ensayos de compresión, son también numerosos los artículos que emplean otro tipo de muestras, no siempre más anatómicas que las nuestras:

- En 2004, Blatz utilizó especímenes cuadrados, y no discos, de circona para estudiar su unión a cilindros de composite mediante dos tipos de cementos y dos adhesivos **(BLATZ, 2004)**. Las muestras de circona, diferentes en su forma, tuvieron dimensiones muy similares a las de nuestros discos en cuanto a su base (10 mm de lado en el caso de los cuadrados de Blatz y 10 mm de diámetro en el caso de nuestros discos), pero no en su espesor (0,5 mm en nuestro ensayo y 2 en el de Blatz). En nuestro estudio, también fue diferente el objetivo del mismo: la unión que se analizaba era la existente entre las estructuras subyacentes (metal o circona) y la cerámica de recubrimiento.

- También en 2004, Guazzato estudió la resistencia a la fractura de 20 especímenes hexaédricos de 20 x 4 x 2 mm de circona, lo cual no coincide con nuestras muestras ni en forma, ni en tamaño ni en grosor **(GUAZZATO, 2004b)**.

- En 2006, Atsu utilizó muestras cuadradas de circona de 5 mm de lado y 1,5 de espesor y las unió a cilindros de composite **(ATSU, 2006)**.

- Papanagiotou en 2006 analizó la influencia del envejecimiento sobre la resistencia flexural de distintas barras de circona de dimensiones 25 x 4 x 2 mm **(PAPANAGIOTOU, 2006)**.

- En 2010, Kim y colaboradores emplearon muestras de circona de base cuadrada de 10 mm de lado y grosor de 0,5 mm (muy similares a las nuestras salvo en la morfología de la base, cuadrada y no circular). Su objetivo fue estudiar el efecto que el tratamiento de superficie con fresas de diamante tenía sobre la estabilidad de las distintas fases cristalinas del mencionado material **(KIM, 2010)**.

- En 2012, Flinn utilizó barras de circona de dimensiones 22 x 3 x 0,2 mm para analizar la resistencia a la carga axial después de un proceso de envejecimiento. Es de destacar en este estudio la extrema delgadez de las muestras (0,2 mm) de circona **(FLINN, 2012)**.

- Monaco y colaboradores utilizaron en 2014 un diseño con muestras en forma de prismas de circona de base cuadrada de 7,2 x 9,2 x 9,2 mm con el fin de estudiar la interfase entre circona y cerámica de recubrimiento, en especial la influencia del *liner* y del arenado o silicatizado en la unión entre ambas superficies **(MONACO, 2014)**.

Por último, son numerosos también los autores que han realizado ensayos de compresión como el nuestro utilizando muestras con morfología anatómica, es decir, coronas de circona-porcelana cementadas sobre muñones artificiales o sobre dientes humanos extraídos. En nuestro planteamiento, este diseño corresponderá a fases posteriores del trabajo, una vez que se hayan sentado las bases mecánicas de resistencia y adhesión entre capas con ensayos sobre muestras no anatómicas.

- Así, es clásico el artículo de Marker en 1986 sobre restauraciones ceramometálicas **(MARKER, 1986)**.

- Más recientemente, Bindl en 2006 y Zahran en 2008 estudiaron la resistencia de la porcelana de superficie comparando coronas feldespáticas, de alúmina y de circona (**BINDL, 2006; ZAHRAN, 2008**).

- Okutan (**OKUTAN, 2006**) comparó la resistencia a la fractura y el ajuste marginal de coronas de circona cementadas con cemento de ionómero de vidrio o de resina.

- Shahin en 2010 analizó la retención o resistencia al desalojo de coronas de circona cementadas sobre premolares humanos mediante tres tipos diferentes de cementos y dos tipos de tratamientos distintos (**SHAHIN, 2010**).

- Sundh en 2004 y Mori en 2010 realizaron sendos ensayos con coronas de circona realizadas con un diseño denominado anatómico, es decir, cofias internas de circona con mayores espesores en unas zonas y menores en otras para permitir espesores homogéneos de porcelana, lo cual facilita que se produzcan menos tensiones en esta cerámica de recubrimiento (**SUNDH, 2004; MORI, 2010**). Los resultados que obtuvieron reflejan, de un modo estadísticamente significativo, cifras más altas 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.

- Silva en 2011 analizó cómo distintos diseños de cofias de circona de restauraciones de circona-porcelana afectaban a la resistencia del mismo. Para ello cementó, mediante técnicas adhesivas, 34 coronas de circona sobre muñones de resina. Las muestras se dividieron en dos grupos: uno control, donde los espesores de circona fueron uniformes en toda la preparación (0,5 mm), y otro grupo, llamado grupo modificado, donde realizó aumentos de espesor de 1 mm en interproximal y márgenes situados a 2,5 mm de altura en cervicolingual. Este autor concluyó que la realización de núcleos internos de circona con aumento del espesor del mismo en las zonas interproximales y cervicolingual producía un notable incremento en su resistencia (**SILVA, 2011**).

- En 2012, Agustín-Panadero (**AGUSTÍN-PANADERO, 2012a**), utilizó coronas de circona-porcelana y de Cr-Co recubiertas de cerámica. Ambos tipos de restauraciones fueron cementadas 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. Con estas muestras estudió de un modo muy similar al nuestro las propiedades mecánicas de los distintos materiales.

- En 2014, López-Suárez, en la segunda parte de su estudio, empleó muestras con forma anatómica, pero esta vez se trataba de restauraciones múltiples de tres unidades (premolar-premolar-molar). En el trabajo, la máquina de carga incidía sobre la zona pónico para provocar la fractura y desprendimiento de la cerámica de recubrimiento y/o la fractura de la estructura interna (**LÓPEZ-SUÁREZ, 2014**).

- En 2014, el grupo de Sun, en un ensayo muy parecido al nuestro en el diseño metodológico, utilizó, sin embargo, restauraciones con forma anatómica de molares cementadas sobre muñones de composite (**SUN, 2014**). En él, analizó el comportamiento mecánico de coronas ceramometálicas (realizadas con Cr-Co), disilicato de litio monolítico, circona-porcelana y circona monolítica de diferentes espesores de cofia.

La elección en nuestro trabajo de investigación de muestras con forma discoide responde a la necesidad de conocer distintas propiedades mecánicas de los materiales empleados, en especial de la circona monolítica, para poder compararla a las restauraciones de metal-cerámica y de circona-porcelana; se trataría, en suma, de sentar unas premisas iniciales de resistencia a la carga axial de distintas estructuras basadas en la circona y compararlas con una muestra considerada como control, la ceramo-metálica, y hacerlo de un modo en el que no se involucren demasiadas variables. Al escoger una superficie plana contra la que presiona la unidad de carga, se facilita, además, la interpretación y comparación de resultados. Con la finalidad de obtener medidas en MPa, fruto de la conversión de la fuerza en presión, nos hizo falta la utilización de un modelo Hertziano, que nos aproxima al modo en el que interaccionan dos materiales elásticos. Si hubiéramos utilizado muestras con forma

anat6mica, para poder realizar la conversi6n a unidades de presi6n, no solo hubiera resultado cr6tica la elecci6n del lugar donde la carga tiene lugar sino tambi6n el c6lculo de la superficie sobre la que 6sta ocurre.

Este tipo de ensayos, por otra parte, est6 suficientemente refrendado por la literatura y nos puede permitir extraer conclusiones de utilidad con el fin de llevar a cabo futuros estudios. En ellos podremos, as6, introducir nuevas variables; unas de ellas pueden estar relacionadas con la morfolog6a anat6mica, con diferentes dise1os y espesores de cofia; otras pueden hacer referencia al debilitamiento de las muestras por envejecimiento simulado artificialmente; somos conscientes de que la ausencia de este proceso, que las equipara con las restauraciones cementadas en boca, es otro factor que aleja nuestro ensayo de situaciones reales (**BORGES, 2009**). As6, en el estudio de Dhima (**DHIMA, 2013**), donde las muestras, de morfolog6a plana como las empleadas por nosotros, fueron procesadas en un ambiente h6medo, la resistencia de la circona fue menor que en nuestro trabajo, tanto para cer6micas monol6ticas como multicapas.

6.3 Discusión de los resultados

6.3.1 Discusión sobre la elección de las unidades de medida

Cuando se estudia la resistencia a la carga de materiales para su uso en odontología restauradora mediante un ensayo de carga compresiva como el nuestro se pueden expresar los resultados en N (refiriéndose a la fuerza que el puntero realiza sobre la muestra) o en MPa (aludiendo entonces a la presión que dicha fuerza ejerce por unidad de superficie de la muestra).

En nuestro estudio, la máquina de carga empleada para la realización de los ensayos, una Shimadzu® modelo AGX 100 KN, expresaba los resultados en N, es decir, cuantificaba y representaba la fuerza a medida que se producía el desplazamiento vertical de la bola de alúmina hacia la muestra. A pesar de ello, hemos preferido realizar la conversión de fuerza en N a presión en MPa. Esta transformación la creemos pertinente por distintos motivos:

- La utilización de N o de MPa puede deberse, según la mayoría de autores, a la mayor o menor facilidad que el investigador encuentra para poder medir de un modo exacto el área sobre la que incide el puntero. En líneas generales, se podría decir que, en trabajos como el nuestro, donde la muestra tiene una morfología plana, es más frecuente utilizar unidades de presión **(RAIGRODSKI, 2004; CHAPMAN, 2005; CHOI, 2009; LÓPEZ-SUÁREZ, 2014)**, mientras que en aquellos donde el espécimen ensayado tiene forma anatómica, la geometría de cúspides y fosas dificulta la obtención exacta de la superficie, por lo que suele expresarse los resultados en N **(KELLERHOFF, 2007; TSALOUCHOU, 2008; FAHMY, 2011; LÓPEZ-SUÁREZ, 2014)**. No parece, por tanto, un proceder lógico en nuestra investigación conservar los resultados en N cuando la transformación a MPa, al tratarse de una muestra plana, no representa una tarea demasiado compleja.

- Por otro lado, desde el punto de vista metodológico, parece más coherente utilizar presiones y no fuerzas, ya que con ello tenemos en cuenta la superficie sobre

la que incide la carga, factor importante cuando estamos empleando espesores mínimos de un material (0,5 mm para la circona).

- Desde el punto de vista experimental, los especímenes del grupo DZ, el de circona monolítica cementada sobre dentina, alcanzan, al referirlos en unidades de presión, unos valores de resistencia más parecidos a los de la restauración hasta ahora considerada como ideal, que es la ceramometálica, representada en el grupo CM; en ambos casos, son superiores a los del grupo ZP o de circona bilaminar (ZHANG, 2012; BEUER, 2012; DHIMA, 2013; TAKABA, 2013; ZHANG, 2013; SUN, 2014). Hemos de recalcar que estos resultados fueron obtenidos, como hemos dicho, con los espesores que las casas comerciales nos recomiendan para cada uno de estos dos grupos (0,5 mm para la circona y 1,5 para las ceramo-metálicas y de circona-porcelana).

Este hecho nos permitiría, como odontólogos restauradores, plantearnos la utilización de la circona monolítica en lugar de la circona bilaminar, pudiéndonos así beneficiarnos de diversas ventajas que este tipo de material nos puede ofrecer:

- I. menor espesor de tallado del diente, ya que solo se necesitan valores de 0,5 mm frente a los 1,2-1,5 de la circona-porcelana (RINKE, 2013). Esto supone disminuir en casi un 50% la cantidad de tejido removido, lo cual nos hace ser mucho más conservadores con los tejidos dentales.
- II. la inexistencia de la complicación más frecuente de las restauraciones de circona-porcelana, el *chipping* o delaminación, incidente inexistente en las monolíticas, al no presentar interfase con capas de porcelana. Las fracturas en una restauración ceramometálica o de circona-porcelana son debidas al desprendimiento de la capa más superficial de porcelana. Por otro lado, en cualquier restauración que haya sido realizada en una sola capa y cuyo proceso de fabricación haya sido CAD/CAM y no manual, sea de circona o de disilicato de litio, hay una menor proporción de defectos o imperfecciones, puntos clave para el inicio de la propagación de fracturas. En las interfases entre las cofias de

circona y la porcelana de recubrimiento, se halla el eslabón más débil de nuestra cadena por el que comienza la fractura por delaminación (**MOSHARRAF, 2011**).

III. menor abrasión del antagonista, ya que su menor rugosidad de superficie produce menor desgaste de los dientes de la arcada oponente (**BASU, 2000; ARDLIN, 2002; BASU, 2004; DENRY, 2010; JUNG, 2010; PREIS, 2011; GEIS-GEISTORFER, 2011; KONTOS, 2011; ROSENTRITT, 2012; BEUER, 2012; JANYAVULA, 2013; RINKE, 2013; STAWARCZYK, 2013; SRIPETCHDANOND, 2014**). Para otros autores, sin embargo, el desgaste del antagonista es similar al de la circona con porcelana de recubrimiento (**BEUER, 2009b**). Recientemente, Stober publicó un estudio clínico en el que reflejaba mayores cifras de desgaste después de 6 meses en el esmalte antagonista cuando el oponente era de circona monolítica que cuando era el esmalte de un diente sin reconstrucción (**STOBER, 2014**).

IV. La circona monolítica muestra, según distintos autores, cifras de resistencia más elevadas que las restauraciones de metal-cerámica, circona-porcelana o disilicato de litio monolítico (**TAKABA, 2013; ZHANG, 2013; SUN, 2014**).

Si hubiéramos expresado los resultados únicamente en N, los resultados del grupo DZ hubieran quedado muy por debajo de los del grupo CM, algo no refrendado por la bibliografía consultada.

- Desde el punto de vista estadístico, hemos comprobado que los cuatro grupos son más comparables entre sí cuando utilizamos unidades de presión y no de fuerza; en efecto, al realizar la transformación *boxCox* para ambas, con el fin de conseguir homogeneidad de las varianzas en el análisis de Levene, hemos logrado la perseguida homogeneidad para los cuatro grupos en el análisis de las presiones y no en el de las fuerzas, donde solo se alcanza entre los tres primeros, aquellos donde el disco se incluye en la escayola del cilindro sin estar adheridos a dentina humana, es decir, con el mismo diseño de estudio.

A pesar de que, como hemos explicado, todo ello nos ha motivado a considerar que los resultados deberían tener en cuenta la superficie sobre la que se realiza la carga, la bibliografía consultada, sin embargo, no es unánime a la hora de expresar los resultados en N o en MPa. Así, podemos encontrar resultados referidos tanto en unidades de fuerza como de presión, o incluso en ambos y, al igual que en nuestro estudio, aplicar un modelo más o menos sencillo para la conversión de las unidades:

- En N:
 - Brukl, para analizar la resistencia a la fractura de la cerámica feldespática de recubrimiento de coronas metal-cerámica **(BRUKL, 1987)**.
 - Pröbster, para comparar la fuerza compresiva de dos sistemas de coronas totalmente cerámicas con otro metal-cerámico con cofias de Cr-Ni **(PRÖBSTER, 1992)**.
 - Kellerhoff, para estudiar la resistencia hasta la fractura de dos aleaciones metálicas **(KELLERHOFF, 2007)**.
 - Tsalouchou, para investigar la fatiga y fractura de 50 cofias de cerámica de óxido de circonio recubiertas con porcelana mediante dos técnicas diferentes **(TSALOUCHOU, 2008)**.
 - Silva, para comparar la resistencia a la fractura bajo carga vertical de dos diseños de restauraciones de zircona de morfología anatómica **(SILVA, 2011)**.
 - Dhima, para testar la resistencia de distintos tipos de restauraciones, tanto metal-cerámica como de zircona o de disilicato de litio **(DHIMA, 2013)**.
 - López-Suárez, para analizar la resistencia a la fractura de puentes de tres unidades, tanto de la cerámica de recubrimiento como de la estructura de zircona subyacente **(LÓPEZ-SUÁREZ, 2014)**.
- En MPa:

- Guazzato, para estudiar la resistencia, tenacidad y microestructura de varios materiales cerámicos **(GUAZZATO, 2004a; GUAZZATO, 2004b)**.
- Potiket, para analizar la resistencia a la compresión de 40 incisivos humanos restaurados con coronas de recubrimiento completo ceramometálicas, de alúmina o de circonita **(POTIKET, 2004)**.
- Chapman, para comparar la resistencia a la fractura de coronas de alúmina y circonita **(CHAPMAN, 2005)**.
- Shijo, para investigar el comportamiento de distintas cerámicas de recubrimiento **(SHIJO, 2009)**.
- Venkatachalam, para estudiar la fuerza a la que se iniciaba el fallo en muestras *in vitro* de Oro-Paladio o Cromo-Cobalto recubiertas con porcelana **(VENKATACHALAM, 2009)**.
- Flinn, para comparar la resistencia flexural de distintos tipos de restauraciones de circonita antes y después del envejecimiento a que fueron sometidas **(FLINN, 2012)**.
- López-Suárez **(LÓPEZ-SUÁREZ, 2014)**, para evaluar la resistencia a la flexión biaxial de cuatro circonitas monolíticas con morfología planoparalela.
- En N y en MPa:
 - Choi, para analizar la adhesión entre la porcelana de recubrimiento y la cofia de circonita o metálica de Cr-Ni o de alto contenido en oro. La resistencia fue registrada en N y la resistencia media al cizallamiento fue calculada en MPa; para transformar las unidades, se dividió la carga en N a la que ocurría el fallo por el área de adhesión entre las dos superficies en mm² **(CHOI, 2009)**.
 - Shahin, para comparar la retención de coronas de circonita cementadas mediante tres tipos diferentes de cementos mediante un ensayo de tracción **(SHAHIN, 2010)**. La fuerza en N con que la máquina traccionó para desalojar

las coronas fue convertida en tensión utilizando la superficie de cada preparación; la retención en MPa se calculó dividiendo la fuerza de desalojo de la corona en N entre el área total de la preparación dental en mm².

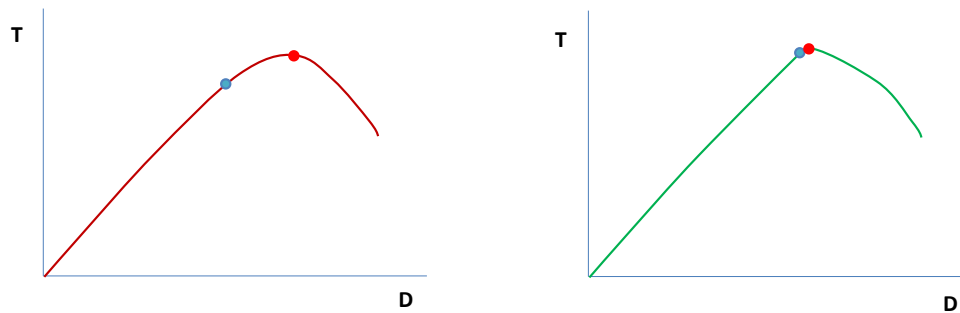
oSun, para estudiar la resistencia de distintos tipos de restauraciones (feldespática, circona monolítica y circona bilaminar) con morfología anatómica al someterlas a un ensayo de carga estática (**SUN, 2014**). Los resultados obtenidos se expresaron en MPa en las tablas, aunque fueron representados en N en los gráficos box plot correspondientes.

Con el fin de conseguir los objetivos que hemos referido con anterioridad, nuestro estudio, al igual que estos tres últimos, se vale de una transformación de unidades de fuerza a presión. No obstante, a la hora de realizarla, estos trabajos utilizan una simple división de los N por los mm² de superficie sobre los que incide la misma. Sin embargo, aunque de modo casi imperceptible, tanto la alúmina del puntero como la porcelana o la circona de los especímenes son materiales elásticos que se deforman cuando interactúan entre sí. Creemos, por tanto, al contrario que estos autores, que es preciso un modelo matemático que incorpore más características de estos materiales, y no solo la superficie de contacto de la muestra; estas variables a incorporar son los coeficientes de Poisson y de Young de bola y disco, o el radio de la zona de contacto entre ambos. El modelo del que nos hemos valido es el modelo Hertziano, una aproximación que puede proporcionarnos un punto de partida ideal para comprender las relaciones de carga entre punteros esféricos (que simulan el contacto con el esmalte de la dentición antagonista) y estructuras de morfología plana. Este modelo ha demostrado ser particularmente interesante en la identificación de tipos de daños en materiales cerámicos, tanto monolíticos como bilaminares (**LAWN, 1998; LAWN, 2001**). La necesidad de expresar los resultados en MPa en nuestro ensayo y, por ello, de convertir la fuerza en presión, requería de superficies suficientemente amplias en las muestras para que pudiera ocurrir un efecto de flexión, tal y como supone la aplicación del modelo Hertziano. Este hecho fue tenido en cuenta desde un principio en el diseño de los

discos de nuestro trabajo; así, el diámetro escogido de los mismos fue suficientemente grande respecto a la punta de la máquina como para incluir este efecto al recibir la carga.

6.3.2 Discusión de los resultados del ensayo

En un estudio de carga compresiva como el nuestro, los resultados finales son la mezcla del comportamiento de las distintas capas de materiales sobre las que actúa la bola de alúmina: porcelana (si la hay), interfase entre ésta y la cofia de metal o de circonita, la propia cofia, cemento de resina (solo presente en el grupo DZ), dentina (si la hay) y escayola. La mayor o menor participación de cada una de ellas dependerá de diversos factores, como las propiedades elásticas de los distintos materiales o el grosor de cada capa. Para Guazzato (**GUZZATO, 2004c**), el orden en que están colocadas las distintas capas también influye en la resistencia. Así, en un estudio realizado con discos de circonita bilaminar de dimensiones similares a las muestras de nuestro estudio (14mm de diámetro y 1,6 mm de espesor), obtuvo resistencias de 1.210 ± 155 MPa cuando la carga se hacía sobre discos en los que la capa superior era la de porcelana feldespática y de 140 ± 40 MPa cuando la circonita era la que recibía la carga del puntero. El metal de la cofia de las muestras del grupo CM es un material menos rígido que la porcelana o la circonita de los otros tres grupos. Por ello, si en el ensayo se hubiera cargado sobre discos de metal sin recubrimiento cerámico, o con espesores de éste menores a los utilizados, la gráfica de deformación frente a desplazamiento hubiera dejado ver mucho más el comportamiento del metal y mostrado una zona curva antes de sufrir la acomodación hacia el final de la fase de ascenso (Fig. 49). Ello se habría debido a que el metal tiene mayor capacidad de deformación plástica que la circonita o la porcelana; en estos materiales cerámicos, dicha zona curva no existe por carecer de dicha deformación, lo que hubiera hecho que el final de la misma hubiera sido más brusco. De forma contraria, si hubiéramos puesto una capa de porcelana mucho más gruesa que la utilizada por nosotros (1 mm) encima del metal en el grupo CM, éste se habría comportado de un modo mucho más rígido, al no intervenir apenas el metal de la cofia. Al aumentar el espesor de la muestra, aumenta la rigidez del sistema, ya que también lo hace la pendiente de la gráfica, y disminuye la plasticidad, porque se hace menos deformable el espécimen (Fig. 50).



Figs. 49 y 50: gráficas Tensión-Deformación de dos materiales: a la izquierda (Fig. 49), uno con mucha fase plástica después del límite proporcional (punto azul) y antes del momento donde presenta su resistencia máxima (punto rojo); un ejemplo de estos materiales serían los metales; a la derecha (Fig. 50), otro con muy poca deformación plástica: desde el límite proporcional hasta el punto de máxima resistencia del material, apenas hay desplazamiento (ejemplo: porcelana o circona).

En los grupos CM y ZP, el espesor que ocupan las distintas capas que forman los discos (metal-interfase-porcelana en el primero y circona-interfase-porcelana en el segundo) es suficientemente elevado como para que influya poco la escayola subyacente. Creemos que el cementado sobre dentina de las muestras de estos dos grupos no mostraría resultados significativamente diferentes a los encontrados. En el grupo Z, por el contrario, el espesor total del disco es de 0,5 mm por ser una única capa de circona, sin interfases, la constituyente de la muestra. Es por ello que, en previsión de que tan reducido grosor hiciera intervenir a la escayola sobre la que apoyaba la circona, introdujimos un último grupo, DZ, en el que el mismo disco de circona monolítica fue cementado sobre dentina. Así podríamos comparar ambos grupos, Z y DZ, y verificar la posible influencia de la escayola.

A la hora de discutir los resultados obtenidos, se puede hacer un análisis de datos en términos absolutos (es decir, equiparar nuestros materiales con las distintas restauraciones con las que podemos restaurar un diente, sin importar la forma de las muestras o el hecho de ser estudios *in vivo* o *in vitro*) o comparar de modo relativo,

dentro de nuestro estudio, los valores de resistencia obtenidos por los distintos grupos, sin hacer ninguna extrapolación a las condiciones *in vivo*.

Si queremos hacer una aproximación de un modo absoluto a la situación real en boca, debemos conocer las fuerzas que podemos encontrar en ella, tanto en condiciones normales como en parafunciones. La fuerza de masticación registrada en sectores posteriores de adultos sanos y jóvenes, aunque puede variar en función de diversos factores, como la consistencia o viscosidad de los alimentos o la posición de la cabeza del individuo (**DE BOEVER, 1978**), oscila entre 597 N en mujeres y 847 N en hombres, con un valor medio de 700 N y un máximo de 860-900 N. Estos valores se dividen por 3 ó 4 en incisivos y caninos, donde solo alcanzan cifras medias de 150-200 N, pudiendo llegar hasta máximas de 390 N. (**WALTIMO, 1994; WALTIMO, 1995; TORTOPIDIS, 1998; AHLBERG, 2003; FERRARIO, 2004; COSME, 2005; ARAMOUNI, 2008; ADATIA, 2009; LÓPEZ-SUÁREZ, 2014**). Sin embargo, en la boca no solo influyen fuerzas verticales: los estudios realizados *in vivo* presentan grandes dificultades a la hora de su discusión, puesto que los resultados hay que interpretarlos teniendo en cuenta también fuerzas laterales, termociclado,...

En nuestro ensayo, los grupos CM, ZP y DZ superan con creces las fuerzas máximas, antes referidas, que se pueden presentar en boca. Tan solo el grupo de la circona monolítica sobre escayola (grupo Z) muestra valores de resistencia por debajo de las citadas anteriormente.

Nuestras muestras tenían morfología plana. Según diversos autores, la resistencia en N no es comparable entre estudios con especímenes de formas distintas, ya que, en ensayos con muestras planas, ésta es mayor que en aquellos en los que investigamos con restauraciones con forma anatómica o las que obtendríamos en un estudio *in vivo* (**ZHANG, 2012**). Debido a la elección de esta morfología y al hecho de no haber incorporado un proceso de termociclado artificial (que debilita igualmente los materiales, haciéndolo menos resistentes ante la carga), no creemos oportuno realizar ningún tipo de extrapolación de nuestro ensayo a una posible situación real.

Sí creemos, sin embargo, que puede ser pertinente la extracción de conclusiones respecto a la resistencia de los distintos materiales basándonos en la comparación de los distintos grupos entre sí.

Cuando revisamos los valores de la fuerza media alcanzada por las distintas muestras en el momento de la fractura, observamos que el grupo de muestras ceramo-metálicas es, con diferencia, el más resistente. En un segundo lugar quedarían ZP y DZ, y muy por debajo de ellos el de la circona colocada directamente sobre la escayola (Tabla 17).

	CM	ZP	Z	DZ
FUERZA media (N)	1.934,6 ± 568,9	1.268,7 ± 220,5	483,3 ± 77,0	1.119,2 ± 458,0

Tabla 17: resultados en N de la fuerza de los distintos grupos de nuestro trabajo.

Creemos, como ya hemos explicado previamente, que la gran diferencia encontrada entre los grupos Z y DZ, a pesar de tratarse de muestras del mismo material (circona) y de las mismas dimensiones (10 mm de diámetro y 0,5 mm de grosor), son debidas al soporte sobre la que cada una de ellas asentaba. Así, en el primero de los grupos, los discos se apoyaban directamente sobre un material, la escayola tipo IV, con una estructura totalmente trabecular, nada compacta, y en la que, por ello, se colapsan los abundantes poros presentes en este sustrato. Este es el motivo de que la circona del grupo Z se haya fracturado a valores de presión menores que los del grupo DZ, donde el cementado sobre dentina apenas hizo participar a la escayola.

Cuando transformamos las unidades a MPa mediante el modelo Hertziano, los resultados no siguen exactamente este mismo patrón; continua mostrándose el grupo CM como el más resistente, pero con cifras sin diferencias estadísticamente significativas a las del grupo DZ. Con valores casi un 20% menores, se sitúa en tercer lugar el grupo ZP y, de nuevo, presenta la menor resistencia el grupo Z (tabla 18).

	CM	ZP	Z	DZ
PRESIÓN media (MPa)	5.216,6 ± 787,9	4.254,2 ± 375,9	3.404,6 ± 272	5.090,8 ± 1.072,1

Tabla 18: resultados en MPa de la presión de los distintos grupos de nuestro trabajo.

Para completar el análisis, realizamos también la estimación del intervalo de confianza al 95% y la mediana, esta vez tan solo en unidades de presión, con el fin de estimar mejor para cada grupo la distribución de los valores, así como la tendencia central o posición de los mismos (Tabla 19).

	CM	ZP	Z	DZ
IC 95% (MPa)	4.847,9 - 5.585,4	4.078,2 - 4.430,1	3.277,3 - 3.531,9	4.589,1 - 5.592,6
MEDIANA (MPa)	5.200,0	4.262,7	3.408,3	5.005,6

Tabla 19: intervalos de confianza al 95% y mediana de los distintos grupos de nuestro trabajo.

Como observamos en los resultados del IC 95%, rango de valores entre los que se espera con alta confianza que se encuentre la verdadera resistencia media de las distintas muestras, los grupos CM y DZ siguen con valores estadísticamente similares. Las medianas de ambos grupos se comportan, también, del mismo modo. De nuevo, el grupo ZP queda por debajo de estos dos y el grupo Z obtiene valores de IC 95% y de mediana muy inferiores a todos. La obtención por el grupo DZ de valores similares al CM, que durante todo nuestro ensayo ha sido considerado como el grupo control por su mejor comportamiento *in vitro* e *in vivo*, es muy interesante para la fase de discusión de los mismos, así como para la obtención de conclusiones.

6.3.3 Discusión de los resultados de otros estudios similares

Cuando comparamos nuestros resultados con los de otros trabajos, hay que tener en cuenta los dos factores que, según hemos indicado con anterioridad, pueden matizar la interpretación de los mismos: forma de la muestra y presencia o no de envejecimiento artificial de las mismas.

A continuación, detallamos en un cuadro los resultados de distintos estudios consultados;

AUTOR	FORMA	TERMOCICLADO	MATERIAL	RESULTADOS
AÑO				
Bruckl	coronas	NO	CM	1.895 ± 317 N
1987				
Pröbster	coronas	NO	In-Ceram®-porcelana	964 N
1992			IPS-Empress®-porcelana	750-814 N
			CM	1.494 N
Guazzato	prismas	NO	IPS-Empress®-porcelana	106 MPa
2004a; 2004b	20x1,2x4 mm		IPS-Empress-2®-porcelana	306 MPa
			In-Ceram Alúmina®-porcelana	440-594 MPa
			In-Ceram Zirconia®-porcelana	476-630 MPa
			DC-Zirkon®-porcelana	840 MPa

Guazzato	discos	NO	Porcelana monolítica	95±20 MPa
2004c	14x1,6 mm			
			Circona-porcelana	1.210±155 MPa
			Circona monolítica	1.150±150 MPa
Potiket	coronas	NO	CM	405 N
2004				
			Procera AllCeram®-porcelana	447-476 N
			Procera AllZirkon®-porcelana	381 N
Chapman	coronas	NO	Procera AllCeram®-porcelana	309,5 MPa
2005				
			Procera AllZirkon®-porcelana	564,7 MPa
			Lava Zirconia®-porcelana	819,7 MPa
Schröder	coronas	NO	IPS e.max®-porcelana	950-1.000 N
2005				
			IPS e.max ZIRCAD®-porcelana	1.750 N
Snyder	coronas	NO	Procera AllCeram® Alumina	295,49 KgF
2005				
			Cerec In-Lab® Alumina	288,63 KgF
			Procera Zirconia®	420,37 KgF
			Cerec In-Lab® Circonia	266,58 KgF
Akesson	coronas	NO	Denzir Y-TZP® de 0,2 mm	4.521 N
2006				
			Denzir Y-TZP® de 0,1 mm	1.931 N
			Denzir Mg-TZP®-PSZ	3.072 N

Bindl 2006	coronas	NO	Disilicato de litio monolítica	1.919 N
			Circona-porcelana	1.820-1.973 N
Tsalouchou 2008	coronas	SI	IPS e.max ZirPress®- porcelana	2.135,6 N
			IPS e.max Ceram®-porcelana	2.189,9 N
Choi 2009	coronas	NO	CM CrNi	35,87 MPa
			CM Au	38,00 MPa
			Circona-porcelana	25,43 MPa
Venkatachalam 2009	prismas rectangulares	NO	CM AuPd	42,64-47,94 N
			CM Cr-Co	36,11-37,47 N
Silva 2011	Coronas	NO	Circona-porcelana (diseño anatómico)	1.134 N
			Circona-porcelana (diseño modificado)	767 N
Agustín-Panadero 2012a	coronas	NO	CM CrNi (IPS d.sign®)	2.310,4 N
			Circona-porcelana	1.773,9-2.211 N
López-Suárez 2014	planoparalela	NO	Lava Zirconia®	1.135±126 MPa
			Vita In-Ceram YZ®	1.065±56 MPa
			IPS e.max ZirCad®	1.073±246 MPa
			Lava Plus®	1.199±65 MPa

Con las debidas limitaciones, inherentes a las diferencias metodológicas entre nuestro ensayo y estos estudios, pueden extraerse algunas conclusiones en relación a nuestros resultados:

- Las muestras ceramo-metálicas obtuvieron resultados similares a los nuestros ($1.934,6 \pm 568,9$ N o $5.216,6 \pm 787,9$ MPa) en los trabajos de Bruckl (**BRUCKL, 1987**), Pröbster (**PRÖBSTER, 1992**) y Agustín-Panadero (**AGUSTÍN-PANADERO, 2012a**) (1.895 ± 317 N, 1494 N y 2.310,4 N, respectivamente), todos ellos con muestras de forma anatómica. En los de Potiket (**POTIKET, 2004**) y Venkatachalam (**VENKATACHALAM, 2009**), expresados en N, y en el de Choi (**CHOI, 2009**), en MPa, este tipo de restauración obtuvo cifras muy inferiores a las registradas por nosotros (405 N; 36,11-37,47 N y 35,87 MPa, respectivamente), datos aparentemente nada representativos del correcto comportamiento de las restauraciones metal-cerámica en boca.

- Las muestras de circonita-porcelana, que en nuestro ensayo obtuvieron resistencias de $1.268,7 \pm 220,5$ N o $4.254,2 \pm 375,9$ MPa, mostraron valores muy heterogéneos en los trabajos revisados, siendo los más similares los hallados por Silva (**SILVA, 2011**) (767-1134 N) y, sobre todo, Guazzato (**GUZZATO, 2004c**) (1210 ± 155 MPa) y los menos parecidos los de Choi (**CHOI, 2009**) (25,43 MPa), Potiket (**POTIKET, 2004**) (381 N), Chapman (**CHAPMAN, 2005**) (564,7-819,7 MPa), Schröder (**SCHRÖEDER, 2005**) (1.750 N), Agustín-Panadero (**AGUSTÍN-PANADERO, 2012a**) (1.773,9-2.211 N), Bindl (**BINDL, 2006**) (1.820-1.973 N) y Tsalouchou (**TSALOUCHOU, 2008**) (2.185,6 N). En todos estos estudios, se realizó la carga sobre coronas con forma anatómica, excepto en el de Guazzato, que fue sobre discos. Los resultados del trabajo de Tsalouchou fueron los más elevados, siendo además los únicos que habían sido obtenidos después de un proceso de termociclado artificial, sin el cual podríamos esperar que fueran aún superiores. A pesar de que en el estudio de Akesson (**AKESSON, 2006**) se han utilizado muestras con morfología anatómica, no hemos discutido sus resultados por utilizar cofias de circonita de 0,1-0,2

mm de espesor, notablemente inferiores a las recomendadas por las casas comerciales y el resto de bibliografía consultada.

- Nuestros discos de circona monolítica colocados sobre escayola (grupo Z) o cementados sobre diente (grupo DZ) obtuvieron cifras de resistencia ($3.404,6 \pm 272$ y $5.090,8 \pm 1.072,1$ MPa, respectivamente) muy superiores a los cuatro grupos analizados en el estudio de López-Suárez de 2014 (desde 1.065 ± 56 a 1.199 ± 65) (**LÓPEZ-SUÁREZ, 2014**). Probablemente sea debido a que, en este trabajo, las muestras, a pesar de tener un espesor más del doble de las nuestras (1,2 mm), se situaban de manera concéntrica sobre tres bolas de acero para recibir la carga del puntero.

- En los trabajos de Potiket (**POTIKET, 2004**), Choi (**CHOI, 2009**) y Agustín-Panadero (**AGUSTÍN-PANADERO, 2012a**), se comparan directamente las resistencias de un grupo de coronas CM con otro de coronas ZP. En los dos primeros, las muestras ceramo-metálicas resultaron más resistentes que las de circona bilaminar (un 5,9% y un 29,1%, respectivamente), mientras que en el de Agustín-Panadero, no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los grupos. En nuestro ensayo, los discos del grupo CM mostraron resistencias un 34,4% superiores a los del grupo ZP.

Hemos revisado, además, otros estudios, los cuales, por ensayar muestras de circona monolítica o de circona bilaminar, pero con espesores menores a 0,4 mm de circona, hemos querido analizar por separado:

- Flinn, en 2012, intentó acelerar el envejecimiento de tres tipos de muestras planas de circonas monolíticas (Lava Zirconia®; Zirkozahn® de Zirkozahn SRL, Gais, Italia; y Zirprime® de Kuraray Noritake Dental Inc, Tokio, Japón) exponiéndolas a distintos tratamientos hidrotermales (**FLINN, 2012**). Se midió la resistencia flexural de 30 barras prismáticas de 22 x 3 x 0,2 mm en una máquina Instron® (modelo 5500R). Después de 200 horas a 134°C, las resistencias disminuyeron en los tres grupos (de 1.156 a 829,5 MPa en las cofias de Lava Zirconia®, de 1.406 a 882,7 MPa

en las de Zirkozahn® y de 1.126 a 976 en las de Zirprime®). Después de 28 horas a 180°C, Lava Zirconia® y Zirkozahn® se fracturaron espontáneamente durante el envejecimiento, mientras que Zirprime® siguió intacta y sin apenas cambios en su resistencia (1.156 a 1.122 MPa). A pesar de ser un trabajo en el que se ha realizado un proceso de envejecimiento, ausente en el nuestro, las resistencias de las muestras de circona previas al envejecimiento (1.156 para Lava Zirconia®, 1.406 MPa para Zirkozahn® y 1.126 MPa para Zirprime®) fueron muy inferiores a las del nuestro ($5.090,8 \pm 1.072,1$ MPa).

- En un estudio de Dhima (DHIMA, 2013), realizado al igual que el nuestro con muestras de configuración plana, se testaron 4 grupos, todos ellos con un espesor final de 2 mm: Grupo 1 de disilicato de litio monolítico (IPS e.max Press®); Grupo 2 de circona-porcelana (0,8 mm de espesor de cofia de circona de Nobel Procera® y 1,2 mm de porcelana de recubrimiento IPS e.max ZirPress®); Grupo 3 de circona-porcelana (0,4 mm de cofia de circona de Nobel Procera® y 1,6 mm de porcelana de recubrimiento IPS e.max ZirPress®); y Grupo 4 de metal-cerámica con espesor de cofia de metal de 0,8 mm y 1,2 mm de porcelana de recubrimiento IPS InLine PoM®. Los valores medios obtenidos fueron los siguientes (en negrita, los datos correspondientes al grupo control de discos ceramometálicos) (Tabla 20):

GRUPO	MATERIAL	ESPESOR (mm)	RESISTENCIA (N)
1	Disilicato de litio	2,0	743,10
2	Circona-porcelana	0,8 + 1,2	1.106,90
3	Circona-porcelana	0,4 + 1,6	371,40
4	Metal-cerámica	0,8 + 1,2	3.207,10

Tabla 20: resistencia en N de los distintos grupos del trabajo de Dhima (DHIMA, 2013).

Los resultados de este ensayo, expresados en N, aunque no incorporen datos referentes a muestras de circona monolítica, resultan también esclarecedores por cuanto reflejan cifras muy bajas de resistencia en el grupo de circona-porcelana con

espesores de cofia de 0,4 mm. Además de suponer cifras por debajo de las recomendadas por ningún fabricante, indican valores de resistencia inferiores a los hallados en el grupo de disilicato de litio monolítico, material tradicionalmente denostado para su uso en sectores posteriores en beneficio de las restauraciones de circona-porcelana. Si bien es verdad que el espesor de las muestras en este grupo 1 es muy elevado (2 mm), parece claro que la circona bilaminar depende mucho del espesor de su cofia de circona para lograr resultados de resistencia en los que podamos confiar. Para Guazzato (**GUZZATO, 2004c**), el tipo y espesor de material que se coloca como cofia de una restauración bilaminar son factores que dictan la resistencia y el patrón de fractura de la misma.

Al comparar los resultados de los grupos CM y ZP con los del nuestro (valores reflejados en el cuadro siguiente), las resistencias encontradas para metal-cerámica (grupo 1: 3,207,10 N) fueron netamente superiores a las nuestras, mientras que el grupo de circona bilaminar tuvo un comportamiento similar cuando el espesor de la cofia de circona era de 0,8 mm (grupo 2: 1.106,90 N) y claramente inferior cuando éste disminuía hasta cifras similares a la de nuestros discos (grupo 3: 371,40 N) (Tabla 21).

GRUPO	MATERIAL	ESPESOR (mm)	RESISTENCIA (N)
CM	Metal-cerámica	0,5 + 1,0 mm	1.934,6 ± 568,9
ZP	Circona-porcelana	0,5 + 1,0 mm	1.268,7 ± 220,5

Tabla 21: resistencia en N de los grupos CM y ZP de nuestro trabajo.

Esto puede ser debido a que, al realizar el proceso de envejecimiento mediante calor húmedo y presión en el interior de un autoclave, había un ambiente que disminuía la resistencia de la circona, en especial en el grupo donde el espesor era más comprometido (**BORGES, 2009**). En efecto, la resistencia obtenida *in vivo* o en

ensayos *in vitro* en los que se incorporen condiciones para humidificar y/o termociclar las muestras de estos materiales siempre es menor, debido a factores como el envejecimiento de las restauraciones, fatiga por estrés y el efecto nocivo que representan las fuerzas laterales (**PREIS, 2012; AMARAL, 2013**).

• Sun, en 2014, (**SUN, 2014**) estudió la resistencia de distintos tipos de restauraciones con morfología anatómica para molares inferiores al someterlas a un ensayo de carga estática cuyo diseño es muy parecido al nuestro. Es por esta similitud que procedemos a analizar este trabajo con mayor detalle.

Los materiales con los que se elaboraron las muestras fueron IPS emax Press® para las restauraciones monolíticas de disilicato de litio, aleación de metal no noble (Cromo Cobalto de la marca Wirobond 280®, Bego, Bremen, Alemania) con cerámica Ceramco 3® (Densply, Burlington, EE. UU.) para las muestras ceramometálicas, Lava Frame® y Lava Ceram® para las de zircona-porcelana y Lava Frame® para las muestras de zircona monolítica. En las coronas de los tres primeros grupos, el espesor total fue de 1,5 mm. Las muestras de zircona monolítica se dividieron en cinco grupos con espesores de 1,5, 1,2, 1,0, 0,8 y 0,6 mm.

Se utilizó una máquina universal de carga Shimadzu® AG-IC y se aplicó carga hasta fractura con un indentador de acero de 6 mm de diámetro sobre la superficie oclusal de las coronas a una velocidad de 0.5mm/min, registrándose la fuerza a la que se producía el fallo. El análisis estadístico se realizó mediante el test de Kolmogorov-Smirnov para la distribución de normalidad, el test de Levene para estudiar la homogeneidad de las varianzas, un análisis de varianza con ANOVA y un test de Bonferroni para comparaciones múltiples para determinar el significado de las diferencias entre grupos.

Los resultados obtenidos se expresaron en MPa en las tablas, aunque fueron representados en N en los gráficos box plot correspondientes (Figs. 51 y 52)

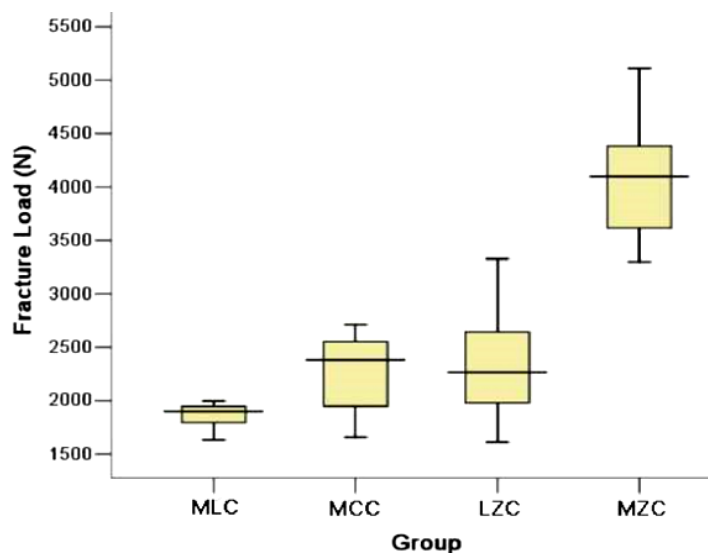


Fig. 51: gráficos box plot para los 4 grupos con espesores de 1,5 mm (Sun 2014): MLC (disilicato monolítico), MCC (metal-cerámica), LZC (circona bilaminar) y MZC (circona monolítica).

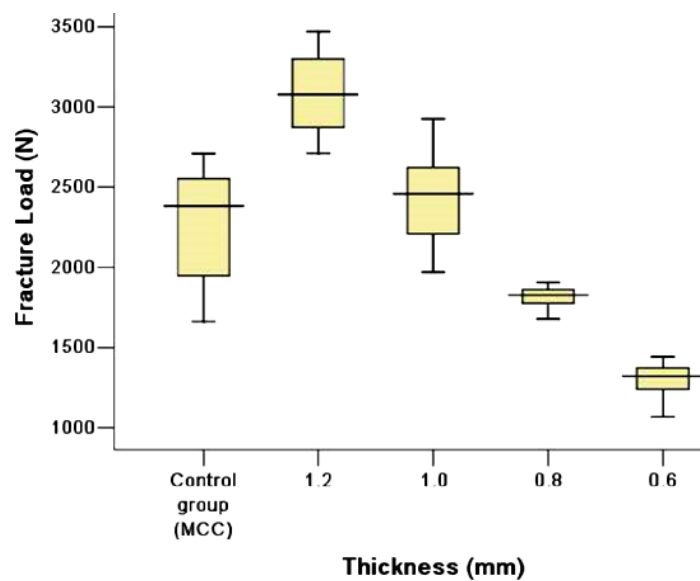


Fig. 52: gráficos box plot para los 4 grupos de circona monolítica con espesor menor de 1,5 mm y el grupo control (restauraciones ceramometálicas) (Sun 2014).

Los valores de presión obtenidos por Sun y colaboradores fueron los siguientes (en negrita, los datos correspondientes al grupo control de restauraciones ceramometálicas) (Tabla 22):

GRUPO	MATERIAL	ESPESOR (mm)	RESISTENCIA (MPa)
1-MLC	Disilicato de litio	1,5	1.912,12
2-MCC	Metal-cerámica	0,5+1,0	2.427,95
3-LZC	Circona-porcelana	0,5+1,0	2.489,91
4-MZC 1,5	Circona monolítica	1,5	4.353,14
5-MZC 1,2	Circona monolítica	1,2	3.201,19
6-MZC 1,0	Circona monolítica	1,0	2.559,55
7-MZC 0,8	Circona monolítica	0,8	1.846,32
8-MZC 0,6	Circona monolítica	0,6	1.341,01

Tabla 22: resistencia en MPa de los distintos grupos del trabajo de Sun (SUN, 2014).

En nuestro trabajo, estos fueron los datos que obtuvimos en los 4 grupos ensayados (en negrita, los datos correspondientes al grupo control de discos ceramometálicos) (Tabla 23):

GRUPO	MATERIAL	ESPESOR (mm)	RESISTENCIA (MPa)
CM	Metal-cerámica	0,5+1,0	5.216,60
ZP	Circona-porcelana	0,5+1,0	4.254,20
Z	Circona monolítica	0,5	3.404,60
DZ	Circona monolítica	0,5	5.090,80

Tabla 23: resistencia en MPa de los distintos grupos de nuestro trabajo.

En el trabajo de Sun, las circonas monolíticas con espesor de 1 mm oclusal mostraron similares valores de resistencia que el denominado *gold standard* ceramometálico (2.559,55 y 2.427,95 MPa, respectivamente), lo cual le llevó a

concluir que ese espesor de circona debía ser el ideal. La literatura no coincide a la hora de decidir cuál es el espesor mínimo que deben tener las restauraciones con circona (**ZHANG, 2012; DHIMA, 2013**), por lo que, en este sentido, el trabajo de Sun puede ser muy interesante. La resistencia del grupo aumentó, además, con el espesor (de 0,6 mm a 1,0 mm casi se dobló la resistencia, 1.341,01 y 2.559,55 MPa, respectivamente) debido a su mayor energía de fractura (**GROTEN, 2010; CHRISTENSEN, 2010; JANG, 2011**). Para espesores menores de 1 mm, la resistencia bajó a niveles comparables con los de las restauraciones monolíticas de disilicato de litio (1.846,32 MPa para la circona de 0,8mm y 1.912,12 para las de disilicato) y, además, se originaron cracks radiales que se dispersaban antes que hubiera fractura total (**LAWN, 2002**); es decir, de estos resultados se pudo concluir que el aumento en el espesor ayudó a reducir el inicio de los perjudiciales cracks radiales.

Llama la atención en el trabajo de Sun que la resistencia del grupo de circona-porcelana es superior al del grupo ceramometálico (2.489,91 y 2.427,95, respectivamente), aunque no hubiera diferencias estadísticamente significativas. En nuestro trabajo, las muestras ceramo-metálicas mostraron una significativa mayor resistencia que las del grupo ZP (5.216,60 y 4.254,20 MPa).

Como ya expresábamos con anterioridad, los especímenes anatómicos de este estudio están más próximos a la realidad clínica que en otros ensayos que utilizan muestras planas, como el nuestro, en los cuales se aporta una medida menos aproximada de la vulnerabilidad a la fractura de las distintas restauraciones. Algunos autores refieren que en superficies curvas de coronas anatómicas, la resistencia a la fractura es menor que en superficies planas (**ZHANG, 2012**). Es por ello que los resultados de trabajos en los que se ensayan muestras planas son significativamente más altos: así, en nuestro trabajo, el grupo control, CM, obtiene valores medios de resistencia de 5.216,60 MPa, cifras 2,14 veces superiores a los hallados por Sun en 2014. Este patrón se mantiene en todos los grupos de nuestro estudio al compararlos con los hallados por Sun, aunque el factor de conversión no siempre es el mismo: en el grupo de circona-porcelana es de 1,71 (4.254,20 y 2.489,91 MPa, respectivamente)

y en el de zircona monolítica es de 3,79 (5.090,80 MPa para la zircona monolítica de 0,5 mm de nuestro estudio frente a los 1.341,01 MPa de la zircona monolítica de 0,6 mm del artículo de Sun). Este último factor de conversión disminuye hasta 1,99 si consideramos como ideal en el trabajo de Sun el espesor de 1,0 mm por ser aquel que logra cifras comparables a las del grupo CM (5.090,80 MPa para nuestra zircona monolítica de 0,5 mm frente a los 2.559,55 MPa de Sun).

En nuestro trabajo, hemos creído oportuno la expresión de las unidades de carga en Mpa y no en N, por ser un estudio realizado con muestras de configuración plana. En efecto, la literatura parece refrendar el hecho de que muestras de configuración anatómica deben tener resistencias expresadas en unidades de fuerza, por la mayor dificultad de la conversión a presión, mientras que especímenes planos expresen sus valores en MPa. La mencionada conversión de unidades la hemos realizado en base al modelo Hertziano, que nos aporta de un modo adecuado información sobre las relaciones de carga entre punteros esféricos y estructuras planas, así como identificación de los tipos de daños que en éstas pueden encontrarse.

Una vez desechado el grupo Z por su baja resistencia debida al soporte de escayola que sostenía un espesor muy pequeño de zircona, los resultados de nuestro estudio han mostrado un patrón comparable al de otros trabajos: los discos de metal-cerámica muestran similares valores de resistencia que los de DZ. Ambos grupos se han mostrado superiores en relación al grupo de zircona bilaminar. Estas cifras han sido obtenidas realizando las muestras con los espesores recomendados por las casas comerciales para aleaciones de Cr-Co (0,5 mm), zircona (0,5 mm) y cerámica de recubrimiento (1 mm). Esto nos puede hacer deducir que, para la realización de estructuras, tanto de zircona monolítica como bilaminar, se pueden alcanzar resultados similares a los del *gold standard* ceramo-metálico con espesores de zircona de 0,5mm.

A la hora de comparar estos resultados con los de trabajos parecidos al nuestro, creemos que debemos ser prudentes debido a la dificultad que hemos tenido para encontrar ensayos que sean metodológicamente idénticos al nuestro. Es por ello, que consideramos más oportuna la realización de comparaciones entre las muestras de un mismo estudio que entre éstas y las utilizadas en otros trabajos.

Para subsanar esta limitación, nos parece acertada la continuación de nuestro trabajo con otros que involucren los mismos o distintos materiales (podría ser interesante la incorporación de las resinas nanocerámicas como elemento innovador recientemente aparecido), así como muestras con morfología más anatómica y/o procesadas en ambientes que produzcan un grado de envejecimiento similar al que estos materiales experimentan en la boca de nuestros pacientes.

6.4 Discusión de los resultados de la observación con microscopía

En nuestro estudio, hemos encontrado un patrón de fractura específico para cada material ensayado: los grupos que tuvieron a la zircona como material de alta resistencia (ZP y DZ) mostraron mayor porcentaje de estallidos que de fisuras radiales (85% y 15%, respectivamente en el ZP y 75% y 25% en el DZ). En cuanto al grupo CM, la aparición de dichas fisuras fue el suceso más observado (55%). También pudimos apreciar fallos catastróficos de la porcelana que recubría el metal en un 25% y en 4 de las 20 muestras (20%), hubo una leve indentación en el centro de la misma, sin llegar a aparecer las mencionadas líneas radiales (al menos con la observación microscópica a 10X) (Tabla 25).

En todas las muestras con fisuras radiales, la propagación de las mismas se dirigió hacia la periferia del disco

	CM	ZP	DZ
estallido	25%	85%	75%
fisuras radiales	55%	15%	25%
otros	20%	0%	0%

Tabla 25: porcentaje de los distintos tipos de fractura de nuestro trabajo.

Los fallos en las cerámicas dentales suelen ir asociados a defectos estructurales microscópicos que pueden ser originados durante el proceso de maquinado en su fabricación, tratamientos de arenado (ZHANG, 2004b) o alteraciones en la integridad de la superficie oclusal por retoques oclusales o facetas de desgaste (CHANG, 2011; ZHANG, 2013).

Según Sun (**SUN, 2014**), el modo de fractura se puede clasificar en delaminación o *chipping*, cuando se desprende parte de la cerámica de recubrimiento, y estallido o fallo catastrófico, si ésta se fractura por completo, dejando expuesta la cofia subyacente, metálica o de circonita. En algunas ocasiones, la propia estructura de circonita puede resultar también fracturada. Para algunos autores, este segundo patrón, el del estallido de la porcelana de recubrimiento, es más frecuente en cargas oclusales altas (**ZHANG, 2013**). Ello puede deberse a que, en el *chipping*, hay una fase de propagación del crack previa a la catástrofe posterior.

En estudios que analizan el patrón de fractura de estructuras de circonita monolítica, las muestras analizadas presentaron siempre un patrón de fractura periférica a nivel oclusal, adyacente a la zona de contacto con el antagonista (**TSALOUCHOU, 2008; SHIJO, 2009; ZHANG, 2012; ZHANG, 2013**).

En las muestras de circonita bilaminar, algunos autores han observado, después de ensayos de carga compresiva, la aparición de cracks cónicos en la zona donde el puntero contacta con la porcelana (**ZHANG, 2013**). Este hecho se continúa con la formación de fisuras radiales formadas en capas más profundas de la cerámica que son el origen de la fractura de la misma (**LAWN, 2001**). Estas observaciones coinciden con las realizadas por Guazzato en el espesor de la capa de porcelana (**GUZZATO, 2004c**). Para este autor, las primeras fisuras aparecen con fuerzas relativamente bajas. A medida que la carga es mayor, llegan a la interfase con la circonita, donde ésta dificulta su entrada, de tal modo que siguen progresando a lo largo de la interfase en dirección al exterior de la muestra, hasta producir la delaminación completa de la cerámica de recubrimiento. Con fuerzas aún mayores, se produce el estallido de la porcelana y, por último, la fractura de la estructura interna de circonita (**ZHANG, 2013**).

En la observación microscópica realizada por Shijo, todos los especímenes de circonita-porcelana exhibieron un similar patrón de indentaciones y/o fisuras radiales propagadas hacia la periferia de las muestras. La aparición de delaminaciones fue detectada alrededor de aquellas (**SHIJO, 2009**). En 2010, Blatz analizó la unión entre

cerámica de recubrimiento y núcleo de zircona. A pesar de que este ensayo no presenta muchas similitudes con el nuestro, sí podemos discutir el patrón de fractura que observó: en todos los especímenes ZP obtuvo un patrón cohesivo de fractura, con delaminación de parte de la porcelana de recubrimiento (**BLATZ, 2010**). Igualmente, Saito y Agustín-Panadero, al estudiar la resistencia a la fractura de estructuras bilaminares zircona-porcelana, observaron que el tipo de fractura más frecuente era la de tipo cohesiva (**SAITO, 2010; AGUSTÍN-PANADERO, 2012a**).

Por último, en aquellos ensayos en los que se analizan muestras metal-cerámica, se ha evidenciado la existencia de una zona de fractura radial adyacente a la zona de carga (**KONSTANTINOS, 2009**).

En el trabajo de Sun (**SUN, 2014**), debido a que en las restauraciones monolíticas estudiadas (disilicato de litio o zircona) no era posible, por motivos obvios, la aparición de delaminación, solo aparecieron fallos catastróficos y lo hicieron con cargas altas, indicando una mayor resistencia a la fractura que las coronas de zircona multicapas, donde el estallido predominó, pero no fue el único tipo observado (70% estallidos y 30% cracks radiales). En lo que respecta a las muestras de metal-cerámica, Sun observó delaminación en el 100% de las coronas, lo cual indicaba que el metal tiene una gran capacidad de resistir la propagación del crack, debido a su importante fase plástica una vez superado el límite proporcional. En este estudio, se observaron fracturas circulares debidas al estrés compresivo generado perpendicular a las vertientes cuspídeas y fracturas destructivas secundarias al estrés cohesivo en las fosas centrales (Tabla 24).

	CM	ZP	DZ
estallido	0%	70%	100%
fisuras radiales	100%	30%	0%

Tabla 24: porcentaje de los distintos tipos de fractura de los grupos del trabajo de Sun (**SUN, 2014**).

Como se puede observar, el patrón fractográfico, aunque similar al de nuestro estudio, no es exactamente igual: en el grupo CM, también predominan las fisuras radiales pero lo hacen de un modo exclusivo: todas las muestras CM presentan cracks radiales y ninguna estallido. Lo mismo se puede observar, pero a la inversa, en el grupo DZ: todas las muestras estallaron y ninguna tuvo fisuras radiales (25% en nuestro trabajo). Por último, el grupo de circona-porcelana presenta una tendencia similar a los especímenes de nuestro ensayo.

En el artículo de Sun, el análisis con microscopio electrónico de barrido de las muestras de circona monolítica mostró cracks que se originaban en el punto de carga y se dirigían de un modo radial para acabar en el borde de la corona. En las restauraciones no monolíticas, el fallo se produjo por propagación de los cracks en el seno de la restauración.

Nos parece interesante, para finalizar este capítulo, analizar el estudio de Chai de 2011. En el mismo, se relacionaron la fuerza en N necesaria para que apareciera delaminación con la distancia entre la zona de carga del puntero sobre una muestra plana y el margen de la misma. Los resultados expuestos en la figura (Fig. 53) indicaron que, para distancias al margen pequeñas, la carga crítica a la que se produce el *chipping* puede ser mucho menor que para cargas axiales sobre el centro de la muestra (CHAI, 2011). Esto puede ser de gran importancia, en especial, para cerámicas con niveles de resistencia pequeños, como las porcelanas feldespáticas (ZHANG, 2013). La importancia de nuestro estudio radica en constatar que las dimensiones de nuestros discos (10 mm) fueron lo suficientemente grandes como para que la distancia a los márgenes de los especímenes no influyera negativamente en las resistencias alcanzadas. Si hubiéramos elegido discos de menor diámetro, el puntero podría haber incidido demasiado cerca de los bordes, pudiéndose observar, entonces, valores de resistencia variables, en función de la distancia a los mismos.

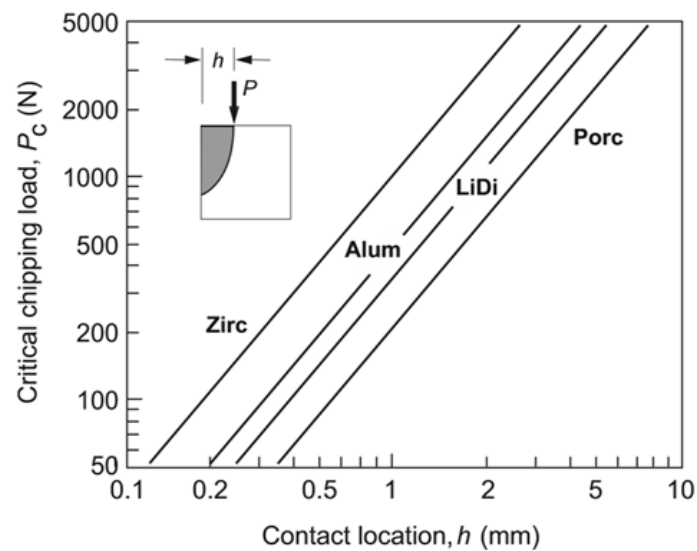


Fig. 53: gráfica en la que se analiza la carga crítica a la que aparece el *chipping* en función de la distancia al margen sobre la que incide la misma para 4 tipos de cerámicas (circona, alúmina, disilicato de litio y porcelana feldespática) montadas en muestras planas (tomado de **CHAI, 2011**).

Análogos resultados obtuvo Zhang cuando repitió el ensayo con especímenes de morfología anatómica (**ZHANG, 2012**) (Fig. 54).

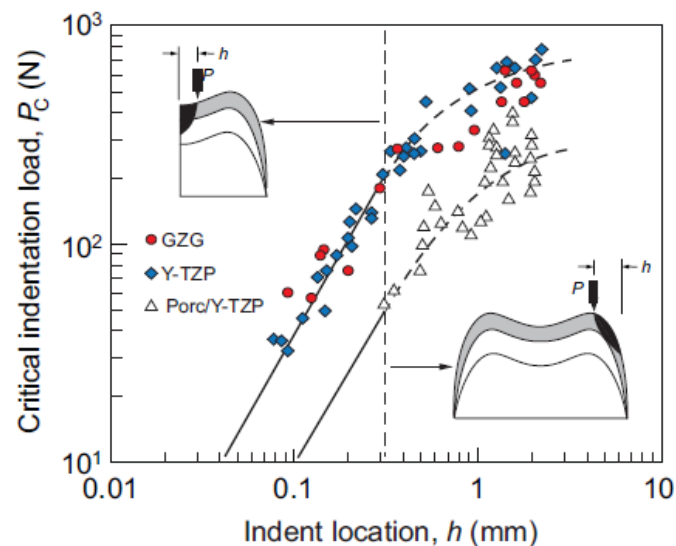


Fig. 54: carga crítica que produce delaminación en función de la distancia al borde de coronas anatómicas de circona (tomado de **ZHANG, 2012**).

Como crítica a nuestro ensayo, la aparición de un patrón u otro de fractura no creemos que sea debido en exclusiva a la magnitud de la carga que incidió sobre las muestras. La forma en que nuestra máquina de carga Shimadzu® detenía la aplicación de la carga se realizaba, no de un modo automático al registrarse un descenso determinado en la resistencia compatible con la fractura de la muestra, sino que el investigador debía proceder a detener el avance de la cruceta pulsando el botón de parada cuando estimaba auditiva o visualmente que ésta se había producido. Es por ello que, en alguna de las muestras analizadas, existía mayor formación de fisuras, o incluso estallido de la porcelana o de la circona, debido a que el puntero de alúmina había tenido más tiempo para realizar la carga.

6.5 Consideraciones finales

Del estudio que hemos llevado a cabo, hemos extraído ciertas consideraciones que, sin ser conclusiones en el sentido estricto del término, pensamos que pueden tener una cierta repercusión práctica; y lo hacemos, a pesar de las limitaciones de algunos aspectos de nuestra investigación ya comentados (utilización de muestras de morfología plana y no anatómica; ausencia de envejecimiento artificial de los materiales empleados; etc). Sin embargo, la posibilidad de conectar nuestro ensayo y sus muestras *in vitro* con las restauraciones que colocamos a diario en nuestras consultas ha motivado que nos aventuremos a realizar las mencionadas consideraciones.

En un intento por conseguir mayor estética en las restauraciones del sector posterior, sin renunciar a unos adecuados niveles de resistencia, la industria introdujo hace unos años la circona bilaminar. La aparición en ella, sin embargo, de fenómenos adversos como la delaminación (en porcentajes entre el 10 y el 20% según la mayoría de autores), unido a que no logramos hacer desaparecer los principales inconvenientes de las restauraciones metal-cerámica (tallados muy agresivos para poder colocar en modo seguro las distintas capas de cofia y porcelana de recubrimiento, desgastes en los dientes antagonistas que dependen de la rugosidad de la porcelana,...), hizo que se empezara a investigar en el desarrollo de un material que presentara mayor número de ventajas sin apenas inconvenientes.

Este material bien podría ser la circona monolítica, que presenta como principales ventajas la ausencia de delaminación y la necesidad de un tallado más conservador. Con ello, la circona monolítica podría ser indicada para la realización de incrustaciones donde el espesor de la restauración esté comprometido, coronas completas cuando tengamos que ocultar colores no adecuados del muñón, o puentes de tres o más unidades, siempre que respetemos las indicaciones prescritas por los fabricantes respecto al grosor de los conectores. Una de las más importantes inferencias de nuestro trabajo es que las muestras de circona monolítica pueden obtener cifras de resistencia similares a las logradas por las de metal-cerámica,

consideradas hasta ahora como las de referencia a la hora de resistir la fuerza masticatoria, en especial en los sectores posteriores. Además, pueden obtener valores superiores a las muestras de circona-porcelana.

Estas cifras de resistencia han sido obtenidas con unos espesores de 0,5 mm, que coinciden con los recomendados por la industria fabricante de las principales marcas de circona monolítica. De nuestro estudio puede colegirse que éste puede considerarse como el espesor ideal para este tipo de material. Como bien puede deducirse con ello, se consigue con estas cifras dividir por tres el grado de tallado de los dientes, con los consiguientes ahorro de estructura dentaria y disminución de complicaciones pulpares.

A pesar de todo ello, seguimos necesitando un mayor conocimiento de la circona monolítica, por lo que creemos que nuevos estudios deben ser llevados a cabo, en especial relacionados con factores propios de ella como la degradación a baja temperatura o *aging*. Es por ello que tratamientos de los especímenes mediante termociclado deberían ser incorporados en futuros ensayos, con el fin de determinar su verdadera influencia sobre la resistencia de este material. Del mismo modo, la incorporación en los últimos años de nuevos y prometedores materiales, como las resinas nanocerámicas, hace interesante su incorporación a los mencionados trabajos para poder compararlos mecánicamente tanto a la circona como al resto de estructuras usadas en Prótesis Fija.

7. CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones del trabajo *in vitro* realizado, y después de haber valorado los resultados que el análisis estadístico y la observación microscópica nos han proporcionado, podemos establecer las siguientes conclusiones:

1. La transformación de los resultados de fuerza a presión mediante el modelo Hertziano se muestra necesaria en este tipo de estudios, en los que se realizan ensayos de carga compresiva con el fin de analizar la superficie de estructuras planas, no anatómicas.

Sin embargo, sigue siendo conveniente expresar los resultados también en N debido a que ésta se muestra como la unidad estándar en la que se ofrecen los resultados en la mayoría de los estudios que se refieren a situaciones de resistencia *in vivo* o *in vitro*.

2. Cuando expresamos los resultados tanto en N como en MPa, las muestras CM siguen siendo el *gold standard*, ya que obtienen los valores más altos de resistencia a la carga (1.934,65N y 5.216,61 MPa).
3. Los discos de circona monolítica cementados sobre dentina (grupo DZ) alcanzan valores similares a los ceramometálicos cuando realizamos la conversión a presión ((5.090,82 MPa), y lo hacen con espesores de muestra de 0,5 mm, los propuestos por la industria y la bibliografía consultada. Al referir los resultados en N, las cifras de resistencia son inferiores (1.119,24 N).
4. Las muestras de circona-porcelana (grupo ZP) no logran valores de resistencia en MPa parecidos a los grupos CM o DZ (4.254,17 MPa), aunque sí alcanzan a este último grupo si expresamos la fuerza en N (1.268,68 N).
5. Cualquiera que sea la forma de expresar los resultados, las muestras de circona monolítica colocada sobre escayola tipo IV (grupo Z) son las menos resistentes (483,27 N y 3.404,61 MPa).

El cementado de la circona a dentina mediante resinas compuestas (grupo DZ) proporciona valores de resistencia a la carga mayores que cuando la misma se apoya sobre la escayola (grupo Z).

6. Del análisis microscópico, no se pueden concluir datos, ya que el patrón de fractura observado depende en gran medida del momento en que el observador detiene manualmente el ensayo.

8. TRABAJOS FUTUROS

El presente trabajo debe ser entendido como un escalón más dentro de la continua línea de investigación sobre materiales a utilizar en prótesis fija que ha desarrollado nuestra Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión de la Facultad de Medicina y Odontología de Valencia en los últimos años. Después de diversos estudios iniciales en los que fueron analizados el disilicato de litio y el óxido de aluminio, los siguientes trabajos se dedicaron al otro gran grupo de porcelanas de óxidos, las circonas, material con una mayor resistencia mecánica.

Dentro de este contexto, la elección de la morfología discoide de las muestras (y no anatómica) en nuestro estudio responde a la necesidad de desarrollar un modelo útil con el que comparar los distintos materiales, empezando, por ello, desde un marco estructural de contacto simple. Este proceder conlleva, como principal ventaja, que las relaciones analíticas que se generan pueden interpretarse desde las cargas en base a las propiedades mecánicas de los materiales empleados (módulos de Poisson y de Young, dureza, resistencia,...), espesor de capas o diámetro de la punta indentadora. Además, la forma geométrica básica de la cara sobre la que incidía el puntero nos ha facilitado la labor de conversión de fuerzas en N en presiones en MPa, hecho importante si queremos estudiar realmente la capacidad de resistencia a la carga.

Se trata, por tanto, del primero de una serie de ensayos que intentan analizar las distintas propiedades de la circona tanto sola como en su unión a porcelanas de recubrimiento.

En futuros trabajos, una vez determinada en el nuestro la resistencia de una forma geométrica pura, sometida a carga de un modo axial, nuestra intención es continuar los análisis de resistencia a la compresión mediante dos variaciones en el capítulo de tratamiento de las muestras: en primer lugar, utilizando otras estructuras de morfología más similar a la que nuestras restauraciones poseen, que nos aportarán datos más complejos pero más cercanos a las condiciones presentes en la cavidad oral; también, realizaremos estudios en los que se introduzca el termociclado, que

permitirá evaluar la pérdida de propiedades mecánicas de los materiales testados a medida que estos envejecen bajo las condiciones de humedad y temperatura orales.

En dichos trabajos, además de estas modificaciones, creemos importante la ampliación del grupo de materiales a estudiar, tanto a compuestos utilizados desde hace tiempo, como el disilicato de litio, en especial en su forma monolítica, como a nuevos materiales como las resinas nanocerámicas o híbridas, que reúnen propiedades de las porcelanas y las resinas.

Por último, en cuanto al aspecto metodológico, dos son, también, los puntos en los que estudios futuros podrían mejorar al presente trabajo. Por un lado, el análisis fractográfico mediante microscopía electrónica de barrido puede ayudar a comprender mejor el modo en que los distintos materiales se comportan a medida que aumentamos la carga hasta llegar al momento de la fractura. Por otro lado, incluso cuando sean empleados discos y no coronas, el cementado de las muestras mediante técnicas adhesivas sobre dientes, nos permitiría lograr una mayor homogeneización de las condiciones de la investigación.

9. BIBLIOGRAFÍA

1. Abi CB, Emrullahoglu OF, Said G. Microstructure and mechanical properties of MgO-stabilized ZrO₂-Al₂O₃ dental composites. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013; 18: 123-31.
2. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005; 21: 984-91.
3. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006; 22: 857-63.
4. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *J Prosthet Dent* 2007; 98: 379-88.
5. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of Zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont* 2008; 17: 401-8.
6. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Evaluation of a high fracture toughness composite ceramic for dental applications. *J Prosthodont* 2008; 17: 538-44.
7. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bonding to zirconia using a new surface treatment. *J Prosthodont* 2010; 19: 340-6.
8. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont* 2009; 18: 17-22.
9. Agustín-Panadero R, Fons-Font A, Granell-Ruiz M, Solá-Ruiz MF, Labaig 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.

10. Agustín-Panadero R, Fons-Font A, Román-Rodríguez JL, Granell-Ruíz M, Labaig C. Behavior of porcelain-veneered zirconium oxide restorations after static load. *J Dent Res* 2011; 90 (Spec Iss B): IADR abstr 291.
11. Agustín-Panadero, R., (2012). *Estudio comparativo in vitro del comportamiento de las cerámicas de recubrimiento según el núcleo: óxido de circonio y metal*. Tesis de Licenciatura. Valencia. Departamento de Estomatología (Unidad de Prostodoncia y Oclusión), Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia.
12. Agustín-Panadero R, Fons-Font A, Roman-Rodríguez JL, Granell-Ruiz M, del Rio-Highsmith J, Sola-Ruiz MF. Zirconia versus metal: a preliminary comparative analysis of ceramic veneer behavior. *Int J Prosthodont* 2012; 25(3): 294-300.
13. Agustín-Panadero R, Román-Rodríguez JL, Ferreiroa A, Solá-Ruiz MF, Fons-Font A. Zirconia in fixed prosthesis. A literature review. *J Clin Exp Dent*. 2014; 6(1): 66-73.
14. Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA, Zepa I, Nissinen MJ, Könönen MH. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. *Cranio* 2003; 21(4): 248-52.
15. Akesson J, Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic crowns placed on a preparation with a slice-formed finishing line. *J Oral Rehabil* 2009; 36 (7): 516-23.
16. Allain J, Le Mouel S, Goutallier D, Voisin MC. Poor eight-year survival of cemented zirconia-polyethylene total hip replacements. *J Bone Joint Surg Br* 1999; 81 (5): 835-42.
17. 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): 525-46.

18. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 349-55.
19. Al-Makramani B, Abu-Hassan R. Evaluation of load at fracture of Procera AllCeram coping using different luting cements. *J Prosthodont* 2006; 17: 120-4.
20. Al-Makramani B, Razak A, Abu-Hassan M. Load at fracture of Turkom-Cera all-ceramic material. *J Prosthodont* 2009; 18: 484-8.
21. Amaral M, Valandro LF, Bottino MA, Souza RO. Low-temperature degradation of a Y-TZP ceramic after surface treatments. *J Biomed Mater Res part B Appl Biomater* 2013; 101 (8): 1387-92.
22. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. I. *J Dent Res* 1956; 35(5): 664-70.
23. 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.
24. Anderson MR, Chung KH, Flinn BD, Raigrodski A. An in vitro study of the effect of different restorative materials on the reliability of a veneering porcelain. *J Prosthet Dent* 2013; 110: 521-8.
25. 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.
26. Anglada JM, Salsench J, Nogueras J, Samsó J. Análisis de la composición de algunas cerámicas dentales. *Arch Odontol* 1992; 8:221-4.
27. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater* 2012; 28 (1): 102-11.

28. Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. *J Contemp Dent Pract* 2008; 9: 41-8.
29. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; 18: 590-5.
30. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *J Prosthet Dent* 2008; 100: 274-84.
31. ASM, American Society for Metals. *Advanced Materials & Processes* 2001; 159 (12): 159.
32. 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.
33. Ayad MF, Fahmy NZ, Rosenstiel SF. Effect of surface treatment on roughness and bond strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 2008; 99: 123-30.
34. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2010; 104: 6-12.
35. Ban S, Anusavice J. Influence of test method on the failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res* 1990; 60: 1791-9.
36. Ban S, Sato H. Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008; 87:492-8.
37. Basu B, Vitchev RG, Vleugels J, Celis JP, Van der Biest O. Influence of humidity on the fretting wear of self-mated tetragonal zirconia ceramics. *Acta Mater* 2000; 48: 2461-71.

38. Basu B, Vleugels J, Van der Biest O. Microstructure-toughness-wear relationship of tetragonal zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc* 2004; 24: 2031-40.
39. Behr M, Weiser F, Meier M, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. Influence of water sorption of the underlying abutment on fracture resistance of zirconia copings. *Acta Odontol Scand* 2011; 69 (3): 170-5.
40. Benetti P, Kelly JR, Sanchez M, Della Bona A. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. *Dent Mater* 2014; 30 (5): 554- 63.
41. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 2009; 13 (4): 445-51.
42. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings-a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent. Mater* 2009; 25: 121-8.
43. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhof D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater* 2012; 28: 449-56.
44. Bindl A, Lüthy H, Mörmann H. Thin-wall ceramic CAD/CAM crown copings: strength hand fracture pattern. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 520-8.
45. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003; 89 (3): 268-74.
46. Blatz MB, Sadam A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and termal cycling. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 356-62.
47. 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.

48. 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.
49. Borges GA, Caldas D, Taskonak B, Yan J, Sobrinho LC, de Oliveira WJ. Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *J Prosthodont* 2009; 18: 649-55.
50. Boutz MMR, Winnubst AJA, Van Langerak B, Olde Scholtenhuis RJM, Kreuwel K, Burggraaf AJ. Effect of ceria co-doping on chemical stability and fracture toughness of Y-TZP. *J Mater Sci* 1995; 30: 1854-62.
51. Bravo-Leon A, Morikawa Y, Kawahara M, Mayo MJ. Fracture toughness of nanocrystalline tetragonal zirconia with low yttria content. *Acta Mater* 2002; 50: 4555-62.
52. Brukl C, Ocampo R. Compressive strengths of a new foil and porcelain-fused-to-metal crowns. *J Prosthet Dent* 1987; 57(4):404-10.
53. Calamia JR. Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. *N Y J Dent* 1983; 53 (6): 255-9.
54. Cales B, Stefani Y, Lilley E. Long term in vivo and in vitro aging of a zirconia ceramic in orthopaedy. *J Biomed Mater Res*. 1994; 28: 619-24.
55. Capel del Águila, F., (1998). *Procesado, Sinterización, Estabilidad y Propiedades de Materiales Cerámicos de Zirconia Tetragonal en los sistemas $ZrO_2-TiO_2-CeO_2$ y $ZrO_2-TiO_2-Y_2O_3$* . Tesis doctoral. Madrid. Facultad de Ciencias Químicas. Departamento de Electrocerámica. Instituto de Cerámica y Vidrio, Universidad Complutense de Madrid.
56. Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Osorio E, Papacchini F, Ferrari M. Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater* 2010; 26: 751-60.

57. Cekic-Nagas I, Ergun G. Effect of different light curing methods on mechanical and physical properties of resin-cements polymerized through ceramic discs. *J Appl Oral Sci* 2011; 19 (4): 403-12.
58. Celik C, Erkut S, Gulsahi K, Yamanel K, Kucukesmen C. Effect of sodium ascorbate on bond strength of different adhesive systems to NaOCl-treated dentin. *Aust Endod J* 2010; 36 (1): 12-8.
59. Chai H, Lee JJ, Lawn BR. On the chipping and splitting of teeth. *J Mech Behav Biomed Mater* 2011; 4: 315-21.
60. Chang YY. Maximizing esthetic results on zirconia-based restorations. *Gen Dent* 2011; 59 (6): 440-5.
61. Chapman JL, Bulot DA, Sadan A. Flexural strength of high strength ceramics after sandblasting. *J Dent Res* 2005; 84 (Spec Iss A): abstr 1757.
62. Chaussen N. Fracture toughness of Al_2O_3 with an unstabilized ZrO_2 dispersed phase. *J Am Ceram Soc* 1976; 59 (1-2): 49-51.
63. Chen SY, Lu H-Y. Low-temperature ageing map for 3mol% Y_2O_3 - ZrO_2 . *J Mater Sci* 1989; 24: 453-6.
64. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low temperature ageing of 3Y-TZP. *J Am Ceram Soc* 1999; 82: 2150-4.
65. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 2004; 25 (24): 5539-45.
66. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006; 27 (4): 535-43.
67. Chevalier J, Gremillard L. The Tetragonal-Monoclinic transformation in Zirconia: Lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc* 2009; 92 (9): 1901-20.

68. Chevalier J, Gremillard L. Ceramics for medical applications: A picture for the next 20 years. *J Eur Ceram Soc* 2009; 29: 1245-55.
69. 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.
70. Christensen G. Porcelain fused to metal versus zirconia based ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2009; 140(8): 1036-9.
71. Christensen G. *J Am Dent Assoc* 2011; 142: 41-4.
72. Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: A three-year report. *J Am Dent Assoc* 2010; 141: 1317-29.
73. Cömlekoglu ME, DüNDAR M, GüNGÖR MA, Sen BH, Artunç C. Preliminary evaluation of titanium tetrafluorid as an alternative ceramic etchant to hydrofluoric acid. *J Adhes Dent* 2009; 11 (6): 447-53.
74. Coornaert J, Adriaens P, DeBoever J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. *J Prosthet Dent* 1984; 51: 338-42.
75. Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro Sde A, Shinkai RS. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. *Int J Prosthodont* 2005; 18(4): 328-32.
76. CRA Newsletter. Zirconia supported ceramic fixed prosthesis. Noviembre 2004; 28: 2-4.
77. CRA Newsletter. Agosto 2002; 16 (8).
78. De Boever JA, McCall WD Jr, Holden S, Ash MM Jr. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 1978; 40(3): 326-33.

79. 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: 242-51.
80. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piatelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol* 2006; 77: 73-80.
81. 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): 113-8.
82. Deng Y, Miranda P, Pajares A, Guiberteau F, Lawn BR. Fracture of ceramic/ceramic/polymer trilayers for biomedical applications. *J Biomed Mater Res* 2003; 67: 828-33.
83. Denry IL, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24: 299-307.
84. Denry IL, Peacock JJ, Holloway JA. Effect of heat treatment after accelerated aging on phase transformation in 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2010; 93 (1): 236-43.
85. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2005; 72B: 239-45.
86. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 2006; 27: 2186-92.

87. Dhima M, Assad DA, Volz JE, An KN, Berglund LJ, Carr AB, Salinas TJ. Evaluation of fracture resistance in aqueous environment of four restorative systems for posterior applications. Part 1. *J Prosthodont* 2013; 22: 256-60.
88. Duh JG, Lee MY. Fabrication and sinterability in Y_2O_3 - CeO_2 - ZrO_2 . *J Mater Sci* 1989; 24: 4467-74.
89. Dumfahrt H. Estética. Desarrollo y aplicación clínica de carillas de cerámica. Doce años de experiencia. *Quintessence* 2002; 15 (1): 1-11.
90. Duwez P, Brown FH, Odell F. The Zirconia–Yttria System. *J Electrochem Soc* 1951; 98 (9): 356–62.
91. Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP-zirconia fixed partial denture. Clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int.* 2008; 39 (6): 459-71.
92. Ereifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Experimental and FE shear bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dent Mater* 2011; 27 (6): 590–97.
93. Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent* 2009; 37 (11):848-56.
94. Evans AG, Heuer AH. Review-transformation toughening in ceramics: martensitic transformations in crack-tip stress fields. *J Am Ceram Soc* 1980; 63(5–6): 241–8.
95. Fabrichnaya O, Aldinger F. Assessment of the thermodynamic parameters in the system ZrO_2 - Y_2O_3 - Al_2O_3 . *Zeit Metall* 2004; 95 (1): 27–39.
96. Fabris S, Paxton A, Finnis MW. A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Mater* 2002; 50: 5171–8.

97. Fahmy N, Salah E. An in vitro assessment of a ceramic-pressed-to-metal system as an alternative to conventional metal ceramic systems. *J Prosthodont* 2011; 20: 621-7.
98. Farga-Niñoles I, Agustín-Panadero R, Román-Rodríguez JL, Solá-Ruiz MF, Granell-Ruiz M, Fons-Font A. Fractographic study of the behavior of different ceramic veneers on full coverage crowns in relation to supporting core materials. *J Clin Exp Dent* 2013; 5(5):260-6.
99. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 2004; 32: 451-7.
100. Filser, FT., (2001). *Direct ceramic machining of dental restorations*. Tesis doctoral. Zurich, Swiss Federal Institute of Technology.
101. Fischer H, Dautzenberg G, Marx R. Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. *Dent Mater* 2001; 17: 289-95.
102. Fischer J, Stawarczyk B, Tomic M, Strub J, Hammerle C. Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia frameworks on in vitro fracture load of single crowns. *Dent Mater* 2007; 26: 766-72.
103. Fischer J, Grohmann P. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater* 2008; 27: 448-54.
104. Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CHF. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent* 2008; 36: 316-21.
105. Flinn BD, deGroot DA, Mancl LA, Raigrodski AJ. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *J Prosthet Dent* 2012; 108: 223-30.
106. Flórez-Alvarado A, González-Marín A, Kuk-Kim K, Romero-Mesa JC, Henao-Pérez D. Determinación del módulo de Young en aleaciones de cobalto-cromo

- nuevas y reutilizadas, coladas en centrífuga convencional y por inducción. *Univ Odontol* 2008; 27 (59): 6-14.
107. Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A. Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulkfill resin composites. *Dental Mater* 2014; 30: 1104–12.
108. Fons A, Solá MF, Martínez A, Casas J: Clasificación actual de las cerámicas dentales. *RCOE* 2001; 6 (6): 645-56.
109. 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.
110. Franco EB, dos Santos PA, Mondelli RF. The effect on different light-curing units on tensile strength and microhardness of a composite resin. *J Appl Oral Sci* 2007; 15 (6): 470-4.
111. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; 27: 89-99.
112. Garvie RG, Nicholson PS. Structure and thermomechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO–ZrO₂ system. *J Am Ceram Soc* 1972; 55(3): 152–7.
113. Garvie RC, Hannink RHJ, Pascoe RT. Ceramic Steel. *Nature* 1975; 258: 703–4.
114. Geis-Geistorfer J, Schille C. Influence of surface treatment on wear on solid zirconia (Lava). *J Dent Res* 2011; 90 (Spec Iss A): IADR abstr 3056.
115. Goff JP, Hayes W, Hull S, Hutchings MT, Clausen KN. Defect structure of yttria-stabilized zirconia and its influence on the ionic conductivity at elevated temperatures. *Phys Rev B* 1999; 59(22):14202–19.
116. Gosen AJ. Mandibular leverage and occlusion. *J Prosthet Dent*. 1974; 31(4): 369-76.

117. Granell Ruiz, M., (2007). *Estudio clínico longitudinal del comportamiento de los frentes laminados de porcelana: Parámetros estéticos y funcionales*. Tesis Doctoral. Valencia, Facultad de Medicina y Odontología, Universidad de Valencia.
118. Grant KL, Rawlings RD, Sweeney R. Effect of HIPping, stress and surface finish on the environmental degradation of Y-TZP ceramics. *J Mater Sci: Mater Med* 2001; 12: 557-64.
119. Groten M, Huttig F. The performance of zirconium dioxide crowns: a clinical follow-up. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 429-31.
120. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004; 20: 441-8.
121. 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: 449-56.
122. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia Y-TZP dental ceramics. *Biomaterials* 2004; 25: 5045-52.
123. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005; 33: 9-18.
124. Guler AU, Kurt S, Külünk T. Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent* 2005; 93(5): 453-8.
125. Guler AU, Yilmaz F, Külünk T, Guler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *J Prosthet Dent* 2005; 94(2): 118-24.

126. Guo X. Property degradation of Tetragonal Zirconia induced by low-temperature defect reaction with water molecules. *Chem Mater* 2004; 16 (21): 3988-94.
127. Gupta TK, Bechtold JH, Kuznicki RC, Cadoff LH, Rossing BR. Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. *J Mater Sci* 1977; 12: 2421-6.
128. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc* 2000; 83 (3): 461-87.
129. Harster P. Tecnología de la cerámica. *Revista Española de Estomatología* 1991; 1: 387-94.
130. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 4-9.
131. Hegenbarth O. Procera aluminium oxide ceramics: a new way to achieve stability, precision, and esthetics in all-ceramic restorations. *Quintessence Dental Technol* 1996; 20: 21-34.
132. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2010; 23: 493-502.
133. Helmer JO, Driskell TD. Research on bioceramics. Symposium on use of ceramics as surgical implants. Clemson, South Carolina: Clemson University, 1969.
134. Hermann I, Bhowmick S, Lawn BR. Role of core support material in veneer failure of brittle layer structures. *J Biomed Mater Res* 2007; 82B: 115 -21.
135. Heuer AH, Claussen N, Kriven WM, Rühle M. Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *J Am Ceram Soc* 1982; 65 (12): 642-50.
136. Heuer AH. Transformation toughening in ZrO₂-containing ceramics. *J Am Ceram Soc* 1987; 70(10): 689-98.

137. Heussner K-H, Claussen N. Strengthening of ceria-doped tetragonal zirconia polycrystals by reduction-induced phase transformation. *J Am Ceram Soc* 1989; 72: 1044-6.
138. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Review zirconia: established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res: Appl Biomater* 2009; 88B: 519-29.
139. Horn HR. A new lamination: porcelain bonded to enamel. *N Y State Dent J* 1983; 49 (6): 401-3.
140. Huang H. Machining characteristics and surface integrity of yttria-stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater Sci Eng A: Struct* 2003; 345: 155-63.
141. International Organization for Standardization. Dentistry. Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP). ISO 6872, Ginebra, 2008.
142. International Organization for Standardization. Dentistry. Implants for surgery. ISO 13356, Ginebra, 2008.
143. Isgro G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 465-73.
144. Jang GW, Kim HS, Choe HC, Son MK. Fracture strength and mechanism of dental ceramic crown with zirconia thickness. *Proc Engin* 2011; 10: 1556-60.
145. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent* 2013; 109: 22-9.
146. Jin XJ. Martensitic transformation in zirconia containing ceramics and its applications. *Curr Opin Solid State Mater Sci* 2005; 9: 313-8.

147. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont* 2010; 2: 111-5.
148. 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.
149. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008; 24: 289-98.
150. Kern M. Técnica asistida por ordenador para coronas y puentes con nuevas perspectivas. *Quintessence técnica (ed esp)* 2005; 16: 297-304.
151. Kim D-J. Effect of Ta₂O₅, Nb₂O₅, and HfO₂ alloying on the transformability of Y₂O₃-stabilized tetragonal ZrO₂. *J Am Ceram Soc* 1990; 73(1): 115-20.
152. Kim J-W, Covell NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *J Dent Res* 2010, 89(1): 91-5.
153. Kina, S.; Kina, V. y R.Hirata, (2003) "Límites de las restauraciones estéticas" en Cardoso RJA y Machado MEL. *Odontología: arte y conocimiento*. 1ª ed. São Paulo: Artes Médicas.
154. Kina, S. Cerâmicas dentárias. *R Dental Press Estét* 2005; 2 (2): 112-28.
155. Kisi EH, Howard CJ. Crystal structures of zirconia phases and their interrelation. *Key Eng Mater* 1998; 153-154.
156. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after aging. *Solid State Ionics* 1981; 3-4: 489-93.
157. Komine F, Blatz M, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *Int J Oral Sci* 2010; 52 (4): 531-9.

158. 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: 172-8.
159. Kontos J, Schille C, Geis-Geistorfer J. Influence of Surface treatment on wear on solid zirconia. *J Dent Res* 2011; 90 (Spec Iss B): IADR abstr 303.
160. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000; 53: 304-13.
161. Kosmac T. *In-vivo* ageing of zirconia ceramics: results after 12 months. *J Dent Res* 2010; 89 (Spec Iss B): IADR abstr 3671.
162. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in Dentistry: part II. Evidence-based clinical breakthrough. *Eur J Esthet Dent* 2009; 4: 348-80.
163. Külünk S, Külünk T, Ural C, Kurt M, Baba S. Effect of air abrasion particles on the bond strength of adhesive resin cement to zirconia core. *Acta Odontol Scand* 2011; 69(2): 88-94.
164. Külünk T, Külünk S, Baba S, Oztürk O, Danisman S, Sava S. The effect of alumina and aluminium nitride coating by reactive magnetron sputtering on the resin bond strength to zirconia core. *J Adv Prosthodont* 2013; 5(4): 382-7.
165. Lakiza S, Fabrichnaya O, Zinkevich M, Aldinger F. On The phase relations in the ZrO_2 - $YO_{1.5}$ - $AlO_{1.5}$ system. *J. Alloys Compd* 2006; 420: 237-45.
166. Land CH. Porcelain dental art. *Dental Cosmos* 1903; 65: 615-20.
167. Lange FF, Dunlop GL, Davis BI. Degradation during ageing of transformation toughened ZrO_2 - Y_2O_3 materials at 250°C. *J Am Ceram Soc* 1986; 69: 237-40.
168. Lawn BR. Indentation of ceramics with spheres: a century after Hertz. *J Am Ceram Soc* 1998; 81: 1977-94.

169. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: A review. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 495-510.
170. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *J Dent Res* 2002; 81: 433-8.
171. Lawson S. Environmental degradation of zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc* 1995; 15: 485-502.
172. Leempoel PJ, Eschen S, De Haan AF, Van't Hof MA. An evaluation of crown and bridges in general dental practice. *J Oral Rehabil* 1985; 12 (6): 515-28.
173. Li P, Chen IW, Penner-Hahn JE. Effect of dopants on zirconia stabilization-an X-Ray absorption study: I. Trivalent dopants. *J Am Ceram Soc* 1994; 77 (1): 118-28.
174. Li P, Chen IW, Penner-Hahn JE. Effect of dopants on zirconia stabilization-an X-Ray absorption study: II. Tetravalent dopants. *J Am Ceram Soc* 1994; 77 (5): 1281-8.
175. Liu R, Johnston WM, Holloway JA. The effect of metal recasting on porcelain-metal bonding: A force-to-failure study. *J Prosthet Dent* 2010; 104 (3): 165-72.
176. Lombardi RE. The principles of visual perception and their clinical application to dental esthetics. *J Prosthet Dent* 1973; 29: 358-81.
177. López-Suárez, C., (2014). *Puentes posteriores de circona monolítica y con recubrimiento: evaluación de la resistencia a la fractura*. Tesis doctoral. Madrid, Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial), Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid.
178. López-Mollá, 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.

179. López-Mollá, MV., (2012). *Análisis microscópico e investigación experimental in vitro de la interfase de unión entre la circona y su cerámica de recubrimiento en restauraciones completas de cerámica*. Tesis doctoral. Valencia, Universidad Europea de Madrid.
180. Lu H-Y, Chen S-H. Low-temperature ageing of t-Zr O₂ with 3 mol% Y₂O₃. J Am Ceram Soc 1987; 70: 537-41.
181. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation-aging of zirconia. A critical review of the relevant aspects in dentistry. Dent Mater 2010; 26: 807-20.
182. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina-advanced technologies for the manufacturing of single crowns. Eur J Prosthodont Restor Dent 1999; 4: 113-9.
183. Magne, P. y U. Belser, (2004) *Restauraciones de porcelana adherida en los dientes anteriores. Método biomimético*. Barcelona, Quintessence SL.
184. Marchak BW, Futatsuki I, Marchak CB, White SN. Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: a clinical report. J Prosthet Dent 2008; 99: 169-73.
185. Marchak BW, Sato S, Marchak CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prosthesis: a clinical report. J Prosthet Dent 2011; 106: 145-52.
186. 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: 560-7.
187. Martínez-González A, Amigó-Borrás V, Fons-Font A, Selva-Otaolaurruchi E, Labaig-Rueda C. Response of three types of cast post and cores to static loading. Quintessence Int 2001; 32: 552-60.

188. Martínez Rus F, Pradíes Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE 2007; 12 (4): 253-63.
189. Masonis J, Bourne R, Ries M, McCalden R, Salehi A, Kelman D. Zirconia femoral head fractures: A clinical and retrieval analysis. J Arthroplasty 2004; 19 (7): 898-905.
190. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dental J 1965, London, p. 119-251.
191. McLean JW. The alumina reinforced porcelain jacket crowns. JADA 1967; 75 (3): 621-8.
192. Mochales C, Maerten A, Rack A, Cloetens P, Mueller WD, Zaslansky P, Fleck C. Monoclinic phase transformations of zirconia-based dental prostheses induced by clinically practised surface manipulations. Acta Biomater 2011; 7: 2994-3002.
193. Monaco C, Tucci A, Esposito L, Scotti R. Microstructural changes produced by abrading YTZP in presintered and sintered conditions. J Dent 2013; 41: 121-6.
194. Monaco C, Tucci A, Esposito L, Scotti R. Adhesion mechanisms at the interface between Y-TZP and veneering ceramic with and without modifier. J Dent 2014; 42 (11): 1473-9.
195. Mori K. Influence of the design of zirconia Framework on the fracture strength of veneering porcelain. Kokubyo Gakkai Zasshi 2010; 77 (1): 67-70.
196. Morig G. Aesthetic all-ceramic restorations: a philosophic and clinical review. Prac Periodontics Aesthet Dent 1996; 8 (8):741-9.
197. Mosharraf R, Rismanchian M, Savabi O, Ashtiani AH. Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. J Adv Prosthodont 2011; 3: 221-8.

198. Neiva G, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Resistance to fracture of three all-ceramic systems. *J Esthet Dent* 1998; 10: 60–6.
199. Northdurft FP, Rountree P, Pospiech PR. Clinical long-term behavior of Zirconia-based bridges (Lava): Five years results. *J Dent Res* 2006; 85; Spec Iss C: 3-12.
200. Northdurft FP, Doppler KE, Erdelt KJ, Knauber AW, Pospiech PR. Fracture behavior of straight or angulated zirconia implant abutments supporting anterior single crowns. *Clin Oral Invest* 2011; 15: 157–63.
201. Oblak C, Jevnikar P, Kosmac T, Funduk N, Marion L. Fracture resistance and reliability of new zirconia posts. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 342–8.
202. Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free $ZrSiO_4$ all-ceramic crowns after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 827–32.
203. Ozkurt Z, Kazazoglu E, Unal A. In vitro evaluation of shear bond strength of veneering ceramics to zirconia. *Dent Mater* 2010; 29: 138-46.
204. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano SA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 154-64.
205. Passerini L. Isomorphism among oxides of different tetravalent metals: CeO_2ThO_2 ; CeO_2ZrO_2 ; CeO_2HfO_2 . *Gazzet Chim Ital* 1939; 60: 762-76.
206. Peláez, J., (2010). *Evaluacion clínica de puentes posteriores de circonio*. Madrid, Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid.
207. Perdigão J, Pinto AM, Monteiro, RCC, Braz-Fernandes FM, Laranjeira P, Veiga JP. Degradation of dental ZrO_2 -based materials after hydrothermal fatigue. Part I: XRD, XRF, and FESEM analyses. *Dent Mater* 2012; 31 (2): 256–65.

208. Perdigão J, Fernandes SD, Pinto AM, Oliveira FA. Effect of artificial aging and surface treatment on bond strengths to dental zirconia. *Oper Dent*. 2013; 38(2): 168-76.
209. Piconi C, Macauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20: 1-25.
210. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007; 18 Suppl 3: 97-113.
211. Porter DL, Heuer AH. Mechanisms of toughening partially stabilized zirconia (PSZ). *J Am Ceram Soc* 1977; 60 (3-4): 183-4.
212. Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? *Clin Oral Invest* 2002; 6: 189-97.
213. Pospiech P. *Chipping*: ¿un problema inherente al sistema o derivado de la manipulación? *Quintessence (ed. Esp)* 2011; 24 (7): 340-7.
214. 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.
215. Prasansuttiporn T, Nakajima M, Kunawarote S, Foxton RM, Takami J. Effect of reducing agents on bond strength to NaOCl-treated dentin. *Dent Mater* 2011; 27 (3): 229-34.
216. Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel M, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater* 2011; 27: 796-804.
217. Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. *J Dent* 2012; 40: 921-8.

218. Pröbster L. Compressive strength of two moderna ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1992; 5: 409-14.
219. Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico (II). *Quintessence Int* 1997; 48: 1069-85.
220. Qing H, Zhu Z, Chao Y, Zhang W. In vitro evaluation of the fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon posts. *J Prosthet Dent* 2007; 97(2): 93-8.
221. Raffaelli L, Ionmetti PR, Piccioni E, Toesca A, Serini E, Resci F, Missori M, De Spirito M, Manicone MF, Calviello G. Growth, viability, adhesión potential and fibronectin expression in fibroblasts cultured on zirconia or feldspatic ceramics in vitro. *J Biomed Mater Res* 2008; 86A (4): 959-68.
222. Raigrodski AJ. Clinical and laboratory considerations for the use of CAD/CAM Y-TZP- based restorations. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003; 15(6): 469-76.
223. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 557-62
224. Raigrodski AJ. Materials for all-ceramic restorations. *J Esthet Rest Dent* 2006; 18 (3): 117-8.
225. Rekow ED, Silva NR, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res* 2011; 90: 937-52.
226. RelyX™ Unicem 2 Automix Self-Adhesive Resin Cement. Technical data sheet, 3M ESPE, 2010.
227. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 793-8.
228. Ring, M.E., (1985) *Dentistry: an illustrated history*. New York, C. V. Mosby.

229. Rinke S, Schäfer S, Roediger M. Complication rate of molar crowns: a practice-based clinical evaluation. *Int J Comput Dent* 2011; 14: 203-18.
230. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence Int* 2013; 44(8): 557-66.
231. 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.
232. Roediger M, Rinke S. Prospective clinical evaluation of Cercon premolar and molar FPDs. *J Dent Res* 2009; 88 (special issue B): IADR abstr 2347.
233. Román-Rodríguez JL, Martínez A, Amigó V, Labaig C, Solá M^aF. 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): 183-92.
234. Román-Rodríguez, JL., (2010). *Estudio experimental in vitro de la adhesión entre la cerámica de óxido de circonio y distintos cementos de resina compuesta*. Tesis doctoral. Valencia. Departamento de Estomatología (Unidad de Prostodoncia y Oclusión), Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia.
235. Román-Rodríguez JL, Roig-Vanaclocha A, Fons-Font A, Granell-Ruiz M, Solá-Ruiz MF, Bruguera-Álvarez A. Full maxillary rehabilitation with an All-Ceramic system. *Med Oral Patol Oral Cir Oral* 2010; 15(3): 523-5.
236. 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*. 2010; 1; 15(1):e95-100.

237. Román-Rodríguez JL, Fons-Font A, Amigó-Borrás V, Granell-Ruiz M, Agustín-Panadero R, Solá-Ruiz MF. Bond strength of selected composite resin-cements to zirconium-oxide ceramic. *Med Oral Patol Oral Cir Oral* 2013; 18(1): 115-23.
238. Romeo M, (2009) *Estudio comparativo en ajustes en prótesis fija cerámica entre sistemas CAD/CAM e inyectado*. Tesis doctoral. Universidad Complutense de Madrid.
239. 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. *J Dent* 2009; 37: 978-83.
240. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Kolbeck C. Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. *Clin Oral Investig* 2012; 16: 935-43.
241. Rothbrust F, Keutschegger W, Kraxner S, Schweiger M, Kappert H, Rheinberger V. Microstructural effects on the clinical performance of anatomical zirconia. *J Dent Res* 2010; 89 (Spec Iss B): IADR abstr 3668.
242. Rues S, Kroger E, Müller D, Schmitter M. Effect of firing protocols on cohesive failure of all-ceramic crowns. *J Dent* 2010; 38: 987-94.
243. Ruff O, Ebert F. Refractory ceramics: I. The forms of zirconium dioxide. *Z Anorg Allg Chem* 1929; 180: 19-41.
244. Ruff O, Ebert F, Stephen E. Contributions to the ceramics of highly refractory materials: I. System zirconia-lime 1929; 180: 215-24.
245. Sadoun M. All ceramic bridges with slip casting technique. Presented at the 7th International Symposium on Ceramics. Paris, 1988.
246. 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.

247. 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.
248. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 553-60.
249. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosth Dent* 2010; 104: 247-57.
250. 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: 483-90.
251. Sato T, Shimada M. Transformation of ceria-doped tetragonal zirconia polycrystals by annealing in water. *Am Ceram Soc Bull* 1985; 64: 1382-4.
252. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc* 1985; 68: 356-9.
253. Sax C, Hämmerle CH, Sailer I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *Int J Comput Dent* 2011; 14 (3): 183-202.
254. Scarano A, Piatelli M, Caputti S, Favero GA, Piatelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide discs: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004; 75: 292-6.
255. Schirra C, Hegenbarth EA. Cofias de cerámica de óxido de aluminio elaboradas individualmente mediante tecnología CAD/CAM para restauraciones íntegramente cerámicas sobre dientes e implantes. *Quintessence Int* 1998; 49: 33-42.

256. Schley JS, Heussen N, Reich S, Fisher J, Haselhuhn K, Wolfart S. Survival probability of zirconia-based fixed prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature. *Eur J Oral Sci* 2010; 118: 443-50.
257. Schmid HK. Diffusion-induced grain-boundary migration in ceria stabilized tetragonal zirconia polycrystals. *J Am Ceram Soc* 1991; 74: 387-94.
258. 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.
259. Schröder S, Spiegel M. Vollkeramische Systeme. Diplomarbeit. Fachhochschule Osnabrück. 2005.
260. Scott H.G. Phase relationship in the Zirconia-Ytria system. *J Mater Sci* 1975; 10: 1527-35.
261. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995; 8 (3): 239-46.
262. Sergio V. Room temperature aging of laminate composites of alumina/3mol%-yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals. *J Am Ceram Soc* 1984; 87: 247-53.
263. Shahin R, Kern M. Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging. *Dent Mater* 2010; 26: 922-8.
264. 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): 352-61.
265. Silva NR, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli NA, Rekow ED, Thompson VP, Coelho PG. Modified Y-TZP core design improve all-ceramic crown reliability. *J Dent Res* 2011; 90 (1): 104-8.

266. Simonsen RJ, Calamia JR. Tensile bond strengths of etched porcelain J Dent Res 1983; 62: IADR abstr 1099.
267. Snyder MD, Hogg KD. Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. J Contemp Dent Pract 2005; 6 (4): 54-63.
268. Solá-Ruiz MF., (1997). *Estudio de los factores que determinan el color de las restauraciones dentales de porcelana: análisis experimental in vitro con espectrofotometría*. Tesis Doctoral. Valencia, Facultad de Medicina y Odontología, Universidad de Valencia.
269. Solá-Ruiz MF, Román-Rodríguez JL, Fons-Font A, De Barutell-Castillo A, Llovera-Usó S y Granell-Ruiz M. Tecnología asistida por ordenador para la confección de puentes cerámicos: sistema Everest. Resolución de un caso clínico. Revista Internacional de Prótesis Estomatológica 2006; 4: 323-9.
270. Sorensen JA. The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. Quintessence Dent Technol 2003; 26: 57.
271. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? J Am Dent Assoc. 2008; 139 (9 suppl):19S-24S.
272. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic and composite resin : an in vitro study. J Prosthet Dent 2014; 112: 1141-50.
273. Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hämmerle CHF. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonist. Acta Odontol Scand 2013; 71: 102-12.
274. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. J Oral Rehabil 2014; 4: 314-22.

275. Suárez ML, Pradíes GJ, Serrano B, Lozano JF. In-Ceram Zirconia: Alternativa estética en puentes posteriores. *Rev Int Prótesis Estomatológica* 2000; 2(5): 407-12.
276. Subbarao E.C., (1981) "Zirconia-an overview" en Heuer AH, Hobbs LW, editores. *Science and technology of zirconia*. Columbus, Ohio, EE.UU., The American Ceramic Society.
277. Sun T, Shao LQ, Deng B, Wen N. Shear bond strengths between ceramic cores and veneering ceramics of dental bi-layered ceramic systems and the sensitivity to thermocycling. *Ceramics Silikáty* 2012; 56 (3): 238-44.
278. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, Longquan S. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014; 35: 93-101.
279. 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; 682-8.
280. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical testing. *Dent Mater* 2005; 21: 476-82.
281. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006; 22 (8): 778-84.
282. Suttor D, Bunke K, Höscheler S, Hauptmann H, Hertlein G. Lava - The system of all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001, 4: 195-206.
283. Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci Lett* 1991; 26: 6706-14.

284. Takaba M, Tanaka S, Ishiura Y, Baba K. Implant-Supported Fixed Dental Prostheses with CAD/CAM-Fabricated Porcelain Crown and Zirconia-Based Framework. *J Prosthodont* 2013; 22: 402-7.
285. Takagaki T, Nikaido T, Tsuchiya S, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Effect of hibridization on bond strength and adhesive interface after acid-base challenge using 4-META/MMA-TBB resin. *Dent Mater J* 2009; 28 (2): 185-93.
286. Tan PL, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT, Dawson D. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent* 2005; 93(4): 331-6.
287. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Uchida M, Kokubo T, Nakamura T. Phase stability after aging and its influence on pin-on-disk wear properties of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and conventional Y-TZP. *J Biomed Mater Res* 2003; 67A: 200-7.
288. Theunissen GSAM, Bouma JS, Winnubst AJA, Burggraaf AJ. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci* 1992; 27: 4429-38.
289. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dent Mater* 2011; 27 (11): 1102-10.
290. Thompson GA. Influence of relative layer height and testing method on failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dent Mater* 2000; 16: 235-43.
291. Times Mirror International Publishers, División Interamericana, (1996). *Diccionario de la salud*, Colombia, Mosby/Doyma Libros, S.A., Times Mirror International Publishers, División Interamericana.
292. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate, alumina, and zirconia based three unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; 14:231-8.

293. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont* 2008; 21: 217-22.
294. Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions in different positions within the dental arch. *J Oral Rehabil*. 1998; 25(9): 681-6.
295. Touati, B.; Miara, P.; Nathanson, D. y R. Giordano, (2000) *Odontología Estética y restauraciones cerámicas*. Barcelona, Masson.
296. 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: 308-18.
297. Tsukuma K. Mechanical properties and thermal stability of CeO₂ containing tetragonal zirconia polycrystals. *Am Ceram Soc Bull* 1986; 65: 1386-9.
298. Uo M, Sjogren G, Sundh A, Goto M, Watari F, Bergman M. Effect of surface condition of dental zirconia ceramic (Denzir) on bonding. *Dent Mater J* 2006; 25: 626-31.
299. Ural C, Külünk T, Külünk S, Kurt M. The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand* 2010; 68(6): 354-9.
300. Ural C, Külünk T, Külünk S, Kurt M, Baba S. Determination of resin bond strength to zirconia ceramic surface using different primers. *Acta Odontol Scand* 2011; 69(1): 48-53.
301. Ural C, KalyoncuoGlu E, Balkaya V. The effect of different outputs of carbon dioxide laser on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand* 2012; 70(6): 541-6.

302. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry. Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent* 2009; 2: 130-51.
303. Vega del Barrio, J. M., (1996) *Materiales en Odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos*. Madrid, Ediciones Avances.
304. Vega del Barrio JM. Resistencia al cizallamiento de un sistema totalmente cerámico frente a siete sistemas ceramo-metálicos: estudio comparativo. *RCOE* 2005; 10: 529-39.
305. 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.
306. Villarreal E, Sánchez Soler LA, Masip S, Espía Gómez A. Dióxido de circonio en odontología: un camino hacia la búsqueda del material ideal. *Dentum* 2007; 7 (3):113-7.
307. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005; 32 (3): 180-7.
308. 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.
309. Waltimo A, Nystrom M, Kononen M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scand J Dent Res* 1994; 102: 92-6.
310. Waltimo A, Kononen M. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients. *Acta Odontol. Scand* 1995; 53: 254-8.
311. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 1. Outcome. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 439-45.

312. Wan QB, Lü J, Jia Y, Lu DM y Liao YM. Fracture resistance of the all-ceramic posts in post-and-core system. *Sichuan Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban* 2005; 36 (2): 264-6.
313. Wang G, Zhang S, Bian C, Kong H. Interface toughness of a zirconia-veneer system and the effect of a liner application. *J Prosthet Dent* 2014; 112 (3): 576-83.
314. Watanabe, M.; Ilio, S. y I. Fukuura, (1984) "Aging behavior in Y-TZP" en Claussen, N.; Ruehlen, M. y AH. Hauer (editores). *Science and technology of zirconia II*. Columbus, Ohio, EE. UU., The American Ceramic Society.
315. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; 94 (2): 125-31.
316. Wittneben JG, Wright RF, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 466-71.
317. 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; 23: 45-50.
318. 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.
319. Wolfart S, Harder S, Eschbach S, Lehmann F, Kern M. Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Cercon): end abutments vs. cantilever design. *Eur J Oral Sci* 2009; 117: 741-9.
320. Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Somiya S. Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. *J Mater Sci Lett* 1987; 6: 465-7.

321. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont* 2008; 17 (5): 370-7.
322. Zhang Y, Pajares A, Lawn BR. Fatigue and damage tolerance of Y-TZP ceramics in layered biomechanical systems. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004, 71: 166-71.
323. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004; 71: 381-6.
324. Zhang Y, Chai H, Lee JJ, Lawn BR. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. *J Dent Res* 2012; 91: 311-5.
325. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 2013; 29 (12): 1201-8.