



VNIVERSITATIS VALÈNCIA

**Facultat de Medicina i Odontologia**

Departamento de Estomatología

Unidad Docente de Prostodoncia i Oclusión

**TESIS DOCTORAL**

**ESTUDIO *IN VITRO* DE LA RESISTENCIA A LA  
FRACTURA TRAS LA FATIGA DE CORONAS  
CEMENTADAS SOBRE PILARES DE CIRCONA**

Programa de Doctorado

Fisiopatología del Aparato Estomatognático

Presentada por:

Ana Roig Vanaclocha

Dirigida por:

Prof. Dr. Antonio Fons Font

Prof. Dr. Rubén Agustín Panadero

Profa. Dra. M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruíz

**Valencia**

**2015**



**ESTUDIO *IN VITRO* DE LA RESISTENCIA A LA  
FRACTURA TRAS LA FATIGA DE CORONAS  
CEMENTADAS SOBRE PILARES DE CIRCONA**

**Memoria de investigación que presenta**

**ANA ROIG VANACLOCHA**

**para optar al Grado de Doctora en Odontología por la**

**Universidad de Valencia**

Directores:

Prof. Dr. Antonio Fons Font

Prof. Dr. Rubén Agustín Panadero

Profa. Dra. M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruíz

Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión

Departamento de Estomatología

Facultat de Medicina i Odontologia

Universitat de València

Valencia, 2015





**Don Antonio Fons Font**, Profesor Titular del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia Estudio General, **Don Rubén Agustín Panadero**, Profesor Asociado del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia Estudio General y **Dña. M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruíz**, Profesora Contratado Doctor Interina del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia Estudio General.

**CERTIFICAN:**

Que el trabajo de investigación titulado “Estudio in vitro de la resistencia a la fractura tras la fatiga de coronas cementadas sobre pilares de circona” del que es autora Doña Ana Roig Vanaclocha, 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 Doctora en Odontología por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Valencia a 26 de Octubre de 2015.

**Fdo. Antonio Fons Font**

**Fdo. Rubén Agustín Panadero**

**Fdo. M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruíz**



# AGRADECIMIENTOS

- A los directores del presente trabajo:

- A Antonio Fons Font, por todo lo que me ha enseñado y por su gran ayuda durante la consecución de esta memoria. Gratitud infinita por su paciencia y dedicación plena durante el escrito de esta tesis.
- A Ruben Agustín Panadero, por ser el *alma mater* de este proyecto y por ayudarme a crecer en el mundo de la investigación. Por ser mi amigo antes que mi director. Sin su ayuda para la obtención de los materiales este estudio no hubiera visto la luz.
- A M<sup>a</sup> Fernanda Solá Ruíz, por ser la primera en confiar en mis capacidades e introducirme en el apasionante mundo de la estética dental. Por apoyarme de modo incondicional en todo momento y enseñarme que el saber estar y la paciencia son necesarios para la convivencia universitaria.

- A Vicente Amigó Borrás, maestro ineludible de cada una de las investigaciones realizadas. Por su apoyo durante el ensayo de carga estática y por explicarme todo aquello que por mi formación yo no era capaz de entender.

- A Carlos Labaig Rueda, por introducirme en el mundo de la implantología y por su ayuda constante y desinteresada durante toda esta investigación.

- A Javier Casas Terrón, compañero, amigo y maestro. Por todos sus consejos y por su ayuda desinteresada durante la consecución de este trabajo.

- A Juan Luis Román Rodríguez, compañero e investigador insaciable, porque de él he aprendido que el silencio te ayuda a llegar muy lejos.

- A Cristina Rech Ortega, compañera de tantos ratos trabajando con las tesis doctorales. Por animarnos mutuamente y porque algún día nos reiremos de todos estos momentos.

- A Inés González de Cossío y María Granell Ruíz, por aceptar mi marcha temporal en la clínica de Prótesis Estética durante estos dos últimos años y tratar a los pacientes como si nada estuviera pasando.

- A Ole Andresen Ribes, compañero de otra de mis pasiones, la endodoncia. Por enseñarme y animarme siempre que lo he necesitado.

- A Ana Ortolá Ortolá, por ser una fantástica compañera y amiga, por todas las conversaciones mantenidas durante los viajes de formación que hemos compartido, sabes que aún quedan muchos.
- A Eva González Angulo, compañera de cirugías y amiga, gracias por tratar con tanta delicadeza y cariño a los pacientes de mi clínica y ayudarme a ver las cosas desde otra perspectiva.
- A todos los compañeros de Odontología Integrada del Adulto, porque sin ellos sería imposible impartir docencia con ilusión y entusiasmo.
- A Sweden & Martina, en especial a Gianfranco Parente, por la cesión desinteresada de los materiales que nos han permitido realizar este estudio.
- A César Chust, por su colaboración en la preparación de los pilares y las coronas de este estudio.
- A Justo Rubio, por ayudarme a confeccionar la llave que nos permitiría realizar esta investigación de modo reproducible.
- A Juan Luis Gómez, por realizar el análisis estadístico de los datos y ayudarme a comprenderlos.
- A Clara Perelló, por su gran ayuda durante la fatiga de las muestras.
- A Valeria, por cuidar de Carlos cuantas horas y días he necesitado, nunca se lo agradeceré lo suficiente.
- A Delfina y Julio, mis suegros, por su eterna paciencia aún sin entender demasiado el porqué de mis objetivos.
- A mis amigos, Tere, Mario, Amparo y Juan, por su colaboración moral en esta memoria y animarme a seguir en esta aventura.
- A Sara Sepúlveda Tendillo, por mantener a los pacientes muy bien atendidos mientras conseguía terminar esta memoria y animarme en todo momento.
- A mis chicas, M<sup>a</sup> Rosa, Carolina y Beatriz, por mantener esa gran familia clínica que formé hace 8 años y facilitar que el barco no se hunda. Sin vosotras, nada de esto sería posible.

## **DEDICATORIA**

A mis padres, Enrique y Pepa, por darme la vida e inculcarme que con esfuerzo, constancia y trabajo se consiguen los objetivos. Gracias por confiar en mí y ayudarme en todo momento.

A mi hermano, Quique, por estar ahí siempre, aunque sea a distancia. Porque es un maestro de la vida aunque aún no la haya saboreado intensamente.

A mi abuela, Pepica, porque aunque a día de hoy no sea consciente de mi esfuerzo, seguro que se sentiría orgullosa de ello.

A mi marido, Carlos, no hay folios para escribir todo lo que tengo que agradecerte. Por respetar cada uno de mis proyectos y ayudarme como si fuera tuyo propio. Por tu amor incondicional y entrega sincera.

A mi hijo, Carlos, por ser el motivo de mi esfuerzo en la vida y en el trabajo.

Por todos ellos, al fin, escribo esta memoria.





# ÍNDICE





<b>1. INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>1</b>
<b>2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>7</b>
2.1 JUSTIFICACIÓN DEL USO DE IMPLANTES DENTALES FRENTE A OTRAS ALTERNATIVAS TERAPÉUTICAS .....	9
2.2 RESTAURACIONES IMPLANTOSOPORTADAS .....	13
2.2.1 PILARES TRANSEPITELIALES.....	14
2.2.2.1 TIPOS .....	16
2.2.2.2 CONEXIÓN IMPLANTE-PILAR .....	20
2.2.2.3 TORNILLOS.....	23
2.2.2.4 SISTEMAS DE CONEXIÓN ENTRE LA CORONA Y EL PILAR .....	26
2.2.2 CORONAS .....	30
2.2.2.1 CORONAS CERAMOMETÁLICAS .....	30
2.2.2.2 CORONAS CERÁMICAS .....	32
2.2.2.2.1 COMPOSICIÓN Y CARACTERÍSTICAS DE LAS CERÁMICAS.....	32
2.2.2.2.2 CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS.....	36
2.2.2.2.3 CORONAS DE DISILICATO DE LITIO .....	37
2.2.2.2.4 CORONAS DE CIRCONA-PORCELANA .....	38
2.2.2.2.5 CORONAS DE CERÁMICAS HÍBRIDAS .....	44
2.3 PROBLEMÁTICA DEL USO DE PILARES DE TITANIO Y JUSTIFICACIÓN DE LA NECESIDAD DE PILARES CERÁMICOS .....	50
<b>3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS</b> .....	<b>55</b>
3.1 JUSTIFICACIÓN.....	57
3.2 HIPÓTESIS.....	60
3.3 OBJETIVOS.....	60
<b>4. MATERIAL Y MÉTODO</b> .....	<b>61</b>
4.1 MATERIAL.....	63
4.1.1 DISEÑO Y CONFECCIÓN DE LOS ESPECÍMENES.....	63
4.1.1.1 IMPLANTE.....	64
4.1.1.2 PILAR INDIVIDUALIZADO.....	64
4.1.1.3 TORNILLO DE FIJACIÓN PROTÉSICA.....	69

4.1.1.4 CORONAS.....	70
4.1.2 CONFECCIÓN DEL MODELO MAESTRO .....	73
4.1.3 CEMENTADO DE LAS CORONAS.....	74
4.1.4 CLASIFICACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DE LOS GRUPOS.....	77
4.2 MÉTODO.....	77
4.2.1 CARGA CÍCLICA Y TERMOCICLADO .....	77
4.2.2.1 SIMULADORA DE MOVIMIENTOS MASTICATORIOS .....	77
4.2.1.2 TERMOCICLADORA .....	79
4.2.2 ENSAYO DE CARGA POR COMPRESIÓN .....	80
4.2.3 INSPECCIÓN OCULAR DE LOS ESPECÍMENES PARA DETERMINAR EL TIPO DE FALLO Y SU LOCALIZACIÓN .....	83
4.2.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO .....	84
<b>5. RESULTADOS .....</b>	<b>87</b>
5.1 RESULTADOS DE CARGA.....	90
5.1.1 ANÁLISIS DE LOS DATOS DE RESISTENCIA DE LAS COMBINACIONES PILAR-CORONA.....	91
5.1.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA RESISTENCIA DE LAS COMBINACIONES PILAR-CORONA.....	95
5.2 RESULTADOS DE LA DEFORMACIÓN Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO .....	102
5.2.1 ANÁLISIS DESCRIPTIVO DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE LAS COMBINACIONES PILAR-CORONA.....	102
5.2.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA DEFORMACIÓN .....	110
5.3 RESULTADOS DEL TIPO DE FRACTURA .....	113
5.3.1 ANÁLISIS DESCRIPTIVO DEL TIPO DE FRACTURA .....	113
5.3.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DEL TIPO DE FRACTURA .....	117
<b>6. DISCUSIÓN .....</b>	<b>121</b>
6.1 DISCUSIÓN DEL MATERIAL .....	125
6.1.1 DISCUSIÓN SOBRE EL DISEÑO DE LOS ESPECÍMENES.....	125
6.1.2 DISCUSIÓN SOBRE LA ELECCIÓN DEL MATERIAL DE ESTUDIO .....	127
6.1.2.1 SOBRE EL IMPLANTE .....	127
6.1.2.2 SOBRE LOS PILARES .....	127

6.1.2.3 SOBRE LAS CORONAS .....	131
6.2 DISCUSIÓN DEL MÉTODO .....	133
6.2.1 DISCUSIÓN SOBRE LA UTILIZACIÓN DE FATIGA DINÁMICA Y TERMOCICLADO .....	133
6.2.2 DISCUSIÓN SOBRE EL ENSAYO DE COMPRESIÓN .....	136
6.3 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS .....	142
6.3.1 DISCUSIÓN DE LAS UNIDADES DE MEDICIÓN DE LOS RESULTADOS .....	142
6.3.2 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS DE CARGA.....	143
6.3.3 DISCUSIÓN DEL TIPO DE FALLO .....	153
<b>7. CONCLUSIONES .....</b>	<b>161</b>
<b>8. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>165</b>
<b>9. ANEXOS.....</b>	<b>201</b>



1



**INTRODUCCIÓN**



Dentro del campo odontológico, la implantología es una de las terapéuticas que más ha evolucionado en los últimos años. La colocación de implantes se ha convertido en uno de los tratamientos de elección para la reposición de dientes ausentes, sobre todo ante pérdidas unitarias, por los excelentes resultados clínicos que presentan en estudios realizados a largo plazo (**JUNG, 2012**).

En la sociedad actual, una apariencia atractiva se relaciona con el éxito. Forma parte de la naturaleza humana relacionar el atractivo con una apariencia joven (**RUFENACHT, 1990**); es por ello que, en paralelo a los adelantos médicos y a una esperanza de vida cada vez mayor, el deseo de parecer joven también se prolonga hasta una edad avanzada. Este deseo de tener un aspecto más juvenil y por tanto más atractivo, suele ser una de las motivaciones de los pacientes cuando deciden realizarse un tratamiento odontológico. Además, los ideales de belleza transmitidos por los medios de comunicación, que responden a ciertas tendencias y que hace tiempo que no se basan en ejemplos extraídos únicamente de la realidad, sino de modelos, influyen en nuestros pacientes. Así es como, por momentos, se desdibujan las fronteras entre estética y cosmética, entre naturalidad y belleza.

Una sonrisa de atractivo natural se basa en una integración armoniosa de los dientes en las estructuras orales, los labios circundantes y el rostro en su conjunto.

Conviene considerar el festoneado gingival sobre los dientes como elemento esencial para una apariencia estética general desde el punto de vista de la armonía dentofacial. Si un paciente expone tejido gingival, en especial al reír, éste debería satisfacer ciertos requisitos estéticos. Puede que unos dientes de aspecto aparentemente perfecto no basten para compensar la presencia de defectos gingivales o la morfología de la encía, y viceversa. La llamada estética roja y estética blanca dependen de la percepción propia y ajena del paciente, por lo que a la hora de planificar el tratamiento deben verse como un parámetro más para alcanzar y restablecer la armonía dentofacial (**CHICHE, 1994; KOKICH, 1984; MAGNE, 2002**).

La utilización de implantes oseointegrados para llevar a cabo la rehabilitación prostodóntica de pacientes parcialmente desdentados ha demostrado unos índices de supervivencia clínica elevados y se ha convertido en un tratamiento estándar en la clínica. En el caso del sector anterior, la utilización de implantes se ha convertido en una opción de primera elección, en general, frente a la utilización de otros tratamientos como las prótesis parciales fijas dentosoportadas (**TOMASI, 2008**).

El plan de tratamiento para un diente unitario ausente en la región anterior del maxilar es más complejo que en otras regiones de la boca. Existen varias alternativas para restaurar un diente unitario anterosuperior (prótesis parcial removible, prótesis parcial fija, restauración adhesiva o tipo Maryland) pero, debido a las ventajas que ofrecen los implantes en cuanto al mantenimiento del hueso y a las menores complicaciones dentarias, ya que no están implicados los dientes vecinos al espacio edéntulo, se han convertido en el tratamiento de elección.

El tratamiento con implantes, sobre todo en la región anterior del maxilar, debe ser considerado como un procedimiento complejo, que requiere criterios en la evaluación y en la planificación, abarcando diversas ramas de la Odontología. La estética de una corona unitaria en un diente anterior natural del maxilar superior es uno de los retos más complejos de la odontología restauradora y es incluso mayor cuando se soporta sobre un implante. El implante suele tener entre 4-5 mm de diámetro y su sección es redonda. Una corona maxilar anterior tiene en su región cervical de 4,5 a 7 mm mesiodistalmente en sección y nunca es completamente



redonda. Como resultado de esto, la estética cervical de una corona sobre implante unitario debe acomodarse al diámetro circular del implante y compensar los parámetros de higiene con los estéticos. Generalmente se precisan pasos adicionales en la confección de la prótesis, y además la utilización de pilares con perfiles de emergencia variables o aditamentos con colores individualizados para recrear la ilusión de una corona sobre un pilar natural (**MISCH, 2009**).

La función del pilar sobre el implante, además de servir de conexión entre el implante osteointegrado y la corona o puente en la cavidad oral, es la de soportar grandes desafíos mecánicos así como proporcionar cualidades biológicas. El titanio fue el primer material utilizado para la confección de pilares sobre implantes debido a su resistencia mecánica y biocompatibilidad. Los estudios clínicos existentes han demostrado una adecuada supervivencia de dichos pilares y presentan muy pocas complicaciones (**ANDERSSON, 1998; NAKAMURA, 2010; SAILER, 2009; BRESSAN, 2011; JUNG, 2008**); pero su color metálico no proporciona buenos resultados estéticos. En la clínica, limita la elección del material de la corona o el puente y puede dar lugar a un halo gris azulado a través de la mucosa periimplantaria delgada que compromete el resultado estético.

En las últimas dos décadas se han empezado a utilizar materiales cerámicos para la confección de pilares sobre implantes. Prestipino e Ingber fueron los primeros en diseñar y utilizar un pilar cerámico, de óxido de aluminio, para llevar a cabo la rehabilitación protésica de un implante. (**PRESTIPINO,1993**). Sin embargo, la alúmina ha mostrado en los estudios *in vitro* e *in vivo* una resistencia mecánica inferior a las fuerzas oclusales que se ejercen a nivel del sector anterior, por lo que en los últimos años se ha propuesto el óxido de circonio para la fabricación de pilares sobre implantes. La zircona estabilizada con itrio combina tanto buenas propiedades mecánicas como biológicas y al mismo tiempo sus características ópticas permiten conseguir un color de la mucosa periimplantaria similar al color que presenta la encía del diente natural, aunque existen dudas acerca de la resistencia a la fractura y su comportamiento mecánico a nivel intraoral.

El óxido de circonio es un biomaterial que lleva utilizándose desde 1960. A partir de ese momento, las prometedoras propiedades *in vitro*, así como su historia de uso ortopédico, atrajeron la atención de los investigadores en el campo de la Odontología,

hasta el punto de que en la última década ha adquirido un gran protagonismo. Las propiedades que avalan su uso en odontología son su biocompatibilidad, su baja conductividad térmica, su resistencia a la corrosión y su elevada tenacidad, pues presenta una microestructura totalmente cristalina. Sin embargo, debido a su opacidad tiene que ser recubierto con una cerámica feldespática, más translúcida, para que mejore la estética.

Con los avances en software y en el potencial de las fresadoras, la tecnología de diseño asistido por ordenador y los sistemas de fabricación asistidos por ordenador (CAD/CAM) se desarrollaron para fabricar pilares sobre implantes (**BERGLER, 2008**), restauraciones provisionales, estructuras metálicas, coronas estéticas, y otros objetos de gran tamaño como son las guías quirúrgicas y las base sde prótesis removibles (**SOHMURA, 2009**). Mientras tanto, la fabricación de estructuras de circona o metal por CAD/CAM se ha convertido en un proceso totalmente digital.

Cuando aparecen nuevos materiales dentales y/o nuevas técnicas, resulta necesario realizar estudios *in vitro* que determinen si son seguros para su uso clínico.

Por ello, en la Unidad de Prostodoncia y Oclusión de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia, decidimos realizar un estudio cuyo objetivo fue evaluar el tipo de fallo, el comportamiento mecánico y los valores de resistencia a la fractura de distintos tipos de combinaciones pilar-corona, para determinar si las restauraciones estudiadas pueden ser utilizadas de un modo fiable en restauraciones protéticas sobre implantes unitarios en el sector anterior.

2



**REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA**



## **2.1. JUSTIFICACIÓN DEL USO DE IMPLANTES DENTALES FRENTE A OTRAS ALTERNATIVAS TERAPÉUTICAS**

Los tratamientos odontológicos persiguen diferentes metas entre las que destacan devolver al paciente la función, la estética y la salud oral.

Históricamente, las opciones para reemplazar un diente perdido incluían una prótesis parcial fija o una prótesis parcial removible dento y/o mucosoportada. Brånemark inició estudios experimentales extensos en 1952 sobre la circulación microscópica durante la cicatrización de la médula ósea. Estos estudios llevaron a una aplicación en el campo dental, a principios de la década de 1960, observando una integración implantológica de 10 años en perros, sin reacciones adversas significativas en tejidos blandos o duros. Los estudios implantológicos en humanos con la filosofía de Brånemark comenzaron en 1965 y se publicaron en 1977 (**BRÅNEMARK, 1977**). El término oseointegración fue definido por Brånemark como el contacto directo entre un hueso vivo con la superficie de un implante. Desde entonces, el uso de implantes dentales en el tratamiento del edentulismo parcial o completo se ha convertido en una modalidad de tratamiento predecible en odontología (**MISCH, 2009**).

Existen varias alternativas para restaurar la pérdida de un diente unitario anterior (protesis parcial fija, prótesis parcial removible, prótesis parcial adherida con resina y restauración unitaria implantosoportada). El tratamiento clásicamente elegido para ello es el de la protesis parcial fija cementada de tres piezas, que emplea como pilares los dientes anterior y posterior a la brecha edéntula; este tipo de prótesis es un tratamiento predecible a corto plazo que satisface los criterios de contorno, comodidad, función, dicción y salud **(PALMQVIST, 1993)**.

Una prótesis parcial fija de 3 piezas presenta limitaciones relativas a la propia restauración y, lo que es aún más importante, a los dientes pilares. Creugers, en una revisión de 42 artículos publicados en un periodo de 28 años, calculó una tasa de supervivencia del 74% para los puentes parciales fijos tras un periodo de 15 años **(CREUGERS, 1994)**. La caries (11%) y los tratamientos endodóncicos de los pilares dentales (15%) fueron las principales causas de los fracasos protésicos. Los dientes pilares eran más proclives a la caries si la higiene y el ajuste de la prótesis no era el adecuado, existiendo tasas de pérdida de hasta un 30% a los 14 años, debidas tanto al fracaso del tratamiento endodóntico (éxito del 90% en un periodo de 8 años) **(ZUOLO, 2000; SJOGREN, 1990; WEIGER, 1998)**, como a las fracturas dentales (38%) **(PRIEST, 1996)**, al avance de la enfermedad periodontal (27%) o a la pérdida de retención (13%) **(HOLM, 2003; GOODACRE, 2003; WALTON, 2000; WALTON, 2003)**.

Desde mediados de los años 80 los implantes dentales se han utilizado como tratamiento en este tipo de casos. Por todo ello, cada vez son más los odontólogos que consideran el tratamiento mediante implantes la terapia más conservadora, pues mantiene los dientes adyacentes a la brecha edéntula intactos **(CHICHE, 2003a; CHICHE, 2003b)**.

El aumento de tratamientos mediante la colocación de implantes se deduce del efecto combinado de una serie de factores, entre los que destacamos los siguientes:

1. Una población envejecida, con una esperanza de vida cada vez mayor. Se estima que en los próximos 40 años, la población mayor de 60 años pasará de 400 a 1700 millones en los países en desarrollo **(PETERSEN, 2005)**. Con el

aumento de la esperanza de vida se incrementa el riesgo de pérdida dentaria por lo que existe una relación directamente proporcional entre la edad y el edentulismo. Por ello, los servicios dentales para las personas más mayores representan claramente una demanda creciente de tratamientos odontológicos.

2. La pérdida de dientes relacionada con la edad (**MARCUS, 1996**). Las regiones posteriores de la boca suelen requerir la sustitución de un solo diente. Los primeros molares son el primer diente permanente en erupcionar y suelen ser la primera pieza que se pierde por caries, fracaso endodóntico o fractura.

3. Las consecuencias del fracaso de la prótesis fija (**ROMEO, 2005**). Los resultados del fracaso de una prótesis parcial fija no sólo incluyen la necesidad de sustituir la prótesis fracasada, sino también la pérdida de un pilar y la necesidad de más púnticos y dientes pilares en el nuevo puente, o la colocación en la brecha edéntula de implantes oseointegrados (**WALTON, 2000**).

4. Los aspectos psicológicos de la pérdida dentaria (**BOERRIGTER, 1995; GEERTMAN, 1996**). Aunque las prótesis convencionales puedan satisfacer las necesidades estéticas y funcionales de muchos pacientes, la pérdida de dientes y la presencia de este tipo de prótesis supone en ocasiones un efecto psicológico de rechazo.

5. Los resultados predecibles a largo plazo de las prótesis sostenidas sobre los implantes. La tasa de supervivencia de un puente convencional a los 10 años es de un 75% mientras que un implante unitario conectado, a los 10 años, tiene una tasa de éxito del 90% (**ANDERSSON, 1998; NIKELLIS, 2004; GLAUSER, 2007; JEMT, 1990; LEKHOLM, 1999**).

6. Las ventajas de las prótesis sostenidas por implantes para aquellos pacientes que no toleran las prótesis removibles. Las prótesis parciales removibles tienen la tasa media más baja de aceptación del paciente en odontología. Los estudios sobre las dentaduras removibles indican que la salud de los dientes aún conservados y de los tejidos blandos circundantes suele deteriorarse (**AGERBERG, 1981; KOIVUMAA, 1960; WAERHAUG, 1968; HEMMING, 1994**).

7. Conservación del hueso alveolar. Los implantes están en contacto íntimo con el tejido óseo. Al producirse un aumento de la función masticatoria y un

aumento de carga sobre el hueso, se produce una disminución de la pérdida ósea fisiológica. (**ATWOOD, 1963; TALLGREN, 1966; PIETROKOVSKI, 1975; VON WOWERN, 2001**).

8. Preservación de los dientes adyacentes (**ROMEO, 2005**). La colocación de implantes no ejerce un efecto iatrogénico sobre las estructuras dentales adyacentes al tramo edéntulo.

9. Anclaje en el tratamiento ortodóntico (**KLINE, 2002**). Una indicación de los implantes dentales es la de ejercer de anclaje intraoral rígido para ayudar al movimiento dentario (mesializar o distalar dientes, soporte vertical, etc). En pacientes desdentados parciales, la disminución del número de dientes de apoyo, agravado por la pérdida de inserción en los casos de enfermedad periodontal, hace imposible la realización de ciertos movimientos; por lo que resulta muy útil disponer de una unidad de anclaje intraoral capaz de soportar fuerzas de una magnitud suficiente para efectuar el movimiento dentario deseado (**ROBERTS, 1989; CARANO, 2005**).

En 2005, Misch publicó una serie de 276 implantes unitarios maxilares anteriores para restaurar dientes ausentes por agenesia. Los implantes se colocaron a 255 pacientes y se les realizó un seguimiento de 2 a 16 años, con una tasa de supervivencia de implante y corona del 98,6% (**MISCH, 2005**). Wennstrom publicó los resultados de un estudio prospectivo a 5 años con 45 implantes unitarios y una tasa de supervivencia del 97,7% con una pérdida ósea mínima (**WENNSTROM, 2005**). Zarone, en 2006, mostró una tasa de supervivencia del 97% a los 39 meses en 34 casos de resolución de agenesias de incisivos laterales superiores mediante la colocación de implantes unitarios (**ZARONE, 2006**). En una revisión de la literatura, Goodacre encontró que los estudios de implantes unitarios mostraban tasas de supervivencia más altas que cualquier otro tipo de prótesis, con una media de un 97% (**GOODACRE, 2003**).

El implante unitario tiene la mayor tasa de éxito en comparación con cualquier otra opción de tratamiento, con tasas de supervivencia que van desde el 94,6% hasta el 100% en un periodo hasta de 10 años. Por ello, cuando los dientes adyacentes a la brecha edéntula estén sanos o cuando el paciente rechace la preparación para la



confección de una restauración parcial fija tradicional de tres piezas, el implante unitario será la opción terapéutica de elección.

## 2.2. RESTAURACIONES IMPLANTOSOPORTADAS

Para poder entender de forma precisa el diseño de la prótesis sobre implantes, creemos conveniente describir, de manera pormenorizada, las distintas partes de las que está compuesta. Una prótesis unitaria sobre implantes está formada por (Fig.2.1):

1. **El implante**: estructura de titanio que se integrará en el tejido óseo. Se diferencian dos partes:

- ***El cuerpo del implante***: es la porción del implante que se diseña para ser colocada en el hueso. Podemos encontrar diferentes morfologías de implantes, de paredes paralelas o de paredes cónicas.
- ***La plataforma protésica del implante***: es la porción diseñada para retener el componente protético. Dependiendo de la morfología de ésta podemos encontrar diferentes tipos, que de forma generalizada podemos resumir en:
  - Plataforma de conexión externa ( hexágono, octógono, etc).
  - Plataforma de conexión interna (hexágono, octógono, cono morse, triángulo, etc).

2. **El pilar transepitelial**: es el elemento que soporta y retiene la corona. Se trata de un componente que se une al implante por medio de un tornillo y actúa como un sistema de conexión y retención de la prótesis (**MISCH, 2009**). Un pilar transepitelial debe cumplir los siguientes requisitos (**RASPERINI, 1998; TRIPODAKIS, 1995**):

- ***Biológicos***: ser biocompatible, promover la adhesión epitelial e impedir la adhesión de placa bacteriana .
- ***Funcionales***: debe tener suficiente resistencia para soportar las cargas y transmitir las al conjunto hueso-implante.
- ***Estéticos***: debe tener contornos anatómicos correctos y replicar las características y propiedades de un diente natural.

Según la elección del pilar transepitelial podremos realizar sobre él dos tipos de restauraciones: restauraciones atornilladas o restauraciones cementadas.

3. **El tornillo**: es el aditamento que sirve para estabilizar el pilar transepitelial al implante.

4. **La corona:** es la restauración protésica, de recubrimiento completo, que colocaremos sobre el pilar transepitelial.

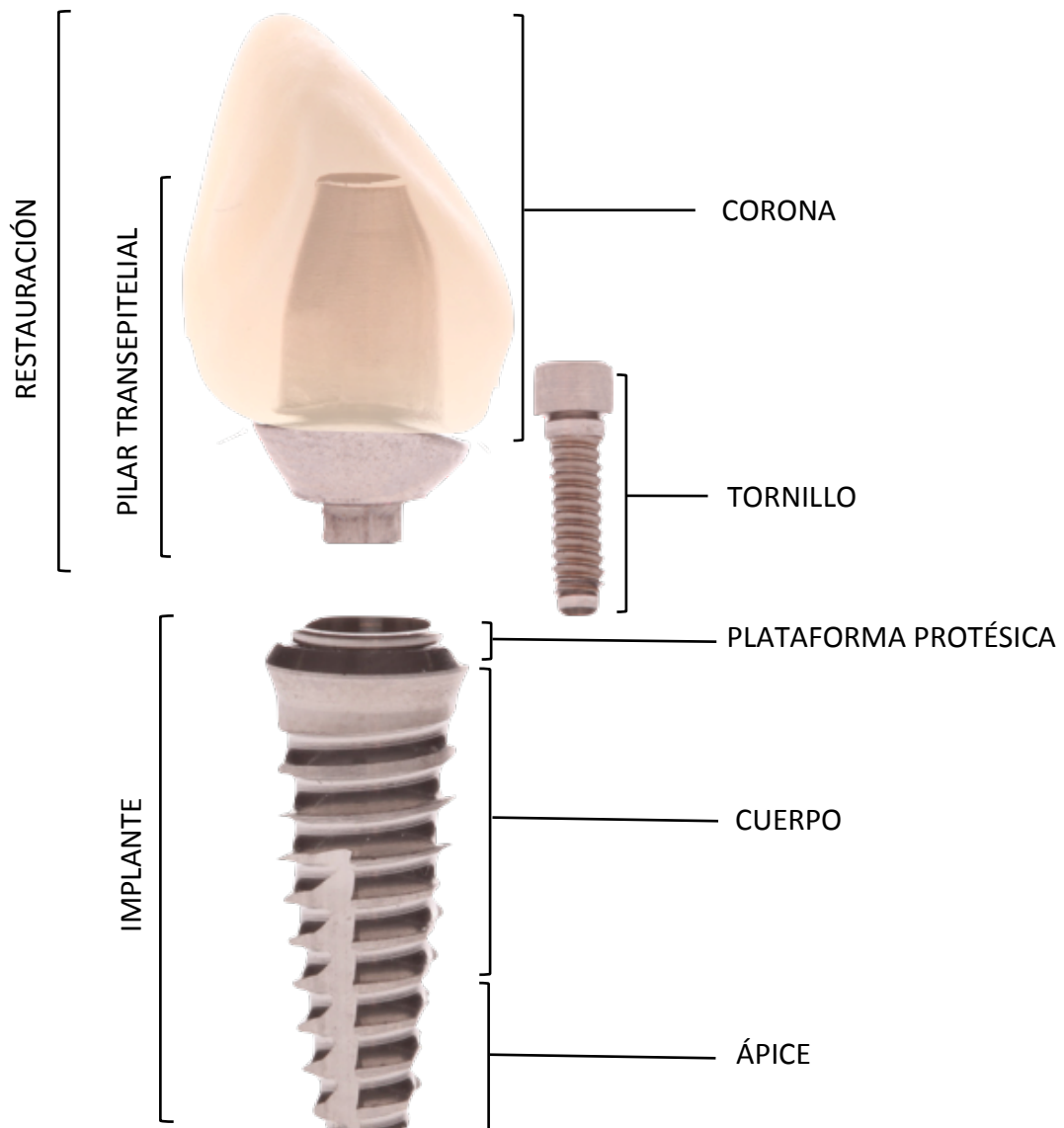


Figura 2.1: partes integrantes de una prótesis unitaria sobre un implante.

### **2.2.1 PILARES TRANSEPITELIALES**

Como hemos mencionado anteriormente, es el elemento que se une al implante por medio de un tornillo, actuando como un sistema de conexión y retención de la prótesis. (TRIPODAKIS, 1995; MISCH, 2009).

#### **2.2.1.1 TIPOS**

Dentro de la Unidad de Prostodoncia y Oclusión de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia clasificamos los pilares transepiteliales en:

**A. Pilares transepiteliales parcialmente individualizados:** son pilares preformados de fábrica que permiten ser tallados por el técnico de laboratorio para adecuarlos a las exigencias protésicas, de modo que conseguimos una correcta paralelización con respecto a las piezas dentarias vecinas. Los materiales que se emplean para la fabricación de este tipo de pilares son metal o cerámica. Son empleados en prótesis cementada y pueden ser rectos y angulados en función de la orientación del implante y la posición final de la corona (Fig.2.2).

- *Pilares rectos:* poseen una angulación de 0° con respecto al eje axial del implante y sólo varía su altura. Se utilizan en los casos en los que la angulación del eje del implante coincide con la angulación de la posición final de la corona.
- *Pilares angulados:* existen diferentes angulaciones. Se emplean en casos donde es necesaria la corrección de una mala angulación del implante con respecto a la angulación final de la corona.

Tanto los pilares rectos como los angulados se conectan al implante mediante superficies que pueden presentar las siguientes características:

- Antirrotacional: basado en figuras geométricas recíprocas en su parte más apical, para evitar la rotación del pilar sobre el implante.
- Rotacional: formado por una conexión circular.



Figura 2.2 : Pilares parcialmente modificables de distintos materiales, angulaciones y conexiones.

**B. Pilares transepteliales totalmente individualizados:** son pilares que a través de la técnica digital o la de encerado manual, permiten al técnico de laboratorio diseñar un pilar individualizado con la forma ideal para el correcto uso protésico. Se emplean tanto en prótesis cementada como atornillada. Dentro de este grupo nos encontramos:

- Pilares UCLA: son pilares total o parcialmente plásticos que permiten ser encerados para modificar su forma a elección del clínico. El pilar UCLA (Universidad California, Los Ángeles) fue concebido por Lewis y Beumer (**LEWIS, 1988**). Existen dos tipos de pilares UCLA (Figura 2.3):
  - *Pilar UCLA para sobrecolado:* se trata de un pilar parcialmente calcinable de plástico con una plataforma mecanizada de oro, titanio, tilite o Cr-Co (**LIMA, 2006**). Está indicado para la resolución de problemas de angulación del implante y personalización del perfil de emergencia. (**GAZZOTTI, 2008; MISCH, 2009**).
  - *Pilar UCLA para colado (totalmente calcinable):* se trata de un pilar totalmente calcinable de plástico, incluida la conexión al implante. Este pilar se cuela con aleaciones no nobles o seminobles. No se recomienda su utilización ya que tras el colado, al no tener mecanizada su conexión, el ajuste que ofrece al implante es inadecuado, pudiendo generar problemas de ajuste pasivo. (**BYRNE, 1998; GAZZOTTI, 2008**).



Figura 2.3: pilares UCLA con base mecanizada y con base plástica.

- Pilares CAD-CAM: las siglas CAD-CAM provienen del inglés, *computer assisted design and computer assisted manufactured*. Estos pilares se realizan a partir de un diseño por ordenador (encerado virtual) y posteriormente son manufacturados mediante un fresado asistido por ordenador con un alto grado de precisión. Pueden ser de metal o cerámicos (óxido de alúmina y óxido de circonio). En los casos de pilares de circona existen dos tipos (Fig.2.4), ya que el tipo y diseño de la conexión implante-pilar puede afectar a la resistencia a la fractura del complejo implante-pilar-corona (**CANULLO, 2007; NGUYEN, 2009; SAILER, 2009**):
  - *Pilares de una pieza*: son pilares en donde la propia conexión está fabricada en óxido de circonio.
  - *Pilares de dos piezas*: en los cuales la conexión del pilar con el implante se realiza mediante interfases metálicas, generalmente utilizando titanio. Este factor es importante, debido a que el contacto directo de la circona con la conexión del implante, puede producir una deformación de la plataforma del mismo, a consecuencia de que la circona es más rígida que el titanio (**KLOTZ,2011; STIMMELMAYR, 2004**). Stimmelmayer, en un estudio *in vitro* en donde se sometieron a carga cíclica pilares de circona de una pieza comparándos con pilares de titanio, encontraron una mayor deformación en la plataforma de los implantes con pilares de circona que con los pilares de titanio, por lo

que la utilización de una interfase de titanio podría mejorar mecánicamente el comportamiento de todo el sistema cuando se utiliza la circona como pilar (**STIMMELMAYR, 2012**).



Figura 2.4: pilar de circona de una pieza y de dos piezas.

**C. Pilares transepteliales no modificables:** son pilares a los que no les podemos realizar ningún tipo de modificación (tallado, encerado,...). Estos pilares están indicados cuando queremos trasladar la conexión protésica del implante a una posición más gingival (o más coronal) o para mejorar la vía de entrada protésica en casos de rehabilitaciones completas sobre implantes. Sobre los pilares no modificables siempre irá atornillada otra supraestructura elaborada por sobrecolado o CAD-CAM. Dentro de ellos, podemos encontrar dos tipos:

- *Pilares rectos o estándar* (Fig.2.5).
- *Pilares cónicos para atornillar* (Fig.2.6).

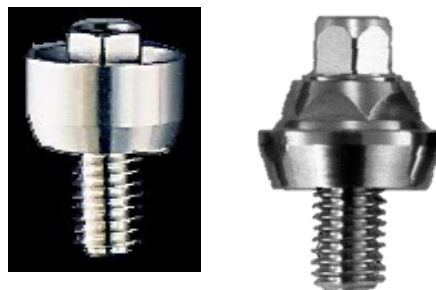


Figura 2.5 : Pilar transeptelial no modificable recto y pilar cónico.



Figura 2.6: Pilar transepitelial no modificable cónico.

### **2.2.1.2 CONEXIÓN IMPLANTE-PILAR**

Los pilares se relacionan con los implantes por medio de distintos tipos de conexiones geométricas (**FINGER, 2003**). Estas conexiones incluyen un diseño antirrotatorio sobre la plataforma del implante (hexágono externo) o se extienden dentro del cuerpo del mismo (hexágono interno, octógono, cono Morse, ranuras internas o tubos de leva, surcos,...). Es primordial un encaje de alta precisión del componente antirrotatorio interno o externo (plano a plano para cada dimensión) para la estabilidad de la conexión entre el cuerpo del implante y el pilar. La estabilidad de la conexión implante-pilar es un factor importante en el tratamiento de pacientes con implantes oseointegrados cuyos resultados deben ser fiables a largo plazo. Todas las conexiones protéticas van dirigidas a proporcionar un encaje preciso de los dos componentes con una tolerancia mínima.

Si esta conexión no es estable, las complicaciones que van a aparecer pueden generar molestias para el paciente y pueden contribuir a un acortamiento de la supervivencia del complejo implante-restauración.

El hexágono externo era la configuración más frecuente en los primeros sistemas de implantes (**BRÅNEMARK, 1985**). Esta configuración geométrica ha funcionado bien a lo largo del tiempo y ha sido la más utilizada por gran cantidad de sistemas de implantes. Sin embargo, demostró tener algunos inconvenientes, como el aflojamiento



y/o fractura del tornillo de unión así como una remodelación ósea marginal (**ADELL, 1990; JEMT, 1991; BECKER, 1995**). Todo esto propició la introducción de sistemas de implantes con conexión interna.

Los sistemas de implantes con conexión interna se caracterizan por:

- Una reducción de los micromovimientos (**BERNARDES, 2009; SAILER, 2009; STEINBRUNNER, 2008; SEETOH, 2011; ASVANUND, 2011; FREITAS, 2011**).
- Una mayor protección de los tornillos de fijación del pilar frente a cargas no axiales, gracias a la distribución de las cargas laterales hacia la zona interna de la conexión del implante (**NORTON, 1997**).

Estas características darán lugar a las siguientes ventajas:

- Una reducción de las fuerzas transferidas al hueso crestral (**SUTTER, 1993; MERZ, 2000; FINGER, 2003**), ya que los micromovimientos de la interfase implante-pilar han sido asociados a una estimulación de la reabsorción ósea crestral (**HECKMANN, 2006**).
- Una menor incidencia de aflojamiento y fractura del tornillo, ya que al ser la conexión más estable se distribuyen mejor las fuerzas hacia las paredes del implante.

Al hablar de sistemas de implantes con conexión interna, existe la tendencia a igualar todas las configuraciones. La realidad es que las conexiones internas son muy diversas, no solo en cuanto al aspecto y la facilidad de conexión, sino también en su mecanismo de transferencia de cargas. Las conexiones internas se diferencian por la cantidad de área de contacto existente entre el pilar transepitelial y el implante, y por la forma geométrica del sistema antirrotacional que enfrenta las dos superficies recíprocas y que son presionadas entre sí por el tornillo conector.

Unos sistemas presentan una interfase pilar-implante formada por una superficie plana horizontal, y un elemento antirrotacional normalmente hexagonal (Fig.2.7). Esta superficie de contacto suele ser reducida (<2mm de altura) y los estudios *in vitro* han demostrado que este tipo de conexiones internas presentan algún movimiento relativo (**ZIPPRICH, 2007; DO NASCIMENTO, 2009; WISKOTT, 2007; TSUGE, 2009**).

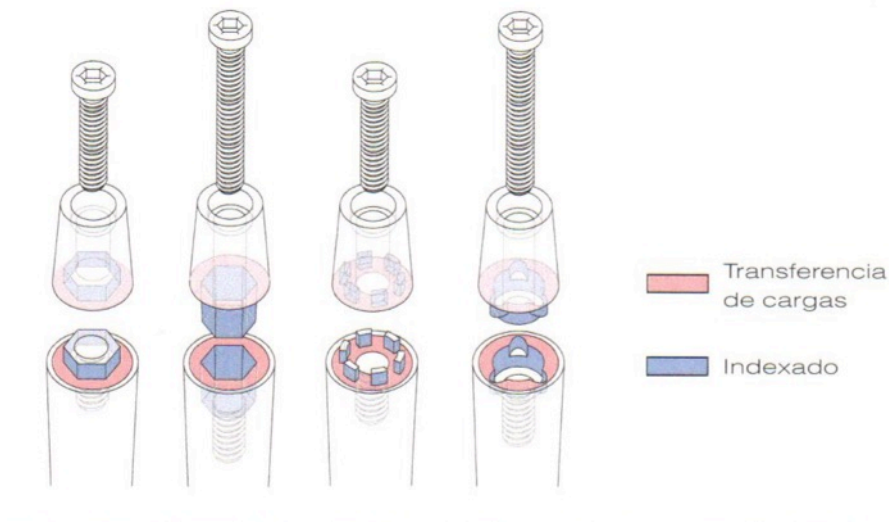


Figura 2.7: Transmisión de fuerza frente a indexado en conexiones entre superficies planas. En las configuraciones de conexión entre superficies planas, las superficies que deben transmitir las fuerzas son perpendiculares a la fuerza de apriete del tornillo (tomada de **GRACIS, 2013**).

Los sistemas que presentan una interfase pilar-implante con amplias superficies de contacto (>2mm de altura), se caracterizan por presentar una conexión cónica (Fig.2.8). Estas superficies cónicas amplias y con mayor superficie de fricción reducen sustancialmente el micromovimiento (a menor ángulo del cono aumenta la fricción) y generan un correcto ajuste pasivo de dicha interfase (**GRACIS, 2013**).

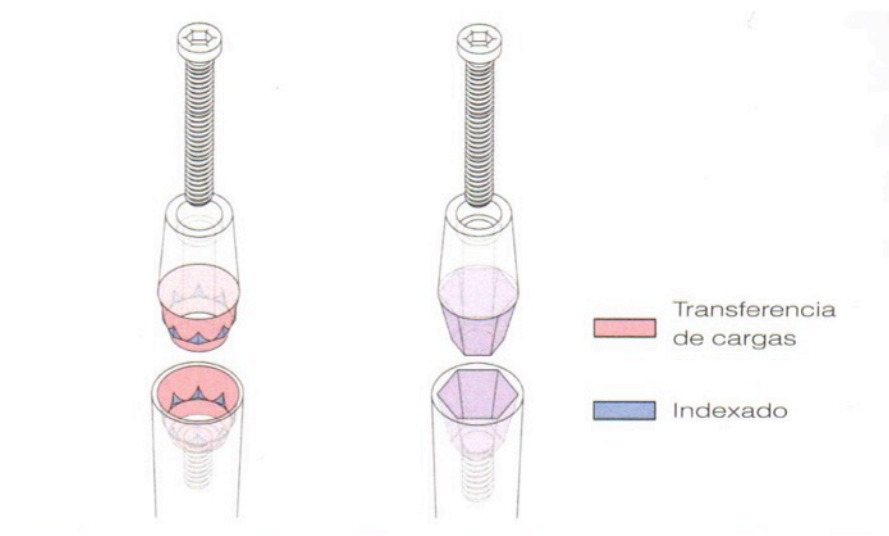


Figura 2.8: Transmisión de fuerzas frente a indexado en conexiones cónicas. En esta configuración, las superficies de transmisión de las fuerzas son oblicuas a las fuerzas de apriete del tornillo (tomada de **GRACIS, 2013**).

Por tanto, se abren líneas de investigación que estudien, *in vitro*, si un diseño pilar-implante determinado es más efectivo que otros en términos de estabilidad bajo carga. Son necesarios a su vez, estudios *in vivo* que determinen si los diferentes diseños influyen clínicamente en el comportamiento de los tejidos blandos y duros periimplantarios.

### 2.2.1.3 TORNILLOS

Según el Diccionario de la Real Academia Española un tornillo se define como “una pieza cilíndrica o cónica, por lo general metálica, con resalte en hélice y cabeza apropiada para enroscarla”. En implantología la función principal de los tornillos, en las restauraciones sobre implantes, es la de fijar el pilar protodóntico al cuerpo del implante además de unir los componentes protéticos entre sí (Fig.2.9).

Cuando analizamos el comportamiento de las restauraciones sobre implantes en el medio oral observamos que la complicación mecánica más frecuente es el aflojamiento del tornillo (ADELL, 1981; SONES, 1989; CARLSON, 1994; HENRY, 1996; GOODACRE, 1999; JEMT; 1991). Este es especialmente perjudicial en las restauraciones cementadas debido a que las prótesis necesitan ser seccionadas y dañadas para acceder al tornillo de retención con el fin de darle nuevamente torque. Dicho aflojamiento podría comprometer la integridad de la unión entre el pilar y el implante y afectar a la salud de los tejidos periimplantarios. En última instancia, el aflojamiento del tornillo puede conducir a la fractura del mismo.

El aflojamiento o la fractura de los tornillos puede deberse a diferentes variables :

1. Falta de ajuste antirrotacional del pilar. La configuración hexagonal de la conexión del pilar pretende evitar la rotación del mismo sobre la superficie de acoplamiento de los implantes proporcionando estabilidad al tornillo de unión (BINON, 1995; BINON, 1996).
2. Configuración de la conexión del implante. En los implantes de conexión externa, la altura limitada del hexágono no soportará las fuerzas laterales, transmitiéndolas al tornillo y provocando el aflojamiento del mismo. La conexión interna se caracteriza

por tener una mayor resistencia al desalajo del pilar, con una reducción de los micromovimientos y una mayor protección del tornillo gracias a una mejor distribución de las cargas laterales en el interior de la conexión **(MENG, 2007; LEE, 2012)** Según Sailer, en una revisión realizada en 2009, el aflojamiento del tornillo se observa de modo más frecuente en las restauraciones con pilares con conexión externa **(SAILER, 2009)**.

3. Material del pilar. Durante la carga oclusal de las restauraciones implantosoportadas, la región entre la conexión del pilar al implante y la cabeza del tornillo es el área de mayor acúmulo de torque y estrés. Los pilares de titanio poseen un comportamiento más elástico permitiendo la deformación de los tornillos antes de que se fracturen. Los pilares cerámicos tienen un comportamiento más rígido lo que hace que se fracture antes el pilar que el tornillo **(KIM, 2011; APICELLA, 2011; ATT, 2006)**.
4. Material del tornillo. Han sido muchos los materiales que se han utilizado para la confección de los tornillos, finalmente se ha comprobado que los tornillos de oro o recubiertos de oro reducen el aflojamiento de éste y mejoran la fuerza de sujeción en comparación con los tornillos de titanio **(JÖRNÉUS, 1992; McGLUMPHY, 1998; TSUGE, 2009)**.
5. Diseño del tornillo. En los tornillos con espiras apicales y tallo liso se produce mayor deformación plástica en la zona de la espiras mientras que en los tornillos con espiras en toda su longitud se produce una deformación plástica de todo el tornillo **(DHINGRA, 2013)**.
6. Precarga del tornillo **(MARTIN, 2001; SIAMOS, 2002; OTORP, 2005; PARK, 2010)**. Cho, en un estudio clínico publicado en 2004, concluyó que la utilización de dispositivos mecánicos de aplicación de torque previene el aflojamiento de modo recurrente en todos los casos **(CHO, 2004)**. Yilmaz publicó que aplicar precarga y dar de nuevo torque a los tornillos pasados 10 minutos disminuía el aflojamiento de los mismos **(YILMAZ, 2015)**.
7. Coronas individuales o coronas ferulizadas. Los tornillos en coronas ferulizadas sufren menos estrés que en las coronas individualizadas. **(CLELLAND, 2010; NISSAN, 2010)**.

Es necesario comprender los aspectos básicos de la mecánica de los tornillos para entender por qué pueden llegar a aflojarse.

Cuando el pilar se aprieta sobre el implante a través de un tornillo, se forma una junta de unión (**McGLUMPY, 1998**). Cuando aplicamos torque sobre el tornillo, éste se elonga y produce tensión sobre el tallo y las espiras del mismo. La fuerza de sujeción es el resultado de la recuperación elástica, la cual tira de las dos partes a la vez. La precarga se refiere a la carga inicial aplicada al tornillo, desde la elongación hasta la recuperación elástica, y tiene una magnitud igual a la de la fuerza de sujeción siendo proporcional al torque aplicado.

Las fuerzas que intentan separar los componentes que une el tornillo son las fuerzas de separación. El aflojamiento del tornillo se produce cuando las fuerzas de separación que actúan sobre él son mayores que las fuerzas de sujeción. Si se aplica una fuerza excesiva se produce el deslizamiento entre las roscas del tornillo y las de la conexión del implante y se produce la pérdida de la precarga, dando lugar a vibraciones y micromovimientos que provocan la pérdida de la estabilidad del tornillo (**LANG, 1999**).

En su uso clínico, la junta de unión entre las distintas partes de la prótesis sobre implantes está sujeta constantemente a las fuerzas de separación. Dichas fuerzas incluyen: contactos oclusales, contactos excursivos laterales, contactos interproximales entre el diente natural y las restauraciones sobre implantes, contactos en protrusiva, fuerzas parafuncionales y estructuras sin ajuste pasivo sobre los implantes.

Por tanto, los requerimientos para lograr la estabilidad de la unión ideben incluir a su vez (**YOUSEF, 2005**):

- Una precarga adecuada.
- Un ajuste preciso entre pilar-implante.
- Un mecanismo antirrotacional entre pilar-implante.
- Fricción entre las espiras del tornillo y las del implante.

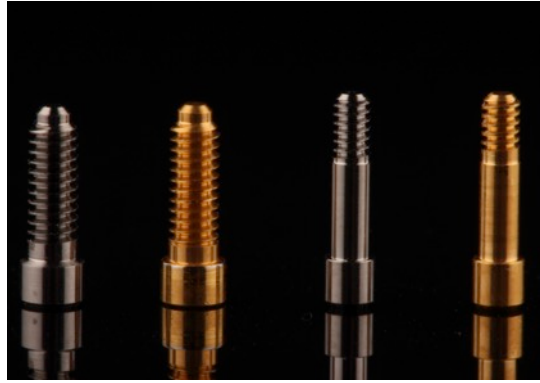


Fig 2.9: Distintos tornillos para unir los pilares transepiteliales a los implantes.

#### 2.2.1.4 SISTEMAS DE CONEXIÓN ENTRE LA CORONA Y EL PILAR

Una de las decisiones más importantes en prótesis sobre implantes es la elección del tipo de conexión de la restauración final. Dicha conexión puede ser atornillada o cementada. La elección de uno u otro tipo de prótesis se basa, sobretodo, en las preferencias del clínico (**TAYLOR, 2000**). Muchos autores han preferido la prótesis atornillada, motivada esta selección por la posibilidad clínica de removerla durante los controles si se advirtiese algún problema o se necesitara realizar la limpieza profesional de los implantes. Sin embargo, otros autores remarcan la dificultad de conseguir la pasividad de las prótesis atornilladas, más cuanto mayor sea el número de implantes a restaurar en la brecha desdentada, por lo que se decantan por la prótesis cementada. Se han descrito ventajas y desventajas para cada uno de los tipos de prótesis sobre implantes (**HEBEL, 1997; KENT, 1997; COVEY, 2000**) (Tablas 2.1 y 2.2).

PRÓTESIS CEMENTADA			
VENTAJAS	Estética	DESVENTAJAS	Dificultad de remoción de la prótesis
	Ajuste pasivo		Escasa precisión de adaptación
	Fácil procedimiento de fabricación		Dificultad de remoción de los restos de cemento
	Mayor resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento		Mayores problemas en los tejidos periimplantarios debidos a los restos de cemento
	Mayor estabilidad oclusal		Necesidad de espacio protésico adecuado

Tabla 2.1: ventajas y desventajas de la prótesis cementada sobre implantes.

PRÓTESIS ATORNILLADA			
VENTAJAS	Facilidad en la remoción de la prótesis	DESVENTAJAS	Menor estética
	Ausencia de restos de cemento		Oclusión menos estable
	Ausencia de problemas en los tejidos periimplantarios		Menor resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento
	Posibilidad de colocación en espacios protésicos limitados		Dificultad de obtención ajuste pasivo
			Fabricación compleja con mayor sensibilidad a la técnica
			Colonización bacteriana a través de las chimeneas de acceso al tornillo

Tabla 2.2: ventajas y desventajas de la prótesis atornillada sobre implantes.

Para poder valorar y entender las ventajas y desventajas de los dos sistemas vamos desarrollar unos conceptos esenciales a tener en cuenta antes de decidir entre las dos opciones:

1. Ajuste Pasivo: es la máxima congruencia entre dos componentes (pilar y corona), en implantología el ajuste pasivo es la situación en la cual no existen espacios entre la superficie del pilar del implante y la supraestructura, sin que se produzcan fuerzas desfavorables. En prótesis atornillada es crítico, mientras que en prótesis cementada el cemento puede suplir los posibles desajustes de la prótesis. Nos permite salvar discrepancias de hasta 200 micras sin penalizar el comportamiento de la prótesis ni de los implantes que la soportan. Sin embargo, parece que las prótesis cementadas presentan un microgap marginal de unión superior que las atornilladas (**SAHIN, 2001**).
2. Reversibilidad: la prótesis atornillada es fácilmente retirable por lo que siempre existe la posibilidad de rectificar errores o subsanar los accidentes que puedan suceder durante el uso de la misma: para cambiar componentes prostodónticos, en caso de aflojamiento o fractura del tornillo, fractura del pilar, modificación de la prótesis tras la pérdida de un implante, en reintervenciones quirúrgicas (**CHICHE, 1991**). En un estudio clínico realizado por Ferreiroa, en 2015, las coronas atornilladas sufrían aflojamiento del tornillo en un 20% mientras que en las cementadas el porcentaje disminuía a un 5% (**FERREIROA, 2015**). Siendo esta posibilidad de retirada de la prótesis atornillada la que sigue incentivando su utilización.
3. Integridad de las caras oclusales-oclusión: las prótesis atornilladas deben presentar, necesariamente, un orificio de acceso al tornillo (llamado chimenea) que normalmente aparecerá en la cara oclusal (en sectores posteriores) o palatina (en sectores anteriores) de la restauración. Además del problema estético que supone

(HEBEL, 1997; WEININGER, 2008), nos condicionan el establecimiento de un patrón oclusal adecuado. Para establecer unos contactos oclusales adecuados debemos cerrar dichos orificios mediante obturaciones de composite. Debido a la elevada abrasividad del mismo, los contactos oclusales establecidos no serán estables a largo plazo, ya que como publicó Ekfeldt y Øilo (EKFELDT, 1988), el composite sufre degradación superficial especialmente cuando el material del diente antagonista es cerámica. Las prótesis cementadas van a permitir un reparto más homogéneo de cargas y una mejor axialización de las mismas, lo que se traduce en una mejor transferencia de las cargas y una disminución de la fatiga de los componentes generándose de 2 a 3 veces menos tensiones. La zona de la chimenea de acceso al tornillo puede provocar un adelgazamiento de la cerámica en dicha zona lo que puede dar lugar a fracturas de la porcelana de recubrimiento. En general se indica la existencia de un mayor número de fractura de porcelana en prótesis atornillada respecto a la cementada (TORRADO, 2004; AL-OMARI, 2010; ZARONE, 2007; LINKEVICIUS, 2013).

4. Espacio protésico: cuando el espacio protésico es reducido (< 7 mm hasta un mínimo de 4,5 mm) las prótesis atornilladas son de elección ya que ofrecen gran retención incluso con elementos protésicos pequeños. En estas situaciones, y al igual que en la prótesis fija convencional, un pilar para cementar con poca altura no nos aseguraría una retención adecuada (WAT, 2000).

5. Nivel subgingival: la disposición ligeramente subgingival de la línea de terminación de las coronas sobre implantes es hoy en día un requisito estético imprescindible. Aunque en sectores posteriores se admiten emergencias yuxta o incluso ligeramente supragingivales, en el sector anterior este tipo de emergencias se considera inadmisibles. En el caso de las prótesis atornilladas, las emergencias subgingivales no tienen complicación, pero en las cementadas, la posibilidad de una completa remoción de los restos de cemento disminuye en la misma proporción en que va aumentando el nivel subgingival de la línea de terminación. Por tanto, no deberíamos utilizar prótesis cementadas cuando la línea de terminación se extiende más allá de un máximo de 2 mm (ZARB, 1990; KEITH, 1999; WILSON, 2009).

6. Economía: las prótesis cementadas son más económicas ya que requieren de menos tiempo de clínica al emplear técnicas protésicas y métodos de laboratorio



tradicionales. Además utilizan menos componentes y más económicos, y éstos se fracturan con menos frecuencia que en las atornilladas (**MICHALAKIS, 2003**).

7. Alteraciones en los tejidos periimplantarios: varios estudios han reseñado la aparición de mucositis y periimplantitis debido al acúmulo de restos de cemento en prótesis cementadas (**WILSON, 2009; KORSCH, 2014; LINKEVICIUS, 2013; FERREIROA, 2015**), por lo que la remoción éstos es prioritaria para disminuir la prevalencia de mucositis y periimplantitis en este tipo de restauraciones. La filtración de microorganismos a través del espacio entre la superestructura y el pilar juega un papel importante en la colonización bacteriana a la parte interna de la corona y puentes retenidos por tornillos (**WILSON, 2009; SHAPOFF, 2012; GAPSKI, 2008; WEBER, 2006**).

### **2.2.2 CORONAS**

Una corona es una restauración de recubrimiento completo que colocada sobre un pilar transepitelial proporcionará los requisitos funcionales, biológicos y estéticos requeridos en una prótesis implantosoportada. El material de elección para las restauraciones implantosoportadas se basará tanto en criterios funcionales, de modo que sea capaz de soportar las fuerzas masticatorias en la región en la que se coloca, como en criterios estéticos y en función del material del que está compuesto el pilar. Las coronas ceramometálicas se utilizan sobre pilares de titanio debido a que son las únicas capaces de enmascarar el metal del mismo, ya que éste transluciría a través de las coronas totalmente cerámicas. Además, las coronas totalmente cerámicas sobre pilares cerámicos son mejor opción sobre todo en la zona anterior oral, debido a que por sus propiedades nos proporcionarán resultados más estéticos **(NAKAMURA, 2002)**.

#### **2.2.2.1 CORONAS CERAMOMETÁLICAS**

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

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

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

A principios de siglo, Land preconizó e introdujo el uso de la corona completa de cerámica (Jacket). Su principal problema radicaba en que eran restauraciones complejas de realizar y muy débiles, su baja resistencia a la fractura una vez cementada o durante el cementado, fue lo que dió fama de frágiles a éstas restauraciones **(LAND, 1903)**.

Los primeros intentos para aumentar la resistencia de éstas coronas no mejoraron mucho su pronóstico.

Debido a la falta de resistencia de las primeras coronas completas de cerámica, las restauraciones con cofia metálica han sido, desde el momento de su aparición, el patrón utilizado en prótesis fija.

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

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

1. Cofias de Titanio puro obtenidas por electroerosión a partir de bloques de titanio, con la posibilidad de hacer estructuras para puentes mediante la soldadura con láser.
2. Cofias de oro puro, obtenidas por electrodeposición (galvanoformación) y posterior unión a la cerámica mediante un *bonding* que compatibiliza partículas de oro con radicales libres de silicio.
3. Cofias de Cr-Co (u otras aleaciones) obtenidas por fresado CAD/CAM a partir de bloques de dicho material con la posibilidad de hacer estructuras para coronas y puentes.

Según la literatura consultada, las coronas ceramometálicas son más resistentes a la fractura y soportan fuerzas de mayor intensidad que las coronas totalmente cerámicas (**VELÁZQUEZ-CAYÓN, 2012; GOMES, 2011; TINSCHERT, 2000**). Son más resistentes que las coronas de IPS Empress y de In-Ceram (**CHO, 2002; HEINTZE, 2010**). Además, presentan mayores tasas de supervivencia y menor índice de fracturas que las prótesis fijas basadas en circona (**SAILER, 2007; PJETURSSON, 2007**).

En el estudio realizado por Sghaireen en 2013, en el que comparaba la resistencia a la fractura y el tipo de fallo de coronas ceramometálicas sobre pilares de titanio y coronas cerámicas de In Ceram Alúmina y IPS Empress sobre pilares de circona, se demostró que las coronas ceramometálicas obtenían mayores resultados de resistencia a la fractura que el resto de los grupos (**SGHAIREEN, 2013**).

### **2.2.2.2 CORONAS CERÁMICAS**

Uno de los avances más significativos en cuanto a la resistencia de las coronas completas de cerámica se produce cuando Horn (**HORN, 1983**) y Simonsen y Calamia (**SIMONSEN, 1983**) demostraron que la cerámica grabada con ácido fluorhídrico se adhería de modo excelente al esmalte grabado.

Desde entonces, los materiales cerámicos no han cesado su evolución, especialmente en las dos últimas décadas. Los sistemas totalmente cerámicos se están utilizando como materiales de restauración para coronas y prótesis parcial fija, siendo éstos una alternativa a los sistemas ceramo-metálicos (**KOMINE, 2010**).

#### **2.2.2.2.1 COMPOSICIÓN Y CARACTERÍSTICAS**

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

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

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

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

Las porcelanas dentales están formadas básicamente por un vidrio en el que se encuentran partículas más o menos grandes de minerales cristalizados; es decir, una fase vítrea (feldespatos) de estructura atómica no periódica, y por lo tanto amorfa, que

contiene a una fase ordenada periódica y por lo tanto cristalina (sílice) (**HASTER, 1991**). Cuando se mezcla el feldespato con algún óxido metálico y se cuece a alta temperatura, forma una fase de vidrio capaz de ablandarse y fluir a temperaturas de cocción de la porcelana. Esta **fase vítrea** sirve de matriz para el cuarzo o sílice, que constituye la **fase cristalina**, permanece en suspensión en la masa y actúa como endurecedor de la porcelana, estabilizando dicha masa a altas temperaturas. En la fase cristalina, el óxido de sílice (cuarzo o  $\text{SiO}_2$ ) interviene en las porcelanas en una proporción del 52% al 61%, y forma con el oxígeno estructuras cristalinas tetraédricas en la que los átomos de oxígeno son comunes a dos tetraedros y esto proporciona gran estabilidad. En esta fase se encuentran también los opacificadores.

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

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

Las coronas cerámicas presentan una serie de características que las hacen únicas:

- **Estética:** en Odontología, una aproximación a este concepto de estética lo 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 entre la intensidad de flujo radiante reflejado por el incidente.

- **Resistencia flexural:** existen cerámicas con una resistencia muy elevada (cerámicas de óxidos) y otros con cifras de resistencia más bajas (cerámica 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®	<b>168 MPa</b>
○ In-Ceram Spinell®	<b>378 MPa</b>
○ IPS e.max®	<b>415 MPa</b>
○ In-Ceram Alúmina®	<b>446 MPa</b>
○ Procera Alúmina®	<b>560 MPa</b>
○ In-Ceram Zirconia®	<b>604 MPa</b>
○ Circona	<b>950-1200 MPa</b>

(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)

- **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 (**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.

- **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.
- **Estabilidad de color:** debido a su baja porosidad, tras el glaseado 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.
- **Resistencia a los ácidos y, en general, al medio oral:** en el caso de las porcelanas basadas en 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.
- **Aislamiento térmico:** el grupo de las porcelanas dentales posee, en general, una muy baja conductividad térmica, coeficiente que nos sirve para medir el potencial aislamiento térmico de una sustancia o material; esto explica la poca capacidad que tiene de transferir la energía cinética de sus moléculas a otras adyacentes.
- **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 circona se comportan como metales, dificultando la detección de problemas en las muñones tallados pero permitiendo comprobar tanto el ajuste de las mismas como la existencia de caries en la líneas de terminación.

#### **2.2.2.2.2 CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS**

Las porcelanas se podrían definir como materiales que se componen de dos partes o fases fundamentales: una fase vítrea y por una fase cristalina. La primera presenta una distribución amorfa, similar a la que presenta el vidrio común. La fase cristalina tiene una distribución geométrica y ordenada que le confiere a la porcelana las propiedades mecánicas y ópticas.

Existen distintas clasificaciones de las porcelanas dentales, aunque la más empleada y la que más implicaciones clínicas aporta es la que atiende a la composición de las mismas.

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 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**).

Por tanto, las cerámicas se pueden clasificar en dos categorías según su composición:

- Cerámicas de silicatos.
  - Feldespáticas convencionales
  - Feldespáticas de alta resistencia
- Cerámicas de óxidos
  - Óxido de alúmina
  - Óxido de circonio

Las cerámicas de silicatos nos proporcionarán las mejores características en cuanto a estética, mientras que las cerámicas de óxidos nos proporcionarán las



mejores características en cuanto a resistencia.

En la actualidad, se han desarrollado nuevos materiales que en su composición incluyen una base cerámica infiltrada con resinas y cuyo objetivo final es el de conseguir, de una forma híbrida, las características que tienen ambos materiales. Por ello y debido a que no son cerámicas propiamente dichas, no las incluimos dentro de nuestra clasificación.

No es objetivo de este trabajo de investigación el estudio exhaustivo de la cerámica dental por lo que, una vez establecida la clasificación procederemos a desarrollar únicamente aquellas que son objeto de estudio en la presente memoria.

### **2.2.2.2.3 CORONAS DE DISILICATO DE LITIO**

El disilicato de litio, dentro de la clasificación de las cerámicas, pertenece a las cerámicas feldespáticas de alta resistencia, que se diferencian de las cerámicas feldespáticas convencionales por tener unas propiedades mecánicas mejoradas debido a la incorporación de determinadas sustancias en su composición. Los principales sistemas cerámicos que encontramos en este grupo son:

- IPS Empress II® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein): 57-80% de SiO<sub>2</sub>, 11-19% de LiO<sub>2</sub>, 0,5% de AL<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. Es la primera cerámica de disilicato de litio que apareció en el mercado, en el año 1998, y se utilizó para la confección de coronas y puentes en el sector anterior y hasta premolares (**SOLÁ-RUIZ, 1999; SOLÁ-RUIZ, 2013**).
- Más tarde se introdujo la IPS e.max Press®/CAD® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein): estos dos sistemas, se caracterizan por presentar en su composición disilicato de litio, pero presentan con respecto al sistema anterior una mayor homogeneidad de la estructura cristalina, aumentando la resistencia. Esta cerámica de núcleo, que será revestida con una feldespática denominada IPS e.max Ceram, puede ser confeccionada o bien por el método tradicional de sustitución a la cera perdida o bien por tecnología CAD-CAM. El sistema IPS e.max CAD® es una cerámica feldespática de alta resistencia que se comercializa en bloques en una fase de cristalización parcial donde los cristales se encuentran en forma de metasilicato de litio, más blandos y fáciles de procesar. Una vez

preparados, se introducen en un horno cerámico, atermperados a 850°C, donde concluye el proceso de cristalización en forma de disilicato de litio. Sufren una contracción del un 0,2% que debe ser contrarrestada por el software. El sistema IPS e.max CAD es objeto de estudio en esta investigación.

Las cerámicas de disilicato de litio reúnen las características de estética, por sus propiedades ópticas, y de resistencia, por su composición, lo que nos va a permitir confeccionar restauraciones de cerámica como coronas, incrustaciones, frentes laminados de porcelana y prótesis parciales fijas de 3 unidades.

Este tipo de coronas se pueden utilizar en implantología por sus propiedades mecánicas, estéticas y de estabilidad debido al cementado adhesivo a los pilares cerámicos sobre implantes.

La cerámica de disilicato de litio permite su adhesión al sustrato, ya sea al diente o al pilar implantosoportado. La adhesión a la cerámica vio la luz con el desarrollo de las técnicas de grabado con ácido fluorhídrico al 9,5 %. Como el componente principal de las cerámicas de silicatos es la sílice, el tratamiento de su superficie con ácido fluorhídrico al 9,5% ataca a la fase vítrea de la misma y crea un patrón físico de oquedades y cavernas óptimo para la interdigitación con el cemento (**LUO, 2001**). Según Bieniek, este ataque ácido elimina selectivamente la matriz vítrea, provocando una exposición de los cristales de leucita. Además se aumenta ostensiblemente el área de contacto al pasar de una superficie prácticamente aplanada a una tridimensional, lo que conduce a un incremento importante en la fuerza de unión de los dos materiales (**ALBERS,1988; BIENIEK 1993; DUMFAHRT, 2000; LUO, 2001**). Esta eliminación de material cerámico sin embargo es mínima y no afecta al ajuste de la restauración (**DUMFAHRT, 2000**).

#### **2.2.2.2.4 CORONAS DE CIRCONA-PORCELANA**

Dentro de los distintos grupos de cerámicas dentales, la cerámica de dióxido de zirconio o circona, es uno de los materiales más novedosos empleados a nivel dental y

uno de los más estudiados. El zirconio que se encuentra englobado dentro del grupo de los metales en la tabla periódica de elementos, posee unas características especiales en cuanto a resistencia y comportamiento óptico se refiere.

El dióxido de circonio es un compuesto químico de iones metálicos de  $Zr^{4+}$  y de un ión óxido  $O^{2-}$ . El resultado es un compuesto de carácter iónico, que a pesar del ión metálico de circonio, no pertenece al grupo de los metales, sino que pertenece al grupo de sustancias inorgánicas no metálicas, considerándose, por tanto, como una cerámica de óxido con grano fino y que posee una estructura policristalina.

El dióxido de circonio puro se obtiene a partir de arenas de zircón ( $ZrSiO_4$ ) o de la badeleyita ( $ZrO_2$ ) mediante procesos por vía química de cloración y descomposición térmica, de descomposición alcalina o de fusión con cal o mediante descomposición por plasma.

La circona se ha consolidado en los últimos años como la cerámica de alta resistencia más empleada en odontología, debido a que tienen una mayor resistencia a la fractura y menor módulo de elasticidad que por ejemplo las cerámicas aluminosas.

La circona existe en tres formas cristalinas diferentes (**VAGKOPOULOU, 2009; KURBAD,2006**) (Fig.2.10):

- **Monoclínica:** cristaliza en forma de prismas deformados con forma de paralelepípedo (es un poliedro de seis caras, por tanto, un hexaedro, en el que todas las caras son paralelogramos, y paralelas e iguales dos a dos) y es estable desde temperatura ambiente hasta aproximadamente  $1173^{\circ}C$ , presenta un bajo rendimiento mecánico, puede contribuir a la reducción de la cohesión de las partículas de cerámicas y, por tanto, de la densidad.
- **Tetragonal:** cristaliza en forma de prismas rectos con sus lados rectangulares y es estable desde  $1173^{\circ}$  hasta  $2379^{\circ}C$ , presentando unas buenas propiedades mecánicas.

- **Cúbica:** cristaliza en forma de prismas rectos con sus lados cuadrados y es estable desde 2370° hasta la temperatura de fusión que está alrededor de 2690°C, presentando unas propiedades mecánicas moderadas.

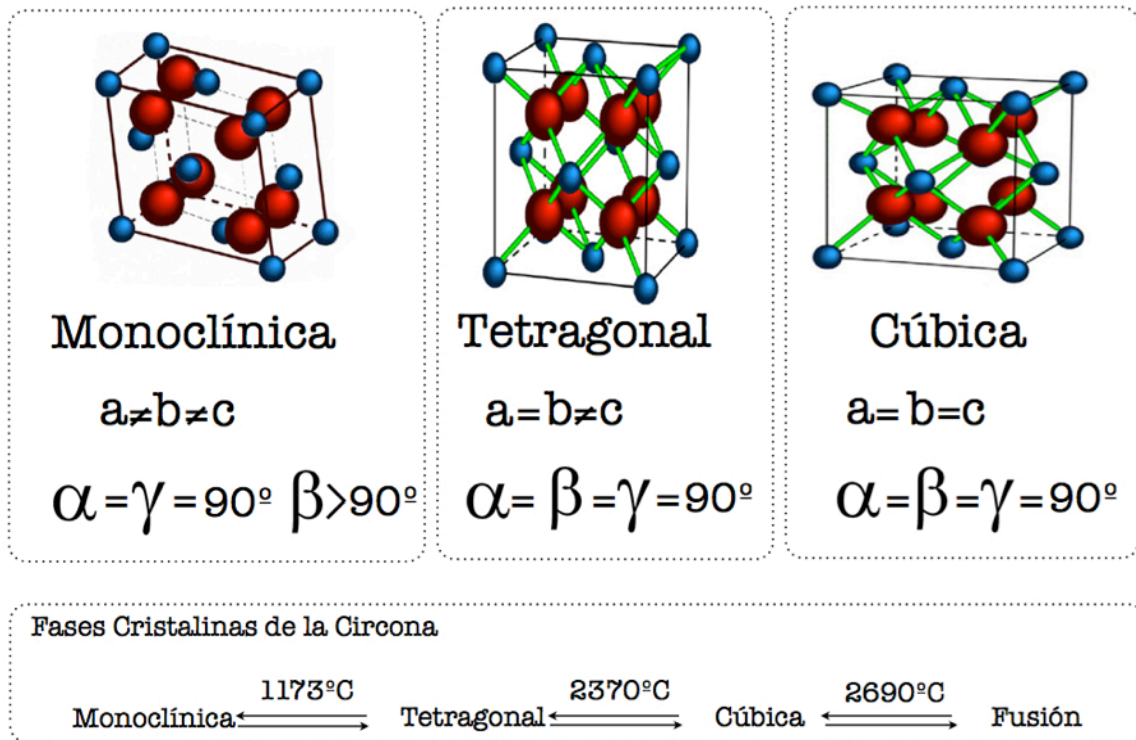


Figura 2.10: Representación de las fases cristalográficas de la circona. a) monoclinica, b) tetragonal y c) cúbica.

La transición de monoclinica a tetragonal es totalmente martensítica y por lo tanto, totalmente reversible al enfriar o calentar el material a través de la temperatura de transición (1173°C).

Uno de los requisitos indispensables para que la circona tenga mayor tenacidad, es conseguir estabilizarla en fase tetragonal a temperatura ambiente. Este requisito se consigue añadiendo una serie de óxidos metálicos que metaestabilizan a la circona, como son: óxido de magnesio (MgO), óxido de itrio ( $\text{Y}_2\text{O}_3$ ), óxido de calcio (CaO) y óxido de cerio ( $\text{Ce}_2\text{O}_3$ ) entre otros (GREEN, 2006; SUNDH, 2006; PICONI, 1999; TANAKA, 2002).

La circona suele estar disponible para su uso en odontología como policristal de circona tetragonal estabilizada con itrio (Y-TZP) (**DENRY, 2008; KELLY, 2008; GIORDANO, 2006; RAIGRODSKI, 2004, 2006; MANICONE, 2007**) ya que presenta propiedades mecánicas superiores debido al mecanismo de endurecimiento de transformación de fase. Este mecanismo, descubierto por Garvie en 1975, consiste en que la circona parcialmente estabilizada, ante una zona de elevado estrés mecánico, como es la punta de una grieta, sufre una transformación de fase cristalina, pasa de forma tetragonal a monoclina, adquiriendo un volumen mayor, cerrando la grieta e impidiendo su transmisión (**GARVIE, 1972**). De este modo se aumenta localmente la resistencia y se evita la propagación de la fractura, confiriéndole a esta cerámica una resistencia a la flexión de entre 1000-1500 MPa. Por ello la circona es considerada como el “acero cerámico”.

Aunque en los últimos años se han utilizado estructuras de circona en prótesis dentales y ortopédicas debido a su excepcional comportamiento tanto a nivel de compatibilidad biológica como de resistencia, algunos autores han publicado efectos indeseables que aparecen cuando la circona estabilizada con itrio se mantiene a una temperatura menor de 250° o en unas condiciones de humedad o acuosas a baja temperatura. La metaestabilidad del Y-TZP conduce a una transformación de granos en contacto con agua, vapor de agua o con fluidos corporales a lo largo del tiempo. Este fenómeno, llamado degradación a baja temperatura o LTD (*Low Temperature Degradation*) conlleva un cambio en la superficie de una configuración tetragonal a monoclina y es responsable de la formación de micro y macrofracturas y pérdida de sus excelentes propiedades mecánicas.

El descubrimiento de la transformación hidrotérmica del zirconio se debe a Kobayashi (**KOBAYASHI, 1981**) que observó la transformación espontánea lenta y progresiva de la fase tetragonal a monoclínica asociada con la degradación de las propiedades mecánicas del material en el tiempo.

La LTD es un fenómeno similar al de endurecimiento por transformación que ocurre cuando se evita la propagación de una grieta mediante un aumento en el volumen de la estructura de Y-TZP. En ambos casos se produce un cambio de fase que conlleva una expansión volumétrica de aproximadamente 4-5%. Pero mientras en el

endurecimiento por transformación el aumento del volumen es beneficioso porque detiene la propagación de la fisura que ha generado el cambio de fase, en la LTD es indeseable porque acarrea generación de fracturas, absorción de agua y pérdida de propiedades mecánicas. La transformación de tetragonal a monoclinica que primero tiene lugar en un solo grano, se propaga en cascada a los granos limítrofes. A causa del aumento de volumen las tensiones en los bordes del grano causan la formación de microfisuras superficiales que facilitan la penetración del agua en el material. De esta forma se propaga la transformación en el volumen total de la pieza **(DEVILLE, 2005)** (Fig.2.11).

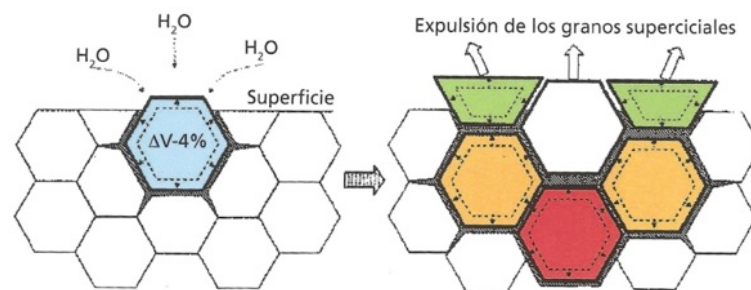


Figura 2.11: Esquema del proceso LTD (tomado de **DEVILLE, 2005**).

La cerámicas circoniosas son opacas, por lo que a nivel dental se utilizan en la confección de los núcleos internos de las restauraciones, aditamentos protésicos para implantes, brackets estéticos y para la confección de coronas y estructuras implantosoportadas monolíticas; en este momento se está empezando a plantear su uso en la fabricación de implantes dentales **(VAGKOPOULOU, 2009)**.

Los pilares de zircona ofrecen una adecuada biocompatibilidad y al mismo tiempo sus características ópticas permiten conseguir un color de la mucosa periimplantaria similar al color que presenta la encía del diente natural, aunque existen muchas dudas acerca de la resistencia a la fractura y su comportamiento mecánico a nivel intraoral, donde los estudios in vitro muestran una gran variedad de resultados, con valores que oscilan entre los 131 N/cm y los 2517 N/cm.

Esta heterogeneidad en los resultados se debe a las distintas metodologías empleadas. Sailer, en el año 2009, establece que son necesarios nuevos estudios *in vitro*, con una metodología en las que se utilicen normas de estandarización internacional, a partir de la norma ISO 14801 (**SAILER, 2009**). Recientemente han aparecido nuevos estudios de laboratorio que evalúan la resistencia a la fractura de restauraciones anteriores con un pilar de zircona siguiendo esta norma, obteniendo valores de resistencia que están por encima de las fuerzas oclusales que se ejercen a nivel del sector anterior ( $300 \text{ N/cm}^2$ ). Otros estudios *in vitro*, que valoran la resistencia a la fractura de pilares de zircona para restauraciones en sectores posteriores obtienen valores de resistencia muy elevados ( $3852 \text{ N/cm}^2$ ) (**ATT, 2012**). En estos recientes trabajos también se ha valorado la influencia que tiene el material en el que esté fabricada la corona protésica que soporta el pilar. Martínez-Rus en un estudio *in vitro* comparó la resistencia de los pilares de zircona empleando coronas de disilicato de litio monolíticas, de disilicato con recubrimiento estético realizado manualmente y con coronas de zircona, con la anatomía de un incisivo central superior. Los resultados que obtuvieron mostraron como los pilares de zircona restaurados con ambos tipos de coronas de disilicato obtuvieron resultados ligeramente superiores ( $363\text{-}392 \text{ N/cm}^2$ ) a aquellos pilares restaurados con coronas de zircona ( $340 \text{ N/cm}^2$ ) (**MARTÍNEZ-RUS, 2012**). Kim, en su trabajo *in vitro*, comprobó que las restauraciones con coronas de disilicato de litio monolíticas con la anatomía de un molar inferior y cementadas sobre un pilar de zircona, tuvieron también mayor resistencia ( $3852 \text{ N/cm}^2$ ) que aquellas en las que se utilizó una corona de zircona con recubrimiento manual ( $3100 \text{ N/cm}^2$ ) (**KIM, 2013**).

A nivel clínico, en los últimos años, han empezado aparecer estudios con tiempos de observación medio de 5 años con buenos resultados de los pilares de zircona para la rehabilitación de implantes unitarios, sin la aparición de fracturas a nivel de la corona o del pilar (**GLAUSER, 2004; HOSSEINI, 2013; ZEMBIC, 2013; LOPS, 2013; NOTHDURFT, 2011**). Sin embargo estos estudios sólo han evaluado el uso de pilares de zircona para restauraciones unitarias, pero no se han evaluado casos en los que existieran al menos dos pilares para la realización de un puente fijo también totalmente cerámico. Aunque, podemos encontrar datos a nivel *in vitro*, como en el

estudio de Nothdurft, que evaluó este tipo de situaciones con un puente fijo totalmente cerámico sobre dos pilares de zircona, obteniendo unos resultados de resistencia que indicarían que este tipo de restauraciones podrían ser utilizadas a nivel de la zona premolares **(NOTHDURFT, 2010)**. Sería necesario que las próximas investigaciones *in vitro* y clínicas evaluaran el comportamiento mecánico, la resistencia a la fractura y la supervivencia clínica de las rehabilitaciones protésicas sobre múltiples implantes con pilares de zircona.

#### **2.2.2.2.5 CORONAS DE CERÁMICAS HÍBRIDAS**

Los materiales cerámicos híbridos en odontología se definen como: “un material que contiene una subestructura cerámica infiltrada con un composite” **(KURBAD, 2013)**. Las cerámicas híbridas o polímeros reforzados con cerámica fueron desarrollados con el objetivo de aunar la versatilidad de las resinas de composite y la durabilidad y estética de los materiales cerámicos **(SCHLICHTING, 2011; COLDEA, 2013)**. Estos materiales combinan las mezclas de polímeros con diferentes cerámicas para conseguir un biomaterial ideal. Según Spitznagel, la red dual de cerámica y polímero provee menor fragilidad, excelente capacidad de fresado y estabilidad en los bordes **(SPITZNAGEL, 2014)**.

La combinación de materiales cerámicos y resinas se intentó con anterioridad. **(GELMALMAZ, 2006; CHO, 2002; KU, 2002)**. A finales de los años noventa, se introdujeron los cerómeros como alternativa a los materiales cerámicos. Sin embargo, éstos eran meramente resinas de composite indirectas y no una mezcla verdadera de cerámica-composite; tenían un bajo contenido inorgánico (por debajo del 50%) y carecían de componentes cerámicos. Eran materiales que requerían su manejo en capas, poseían mayor cantidad de poros dentro de la restauración y tenían un mal pulido debido al relleno de sus partículas, grandes e irregulares. Todas estas características limitaban sus indicaciones y comprometían tanto la estética como la longevidad de las restauraciones.



Los nuevos polímeros reforzados con cerámica se han rediseñado totalmente a través de un procedimiento innovador, mediante una combinación de cerámica y polímeros que facilita su elaboración a través de procesos CAD/CAM. Estos materiales requieren la utilización de fresadoras CAD/CAM para fabricar una restauración desde un bloque prefabricado polimerizado. Estos bloques parecen ser estructuralmente más fiables que las restauraciones procesadas manualmente. La utilización de la polimerización industrial con elevada presión y alto calor mejora la conversión de los monómeros y de la matriz reticulada, alcanzando un comportamiento mecánico superior.

Según Duarte, para que un material se considere polímero reforzado con cerámica, debe tener un alto contenido en cerámica (80% o mayor), el contenido remanente debe ser una matriz reticulada de polímeros, procesada por una polimerización industrial que minimice la cantidad de monómeros inactivados. Hasta ahora, había disponibles dos polímeros reforzados con cerámica para técnica CAD/CAM. Estos materiales pueden ser clasificados basándose en el método de reincorporación de la cerámica en la matriz polimérica, en polímero reforzado con resina y en resina nanocerámica (**DUARTE, 2014**).

Recientemente ha aparecido un nuevo material, que aunque no posee un contenido en cerámica tan elevado como los otros dos (71%) la literatura también lo engloba como material cerámico híbrido (**LAUVAHUTANON, 2014**).

A continuación procederemos a describir brevemente las diferencias existentes entre los tres tipos de cerámicas híbridas disponibles actualmente para la confección de restauraciones (Tabla 2.4 y Fig. 2.13):

- ***Polímero reforzado con resina (PIC):***

Vita Enamic® (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) es un material en forma de bloques para CAD/CAM formados por una matriz cerámica sinterizada cuyos poros se han llenado con un material polimérico. El material cerámico inorgánico

constituye el 86% del peso y el material polimérico orgánico el restante 14% (UDMA Y TEGMA) (Tabla 2.3 y Fig.2.12).

La producción del material híbrido se realiza mediante la infiltración de un cuerpo de cerámica poroso con una mezcla de monómero y la posterior polimerización. La composición de la cerámica es la de una cerámica de feldespato de estructura fina enriquecida con óxido de aluminio.

Dióxido de silicio	SiO <sub>2</sub>	58 – 63%
Óxido de aluminio	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	20 – 23%
Óxido de sodio	Na <sub>2</sub> O	9 – 11%
Óxido de potasio	K <sub>2</sub> O	4 – 6%
Trióxido de boro	B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,5 – 2%
Dióxido de circonio	ZrO <sub>2</sub>	< 1%
Óxido de calcio	KaO	< 1%

Tabla 2.3. Composición del componente polimérico (14% del peso y 25% del volumen).

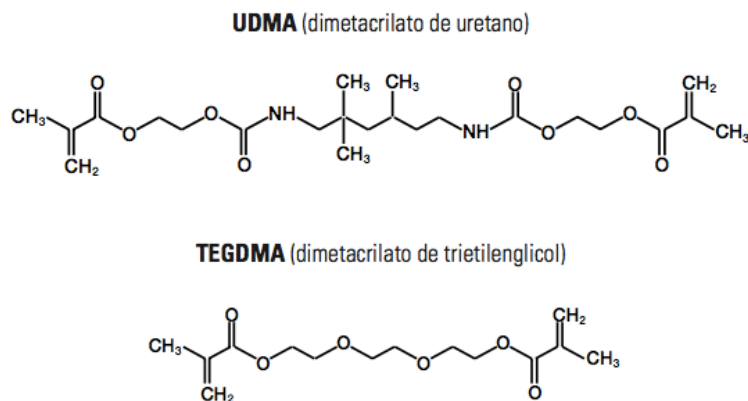


Figura 2.12: Composición del componente polimérico (14% del peso y 25% del volumen).

En este material dental, la matriz cerámica dominante es reforzada por una matriz polimérica, y ambas matrices se integran plenamente entre sí. Se comprime en bloques un polvo cerámico y se sinteriza en una matriz porosa. El resultado es una matriz presinterizada de cerámica feldespática que posee una geometría tridimensional interconectada y que necesita ser acondicionada por una agente de unión que facilite el ensamblaje de las diferentes fases del material. La matriz cerámica químicamente acondicionada se infiltra con un polímero por capilaridad y se polimeriza bajo alta temperatura (=180°C) y elevada presión (=300MPa) dando lugar a una red cerámica infiltrada con polímeros.

La densidad y el proceso de temperatura tiene una influencia significativa en las propiedades finales de este material. Se ha observado que la elevada densidad de la cerámica preinfiltrada y la elevada presión de infiltración provee al material de propiedades mecánicas superiores. La densidad óptima es esencial para proporcionar la infiltración completa del polímero (**VITA, 2013**).

- **Resina nanocerámica (RNC):**

Lava Ultimate® (3M ESPE, St Paul, MN, USA) es un material en forma de bloques para CAD/CAM realizado con nanopartículas dispersas de zirconia/sílice en una matriz de polímeros reforzados con nanorrelleno (**MÖRMANN, 2013; KOLLER, 2012**). La fase inorgánica (de nanopartículas de circona y de sílice) representa aproximadamente el 80% en peso del material mientras que a fase orgánica de polímeros ronda alrededor del 20% en peso (UDMA y Bis-EMA).

Las nanopartículas de ingeniería consisten en partículas de sílice, con un tamaño de partícula medio de unos 20nm de diámetro, y de circona, con un tamaño de partícula medio de 4-11 nm de diámetro. Estas nanopartículas están tratadas con silano como agente de unión, el cual adherirá químicamente a la superficie del relleno y permitirá una adhesión química a la matriz polimérica de resina. El nanorrelleno está distribuido en la matriz polimérica como: disperso, partículas no agregadas individuales y nanoclusters hechos de nanopartículas débilmente unidas de sílice/circona. Al añadir los nanorellenos a los nanoclusters se reducen los espacios intersticiales y aumenta la carga del relleno. Por ello, la matriz de resina muestra una resistencia mejorada sobre el polímero aislado. La mezcla se procesa en un tratamiento de temperatura propio y controlado, dando lugar a una polimerización completa y un alto grado de reticulación denominación (**3M ESPE, 2011**).

- **Cerámica nanohíbrida flexible:**

Cerasmart (GC, Dental Products) es un material en forma de bloques para CAD/CAM de cerámica híbrida flexible realizado con un relleno de partículas de borosilicato de bario y de sílice en una matriz de resina. Se considera una cerámica

híbrida ya que contiene un relleno de partículas cerámicas y una parte híbrida correspondiente a la matriz de resina. Por ello, su composición se consideraría como una mezcla de cerámica y composite. Sin embargo, de modo contrario a un composite convencional, Cerasmart ofrece una mayor resistencia a la flexión (231 MPa), incluso más elevada que los bloques de vitrocerámica convencional (alrededor de 117 MPa de la Vita Mark 2) (GC, 2014). Aunque según la clasificación de Duarte no formaría parte de los polímeros reforzados con resina debido a que la cantidad de cerámica no supera el 80% estipulado, la literatura sí que lo engloba dentro de esta (LAUVAHUTANON, 2014; LAUVAHUTANON, 2015).

Material	Composición	Fabricante	Indicaciones
Vita Enamic	Dióxido de sílice (60%) óxido de aluminio, óxido de sodio, UDMA, TEGDMA	VITA Zahnfabrik	Restauraciones indirectas (inlay/onlay/carillas/coronas)
Lava Ultimate	Relleno de sílice de 20 nm, relleno de circonia 4-11 nm, relleno de sílice-circona, UDMA, Bis-EMA	3M ESPE	Restauraciones indirectas (inlay/onlay/coronas)
Cerasmart	Relleno de borosilicato de bario (partículas de 300nm) y partículas de sílice (20 nm) ( 71%)	GC Dental Products	Restauraciones indirectas (inlay/onlay/coronas)

Tabla.2.4 Composición de los materiales e indicaciones según las recomendaciones del fabricante.

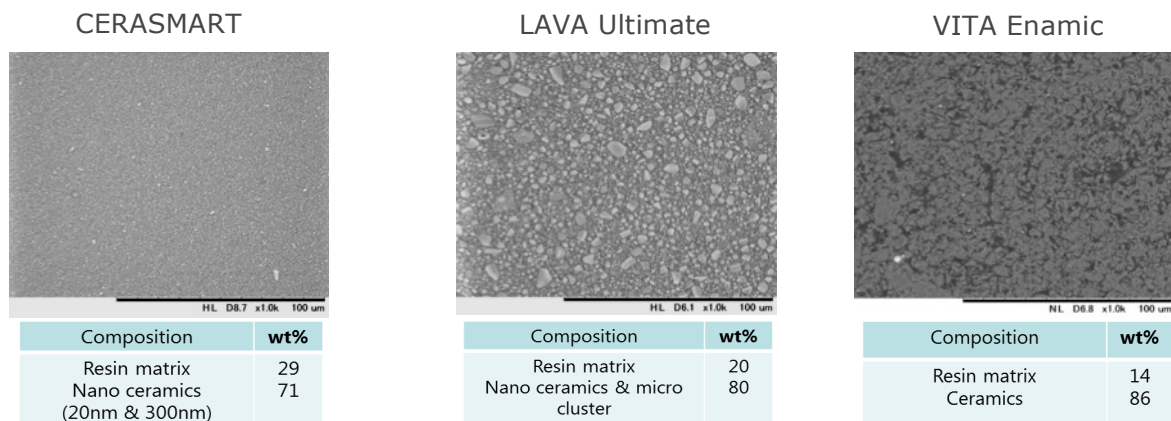


Figura 2.13: Imágenes a microscopía de los distintos tipos de cerámicas híbridas y sus respectivas composiciones.

En la actualidad, existe escasa literatura publicada sobre estos nuevos materiales.

El-Damanhoury, en 2015, realizó un estudio en el que comparaba la resistencia a la fractura y la microfiltración de dos tipos de porcelana y una resina nanocerámica. En el estudio concluyó que la resina nanocerámica lograba mejores resultados de resistencia a la fractura y un modo de fallo más favorable que los otros dos tipos de cerámica estudiados. También obtenían valores más elevados de microfiltración que las cerámicas **(EL-DAMANHOURY, 2015)**

Magne, en 2015, realizó una investigación *in vitro* en la que comparaba la resistencia a la fatiga de coronas completas de materiales CAD/CAM con un proceso de cementado simplificado. Comparaba la resistencia de tres materiales: resina nanocerámica (Lava Ultimate), cerámica feldespática y disilicato de litio, comprobando que no existían diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la resistencia entre ellos. Todos los materiales superaron el rango normal de fuerzas masticatorias. **(MAGNE, 2015)**

Awada, en 2015, ha realizado varios estudios en los que evaluaba las propiedades mecánicas de estos materiales híbridos junto con otros cerámicos para CAD/CAM. En su estudio concluyó que los materiales de nueva generación basados en polímeros mostraron una significativa resistencia a la flexión (Cerasmart y Lava Ultimate) y un mayor módulo de resiliencia comparados con las cerámicas y los materiales híbridos utilizados en la investigación **(AWADA, 2015)**.

Debido al interés que han generado este tipo de materiales en la odontología actual, tiene sentido realizar investigaciones *in vitro* que corroboren sus propiedades físicas y su posible uso a nivel oral.

### **2.3. PROBLEMÁTICA DEL USO DE PILARES DE TITANIO Y JUSTIFICACIÓN DE LA NECESIDAD DE PILARES CERÁMICOS**

Las restauraciones unitarias sobre implantes son una opción de tratamiento precisa y segura en casos de ausencias dentales, especialmente en el sector anterior oral, con elevadas tasas de supervivencia en estudios clínicos a largo plazo **(PJETURSSON, 2004; JUNG, 2007)**. Los objetivos principales de los tratamientos con implantes dentales han sido lograr la oseointegración y la función. Sin embargo, el éxito en implantes unitarios no sólo está determinado por la tasa de supervivencia del implante; la atención actual se dirige hacia parámetros estéticos cuando se juzga el resultado de este tipo de restauración. La réplica exacta de la dentición natural (estética blanca), el mantenimiento de una arquitectura armoniosa de los tejidos blandos (estética rosa) y su integración invisible en cuanto a la prótesis final, están entre los retos de la implantología moderna.

Según Martin, desde la perspectiva del odontólogo restaurador o prostodoncista, existen varios procedimientos que van a influir tanto en el resultado estético del tratamiento como en su predicibilidad. Estos procedimientos incluyen **(MARTIN, 2013)**:

- La posición del implante **(SAADOUN 1992; SAADOUN, 1994; SALAMA, 1998; SAADOUN, 1997; COSYN, 2012; CHEN, 2009; NISAPAKULTORN, 2010)**.
- La utilización de prótesis provisionales implantosoportadas **(SANTOSA, 2007)**.
- La instauración de la prótesis provisional con respecto a la colocación del implante **(PRIEST, 2006; DEGIDI, 2009; OH, 2006)**.
- El material de la restauración definitiva **(GALLUCCI, 2011; GALLUCCI, 2011; HOSSEINI, 2011; JUNG, 2008)**.
- El modo de retención de la prótesis definitiva **(SHERIF, 2011; SANTING, 2013)**.
- El material del pilar transepitelial.

Desde hace casi un siglo, se utilizan materiales metálicos en odontología con un gran éxito clínico. Se han utilizado distintas aleaciones de metales preciosos y no preciosos y materiales como el titanio.

Hasta hoy, los pilares metálicos fabricados con titanio se han considerado idóneos para la confección de restauraciones predecibles en cualquier región de la cavidad oral (**LINDHE, 2000; LINKEVICIUS, 2008**). La primera publicación existente sobre el uso de implantes para restauraciones unitarias en el sector anterior fue de Jemt, en 1986, y rápidamente se convirtió en el tratamiento de elección para los pacientes parcialmente desdentados. Se trataba de una restauración formada por un pilar de titanio atornillado al implante y por una corona ceramometálica cementada sobre el mismo (**JEMT, 1986**).

Los pilares de titanio presentan las siguientes propiedades:

- Buenas propiedades mecánicas.
- Buena biocompatibilidad.
- Baja conductividad térmica.
- Resistencia a la corrosión.
- Buen comportamiento clínico.

Los estudios clínicos han demostrado excelentes resultados en restauraciones fijas sobre pilares de titanio (**ANDERSSON, 1995**). Las restauraciones implantosoportadas con pilares de titanio se consideran el *gold estándar* en implantología, siendo las que presentan mayor resistencia a la fractura.

A pesar de los buenos resultados que ofrecen los pilares de titanio, uno de sus inconvenientes es su color gris oscuro. La discoloración de los tejidos blandos en el tercio cervical de las restauraciones sobre implantes en el sector anterior puede dar lugar a la visulización, por transparencia, del material del que está confeccionado el pilar (Fig.2.14). Varios estudios han demostrado que los pilares de titanio provocan una discoloración gris en los tejidos blandos periimplantarios comprometiendo así el resultado desde el punto de vista estético (**JUNG, 2007; PARK, 2007**). Por tanto, aunque desde el punto de vista técnico sean muy estables, los pilares metálicos tienen unas indicaciones muy limitadas en los casos que comprendan áreas anteriores orales, ya que el resultado estético se ha convertido en un criterio adicional para el éxito clínico de las restauraciones implantosoportadas en el sector anterior (**JUNG, 2007**).

Por todos estos motivos, el desarrollo de materiales va encaminado a plantear, como alternativa, los pilares realizados con cerámicas de alta resistencia, como la alúmina y la zircona.



Figura 2.14. Halo grisáceo gingival en restauración implantosoportada de 2.2.

En 1993, Prestipino e Ingber (**PRESTIPINO, 1993**) describieron el uso de los pilares de alúmina en el sector anterior con el fin de eliminar el halo grisáceo producido por los pilares metálicos. Estos pilares podían individualizarse en cuanto al tamaño y el color, presentaban una elevada resistencia a la flexión, buena biocompatibilidad, baja corrosión y una baja conductividad térmica. Los estudios clínicos han demostrado la estabilidad de los tejidos periimplantarios sobre pilares de alúmina durante 3 o 4 años, pero también registraron fracturas de los mismos (**ANDERSSON, 2001; ANDERSSON, 2003; HENRIKSSON; 2003**). Es decir, dichos pilares, aunque sí aportaban ventajas en cuanto al factor estético, no eran suficientemente resistentes para soportar las fuerzas oclusales que se ejercen a nivel del sector anterior oral, por lo que se propuso la utilización del óxido de circonio para la fabricación de pilares debido a su mayor resistencia a la fractura.

El óxido de circonio o zircona se empezó a utilizar como material para pilares sobre implantes en 1997 (**WOHLWEND, 1997**). Glauser, en 2004, describió la zircona densamente sinterizada y estabilizada con itrio (Y-TZP), siendo éste el material de elección para la confección de los pilares sobre implantes (**CHRISTEL, 1989; ZARONE, 2001; GLAUSER, 2004**). Los pilares de óxido de circonio, según Yildirim, en un estudio *in vitro* realizado en 2003, presentan mayor resistencia a la fractura que los pilares de óxido de alúmina. (**YILDIRIM, 2003**).



Las propiedades mecánicas y el buen comportamiento biológico de la circona han permitido su uso para aplicaciones dentales. Se han publicado muchas ventajas de los pilares cerámicos de circona en comparación con los metálicos:

- Buenas propiedades mecánicas, debido a su mecanismo de endurecimiento de transformación de fase. Este mecanismo consiste en que la circona parcialmente estabilizada, ante una zona de elevado estrés mecánico, como la punta de una grieta, sufre una transformación de fase cristalina, pasa de forma tetragonal a monoclina, adquiriendo un volumen mayor y aumentando la resistencia.
- Menor discoloración mucosa. Las características ópticas de este material permiten mantener el color de la mucosa periimplantaria en parecidas condiciones al color que presenta la encía del diente natural **(JUNG, 2008)**.
- Menor adhesión bacteriana. Los estudios *in vivo* publicados indican baja adhesión bacteriana, lo que previene la inflamación gingival de la encía periimplantaria **(SCARANO, 2004; DORING, 2004; NOTHDURFT, 2010; EKFIELDT, 2011)**.
- Baja o nula citotoxicidad en los tests *in vitro* con fibroblastos gingivales humanos **(UO, 2003)**.
- Buena integración de los tejidos blandos **(ABRAHAMSSON, 1998)**.
- Buen comportamiento clínico **(GLAUSER, 2004; CANULLO, 2007; CHEN, 2008; ZEMBIC, 2009; SAILER, 2009; NOTHDURFT, 2010; EKFIELDT, 2011; VANLIOGLU, 2012; HOSSEINI, 2013; LOPS, 2013; ZEMBIC, 2013; PASSOS, 2014; RINKE, 2015)**.

Aunque la introducción de la circona ha mejorado el comportamiento de las cerámicas en implantología, su principal problema sigue siendo la respuesta mecánica ante fuerzas de tracción; los pilares de circona siguen siendo menos resistentes que los pilares metálicos. Sailer, en una revisión sistemática de artículos clínicos de comportamiento de pilares realizada en 2009, observó que la fractura de los pilares metálicos y cerámicos fue una de las complicaciones menos frecuentes, con una incidencia de un 0,3%, a los 5 años. No obtuvo diferencias estadísticamente significativas entre ambos tipos de aditamentos **(SAILER, 2009)**.

Hay estudios publicados que demuestran el éxito de los pilares de circona que soportan restauraciones unitarias tras un periodo de 1 año **(SAILER, 2009; NOTHDURFT, 2010)**, 3 años **(CANULLO, 2007; CHEN, 2008; ZEMBIC, 2009; HOSSEINI, 2013)**, 4 años **(GLAUSER, 2004)**, 5 años **( EKFELDT, 2011; VANLIOGLU, 2012; LOPS, 2013; ZEMBIC, 2013)**, 7 años **(RINKE, 2015)** y 12 años **(PASSOS, 2014)**. Zembic, en 2009, realizó un ensayo controlado aleatorizado en el que comparaba pilares individualizados de circona y de titanio sin encontrar diferencias en cuanto al resultado desde el punto de vista técnico, biológico o estético **(ZEMBIC, 2009)**. Chen, en 2008, realizó un estudio clínico cuyo objetivo era comparar la resistencia de los pilares de alúmina y circona en restauraciones anteriores. Dos de los pilares de alúmina se fracturaron a los dos años de inserción. Por el contrario, los pilares de circona no sufrieron fractura alguna. Por tanto concluyeron que la respuesta biológica de ambos pilares fue favorable con un buen resultado estético **(CHEN, 2008)**.

3



**JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**



### **3.1. JUSTIFICACIÓN**

Tal como reseñamos en la introducción, actualmente la estética constituye uno de los requisitos primarios en gran parte de los pacientes que acuden a nuestras consultas dentales. Las coronas implantoportadas son una alternativa válida a la prótesis fija convencional debido a sus excelentes datos clínicos a largo plazo (**JUNG, 2008; TAN, 2004**). Sin embargo, a pesar de sus buenas cifras en cuanto a supervivencia, los factores estéticos resultan importantes para lograr el éxito, especialmente en el sector anterior oral. En el caso de la implantología oral existen diferentes factores que influyen en los resultados estéticos, como son: el color, el contorno, la naturalidad de la prótesis definitiva y, el más importante, la topografía y aspecto de los tejidos blandos periimplantarios.

Hoy en día, las casas comerciales nos ofrecen varios tipos de pilares sobre implantes. La elección debemos realizarla teniendo en cuenta factores como la forma (pilares estandarizados o individualizados) y el material del que están fabricados (titanio o materiales cerámicos).

Cuando elegimos un pilar para casos con prótesis unitarias anteriores debemos considerar, además, otros factores como son: la visibilidad de la región (sonrisa alta o

baja), biotipo gingival, color del diente vecino y, finalmente, las expectativas estéticas del paciente.

En aquellos pacientes cuyas expectativas estéticas sean muy elevadas, la elección de pilares cerámicos individualizados será la más indicada. En pacientes con tejidos blandos periimplantarios muy finos, los pilares de zircona y las coronas totalmente cerámicas deberíamos utilizarlas de modo combinado mientras que en aquellos cuyos tejidos periimplantarios sean gruesos, podemos utilizar pilares de titanio junto con coronas ceramometálicas.

Las restauraciones sobre implantes tienen unas tasas de supervivencia clínicas buenas a largo plazo y valores de satisfacción de los pacientes aceptables (**ROMEO, 2004; PJETURSSON, 2005**). Sin embargo, muestran tasas de éxito más bajas que las restauraciones sobre dientes, principalmente por las complicaciones mecánicas. Numerosos estudios han demostrado tasas de supervivencia elevadas en los implantes pero no exentas de complicaciones (**STACH,2003; LEKHOLM,2006; ASTRAND,2008; MENCHIERO-CANTALEJO,2011; HSU,2012**).

Una revisión sistemática estableció dos categorías respecto a las complicaciones que aparecen en implantología: complicaciones biológicas y complicaciones técnicas. (**BERGLUND, 2002**). Las complicaciones biológicas hacen referencia a alteraciones en la función del implante que afectan a los tejidos de sostén periimplantarios. En ellas se incluyen fracasos tempranos y tardíos de los implantes y reacciones adversas de los tejidos duros y blandos periimplantarios. “Complicación técnica” es un término colectivo que describe daños mecánicos en el implante, los componentes implantológicos y las supraestructuras. Las complicaciones protésicas tras la colocación de la prótesis definitiva pueden desembocar, o no, en la pérdida del implante pero pueden conducir a una mayor necesidad de realizar labores de reparación y mantenimiento.

Con el objetivo principal de mejorar la precisión, reducir costes y simplificar los procedimientos de manufacturación, la investigación en el campo de los implantes dentales ha invertido en el desarrollo de la tecnología de diseño y manufacturación asistida por ordenador (CAD/CAM). La ventaja de la fabricación industrializada de estructuras de óxido de zirconio a partir de bloques homogéneos mediante tecnología

CAD/CAM ha mejorado la precisión y la efectividad en el control de los costes (**GUESS, 2012**).

El óxido de zirconio constituye una alternativa estética al metal para la fabricación de subestructuras implantosoportadas, y su uso ha aumentado por su elevada biocompatibilidad (**UO, 2003**), la reducida adhesión bacteriana a su superficie (**SCARANO, 2004**), su gran resistencia frente a la flexión, tenacidad frente a la fractura debido a un mecanismo de reforzamiento por transformación y sus propiedades estéticas (**CHAI, 2007**). Estas propiedades han conducido a la introducción de restauraciones con base de circona como alternativas a las restauraciones tradicionales de metal-porcelana. En la actualidad, el óxido de zirconio está siendo utilizado para la fabricación de pilares de implantes, cofias cerámicas y estructuras completas en prostodoncia fija e implantología dental. Los datos clínicos, con hasta 7 años de seguimiento, han confirmado la gran estabilidad del mismo como material de subestructura para prótesis y coronas dentosoportadas (**SOLÁ-RUIZ, 2015**).

En la actualidad, otra de las cuestiones que se plantean es el posible uso de restauraciones cementadas de nuevos materiales cerámicos híbridos de resina sobre pilares de circona y cómo podrían influir en la rigidez de la unión y afectar a la distribución de las fuerzas en los tejidos periimplantarios. La presencia de un material con mayor capacidad de deformación (como son las resinas) que reduzca la transmisión de las fuerzas al hueso adyacente (por ejemplo, cuando se ocluye inesperadamente sobre un objeto duro) (**SKALAK, 1983; BRUNSKI, 1992**) podría tener un efecto favorable en la sustitución de dientes en los casos de restauraciones unitarias implantosoportadas sobre pilares de circona. En un estudio publicado recientemente, las coronas de nuevas cerámicas híbridas presentaban valores similares de supervivencia a las ceramometálicas, aunque el tipo de fallo era distinto (**BONFANTE, 2015**).

Dada la gran importancia que tiene la elección del material en el que están fabricados los pilares prostodónticos y las coronas que vamos a colocar sobre ellos, hemos decidido llevar a cabo un estudio de resistencia a la fractura de pilares individualizados con coronas completas de diversos materiales (titanio y circona para los pilares y ceramometálicas, circona, disilicato de litio y cerámica híbrida para las coronas).

### **3.2. HIPÓTESIS DE TRABAJO**

Para determinar la resistencia a la fractura de dichas restauraciones, hemos planteado las siguientes hipótesis:

1. Las restauraciones sobre pilares de circona resisten menos que las restauraciones sobre pilares de titanio.
2. Las restauraciones compuestas por pilares de circona y corona de circona tienen mayor resistencia que las compuestas por pilares de circona y coronas de disilicato de litio monolítico y que las compuestas por pilares de circona y cerámica híbrida.
3. El tipo de fallo más frecuente en las restauraciones con pilar de circona se encuentra situado entre la conexión de titanio T-connect y el pilar de circona propiamente dicho.

### **3.3. OBJETIVOS**

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

El objetivo general de esta investigación es evaluar la resistencia a la fractura de distintos tipos de coronas cementadas sobre pilares de circona atornillados a implantes tras la aplicación de técnicas de envejecimiento *in vitro*.

Para cumplir este objetivo general se formulan los siguientes objetivos específicos:

1. Analizar la resistencia a la fractura de los distintos tipos de coronas sobre pilares de circona comparándolos con el grupo control de pilares de titanio con coronas ceramometálicas.
2. Analizar las muestras ensayadas para determinar el tipo de fractura y la ubicación de la misma.



4



**MATERIAL Y MÉTODO**



Para poder cumplir con los objetivos propuestos en nuestro trabajo, en el siguiente apartado explicaremos los materiales que nos permitieron realizar el diseño y la confección de los especímenes, al igual que el cementado de las coronas y el tratamiento de las muestras, así como los métodos y herramientas empleadas para la evaluación de los resultados obtenidos tras el ensayo de carga dinámica y termociclado y posterior ensayo de compresión hasta la fractura, a los que fueron sometidos los distintos grupos de pilares con coronas cementadas.

Todo el ensayo se llevó a cabo según los requerimientos y métodos especificados en la norma UNE-EN ISO 14801:2007, correspondiente a los ensayos de fatiga dinámica para implantes dentales endoóseos.

## **4.1 MATERIAL**

### **4.1.1 DISEÑO Y CONFECCIÓN DE LOS ESPECÍMENES**

Para poder responder a los objetivos del presente trabajo, se confeccionaron 80 especímenes que constaban de cuatro partes: un implante, un pilar individualizado de titanio o de circona, un tornillo de fijación de dicho pilar al implante y una corona cementada sobre el pilar.

#### 4.1.1.1 IMPLANTE

Se utilizaron 80 implantes Premium Khono (Sweden&Martina® SPA. Pádua, Italia) (Fig.4.1) que presentaban las siguientes características:

- Longitud: 11,5 mm.
- Anchura: 4,25 mm.
- Morfología: cónico.
- Plataforma: plataforma expandida con un bisel de 0,5 mm que se ensancha progresivamente desde la emergencia para luego volver al diámetro nominal del implante a nivel de la conexión.
- Conexión: hexágono interno de 2 mm de profundidad.

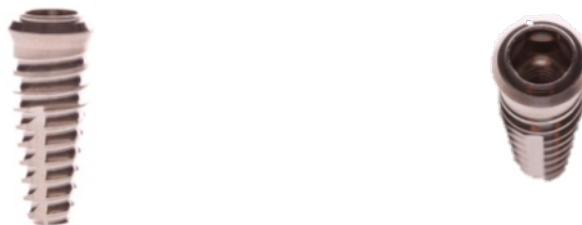


Figura 4.1. Imagen del implante utilizado en la confección de los especímenes.  
Detalle de la conexión interna hexagonal.

#### 4.1.1.2 PILAR INDIVIDUALIZADO

Los pilares de titanio y de circonia se diseñaron digitalmente por ordenador, imitando una situación de ausencia de un incisivo central superior, y se fresaron a partir de un bloque de titanio o de circonia presinterizada, según las indicaciones proporcionadas a la casa comercial, obtenidas de un estudio previo realizado por Nothdurft (**NOTHDURFT, 2011**) (Fig.4.2).

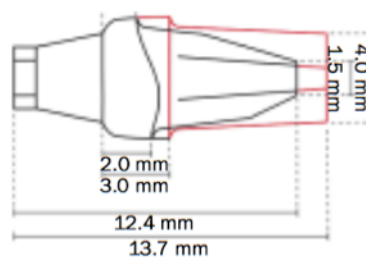


Figura 4.2. Dimensiones aproximadas del pilar (tomada de **NOTHDURFT, 2011**).

El diseño de los pilares se realizó mediante el *software* de la casa comercial Echo 2 (Sweden&Martina® SPA). El primer paso fue escanear la probeta de nylon con el implante fijado en resina epoxi. Para ello, fue necesario atornillar al implante un aditamento específico que, al escanearlo, nos proporcionaría la posición exacta en el espacio de la conexión protésica del implante. Para que el scanner pudiera leer la preparación de modo preciso, nos tuvimos que ayudar de un spray específico, que cubriendo toda la muestra, nos permitiera la lectura del escaneado digital (Telescan®,DFS-Diamon GmbH, Riedenburg, Alemania). Una vez obtenida la posición de la conexión implanto-protésica, procedimos a diseñar el pilar que atornillaríamos a cada uno de los implantes de nuestro estudio.

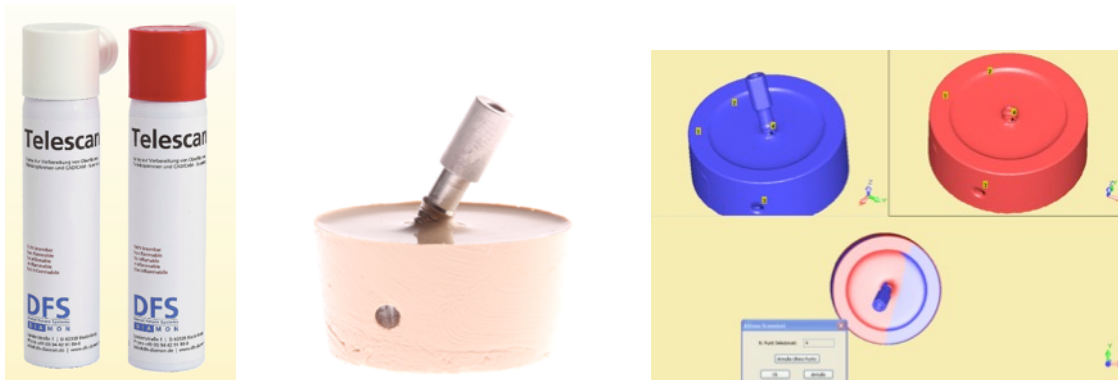


Figura 4.3. Spray de escaneo Telescan. Pilar de escaneo atornillado al implante. Imagen del escaneo del pilar específico que nos proporciona la posición exacta en el espacio de la conexión protésica del implante.

El escaneo digital de los pilares consta de varias fases:

- a. Escaneo inicial y obtención de imagen en nube de puntos: tras atornillar el pilar de escaneo al implante embebido en resina epoxi, procedimos a chorrear todo el complejo con un spray específico a base de óxido de titanio para su escaneo, lo que nos permitiría obtener una imagen en nube de puntos que, después de eliminar las partes inservibles del archivo, nos proporcionaría la imagen definitiva de la cabeza del implante en los tres planos del espacio (Fig.4.3).
- b. Diseño del pilar: en la fase de diseño, se establecieron todos los parámetros y dimensiones que queríamos que tuviera nuestro pilar para el estudio (altura, conicidad, tipo de línea de terminación,...). Las características que tuvieron nuestros pilares fueron las siguientes (Fig.4.4):

- Altura total del pilar (altura desde la cabeza del implante hasta la porción más incisal): 10 mm.
- Altura clínica del pilar (altura desde la línea de terminación hasta la porción más incisal): 8 mm.
- Diámetro de la base del pilar: 5 mm.
- Diámetro a nivel de la línea de terminación: 7 mm.
- Convergencia axial de los muñones: 6°, 3° por pared.
- Línea de terminación: chámfer de 1 mm.
- Todos los ángulos fueron redondeados.

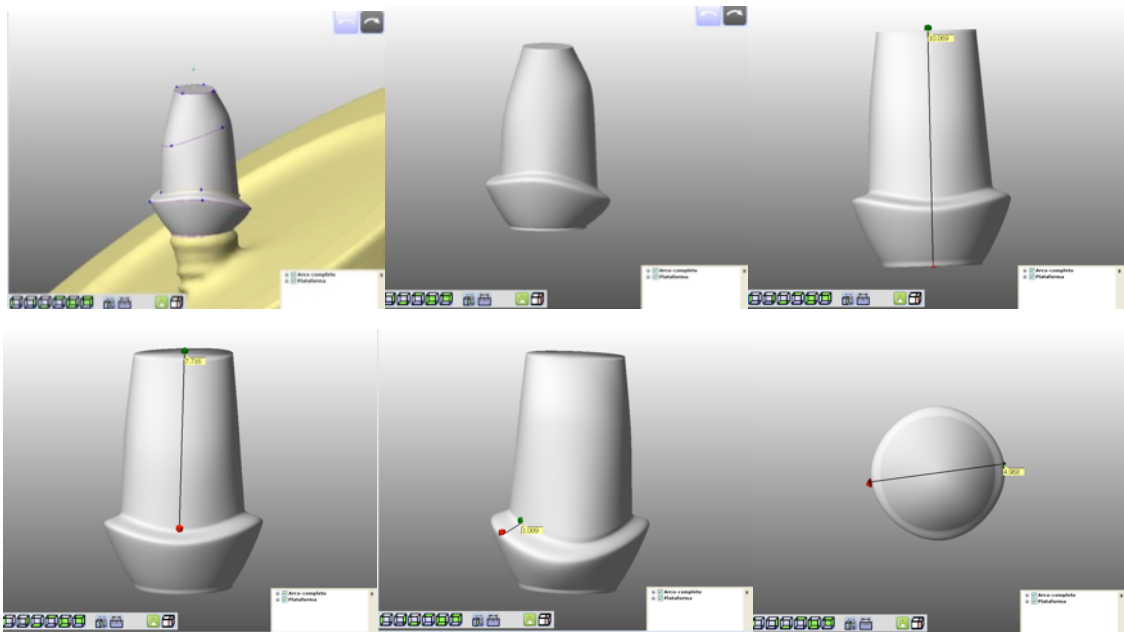


Figura 4.4. Distintas imágenes extraídas del *software* de diseño de los pilares del estudio y dimensiones de los mismos.

c. Fresado del pilar: los datos obtenidos se enviaron al centro de fresado de Sweden&Martina® SPA para la elaboración de los 80 pilares individualizados de idénticas dimensiones. El pilar de titanio se fresó a partir de un bloque de titanio, desde la conexión hexagonal interna hasta el pilar propiamente dicho. Los pilares de circona eran de dos piezas; éstos estaban formados por un cuerpo de circona, que se fresaba con las mismas dimensiones que el de titanio, y un soporte en titanio que se cementó al pilar propiamente dicho y actuó de conexión interna. El soporte T-Connect (Sweden&Martina® SPA) se utiliza para realizar prótesis personalizadas de circona mediante sistemas CAD/CAM, sin renunciar a la precisión micrométrica entre el acoplamiento

entre plataformas obtenible con los componentes tradicionales. Los soportes T-Connect, en los pilares de circona, sirven como base de apoyo sobre el titanio, evitando así el contacto entre el cuerpo del pilar de circona y la plataforma del implante (Fig.4.5).



Figura 4.5. Pilar de titanio y Conexión T-Connect de titanio entre el pilar de circona y la plataforma del implante.

#### 4.1.1.3 TORNILLO DE FIJACIÓN PROTÉSICA

En nuestro estudio, se utilizaron dos tipos de tornillos, ambos de titanio, de distintas dimensiones según el pilar que soportaban.

- **Tornillo que soporta el pilar de titanio** (Fig.4.6): es un tornillo de titanio de 2 mm formado por:
  - Cabeza redondeada con conexión hexagonal.
  - Cuello del tornillo.
  - Rosca en V desde el cuello hasta el ápice.

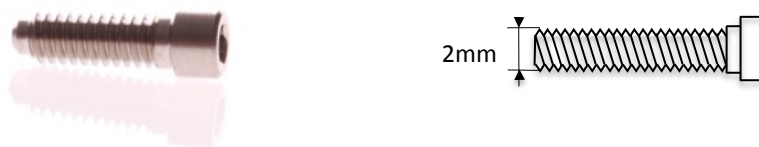


Figura 4.6. Tornillo de titanio que soporta los pilares de circona con conexión metálica. Esquema de las dimensiones del tornillo.

- **Tornillo que soporta el pilar de circona (Fig.4.7):** es un tornillo de titanio de 2 mm de diámetro en la zona de la rosca pero de diferente diseño y diámetro 1,36 mm en la zona del tallo. Consta de distintas partes:
  - Cabeza redondeada con conexión hexagonal
  - Cuello del tornillo
  - Tallo liso superior de diámetro 1,36 mm
  - Parte apical más corta de 2 mm de diámetro y ocho espiras en forma de V
  - Un aro de PEEK (polieterketone) que colocado entre el pilar de circona y el tornillo, permite distribuir las fuerzas entre la interfase titanio-circona.

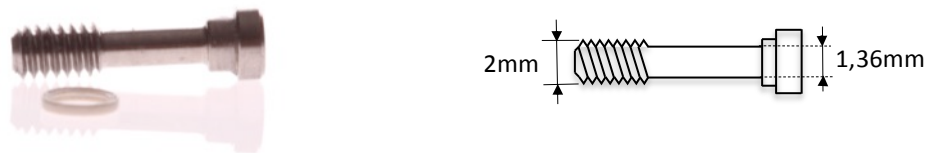


Figura 4.7. Tornillo de titanio y aro de PEEK (polieterketone) que soporta el pilar de circona. Esquema de las dimensiones del tornillo.

Para conectar el pilar al implante a todos los tornillos se les aplicó una precarga de 20 N/cm y, tras cinco minutos, se les aplicó el torque final de 30 N/cm con un destornillador protésico con control de torque ISD900 (NSK, Nakanishi, Japón) (Fig.4.8).



Figura 4.8. Destornillador protésico con control de torque.



#### 4.1.1.4 CORONAS

Se fabricaron un total de 80 coronas con forma anatómica y estandarizada de un incisivo central superior (altura 11 mm, anchura mesio-distal de 8,5 mm y grosor de las paredes axiales de 2 mm).

Todas las coronas fueron fabricadas a partir de un encerado (Fig.4.9) realizado sobre un pilar, de modo que obtuviéramos la morfología estandarizada para las mismas. De dicho encerado, obtuvimos una guía de silicona que nos permitiría seguir la anatomía al confeccionar las coronas.



Figura 4.9. Encerado colocado sobre el pilar de titanio y sobre el pilar de circona.

Las coronas se confeccionaron con los siguientes sistemas (Fig.4.10):

- **20 CORONAS CERAMOMETÁLICAS:** con núcleo de Cr-Co (Sweden&Martina® SPA) diseñado y fabricado por tecnología CAD/CAM y posterior aplicación de cerámica de recubrimiento inyectada.
- **20 CORONAS DE CIRCONA-PORCELANA:** con núcleo de circona (Sweden&Martina® SPA) diseñado y fabricado por tecnología CAD/CAM y posterior aplicación de cerámica de recubrimiento inyectada.
- **20 CORONAS DE DISILICATO DE LITIO MONOLÍTICO:** coronas completamente diseñadas y fabricadas por tecnología CAD/CAM (IPS e.max CAD®, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein).
- **20 CORONAS DE RESINA NANOCERÁMICA:** coronas completamente diseñadas y fabricadas por tecnología CAD/CAM (Lava Ultimate®, 3M ESPE, ).

Tanto las coronas feldespáticas reforzadas con disilicato de litio del sistema IPS e.max CAD® como los núcleos de circona, fueron mecanizados a partir de bloques

presinterizados y posteriormente fueron sinterizadas siguiendo las especificaciones del fabricante.

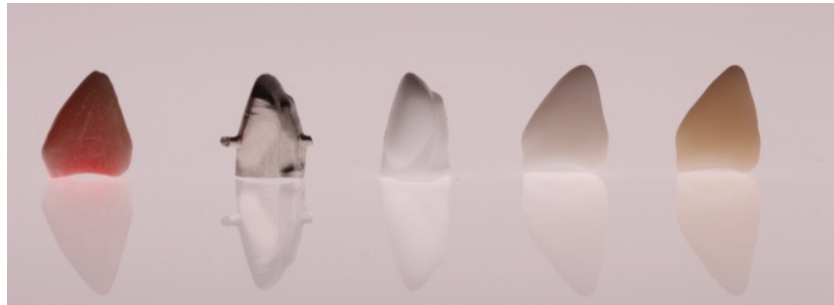


Figura 4.10. Corona encerada junto con los núcleos de las coronas ceramometálicas y de circonia-porcelana y las coronas de disilicato de litio monolítico (IPS e.max CAD®) y cerámica híbrida (Lava Ultimate®).

#### 4.1.2 CONFECCIÓN DEL MODELO MAESTRO

Para realizar el estudio de resistencia a la fractura se siguieron las especificaciones de la norma UNE-EN ISO 14801:2007:

- Colocación del espécimen en un ángulo de  $30\pm 2^\circ$ .
- Montaje de los especímenes en una resina epoxi con un módulo de elasticidad de 3 GPa o superior.
- Simulación de una pérdida ósea periimplantaria dejando 3 mm del implante expuestos, desde el cuello del implante en sentido corona-apical.

Una vez seleccionado el implante a utilizar en el estudio, procedimos a confeccionar una llave colada (Fig.4.11) que nos facilitara el posicionamiento de los implantes dentro de las probetas siempre en la misma situación y angulación, lo que nos permitiría estandarizar la muestra. Para ello, recurrimos a un laboratorio que enceró y coló una llave a medida para nuestra investigación, la cual incluía un pilar adherido a ella al que atornillaríamos cada uno de los implantes. Esta llave nos permitiría colocar los implantes tal y como indica la norma ISO 14801, en el centro de la probeta con una angulación de  $30\pm 2^\circ$  sobre la vertical de aplicación de la carga. La llave colada estaba realizada con la altura adecuada que nos permitiera adherir el pilar sobre el implante y así embutir el implante dejando los  $3\pm 0,5$ mm coronales fuera de la resina para simular una reabsorción ósea de 3 mm, ya que los fallos en los componentes de los implantes se asocian a la reabsorción ósea crestal (Fig.4.11).

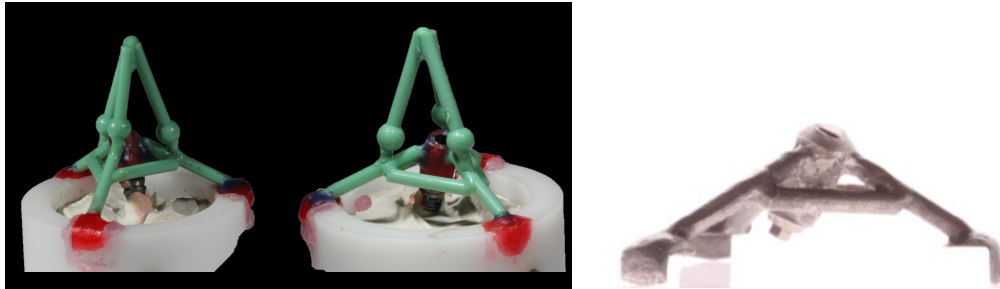


Figura 4.11. Patrón de cera de la llave previo a su colado. Llave colada con el pilar metálico cementado con la angulación de  $30\pm 2^\circ$  requerida por la norma ISO-UNE 14801:2007.



Figura 4.12. Probeta de nylon con el vástago de acero que actúa de sistema antirotacional. Llave colada colocada sobre la probeta de nylon. Llave colada con el implante atornillado.

Una vez atornillado el implante al pilar adherido a la llave (Fig.4.12), rellenamos las probetas de nylon con una resina epoxi Exakto-Form® (Bredent GmbH & Co.KG. Senden. Alemania), respetando los tiempos de trabajo recomendados por el fabricante (Fig.4.13). Se trataba de una resina de dos componentes a base de poliuretano que se mezclaban en una proporción 1:1 hasta conseguir una mezcla homogénea. Se vertió en el interior de las bases plásticas dejando los 3 mm coronales del implante sin embutir. Para obtener una correcta distribución del material dentro de la base plástica, nos ayudamos de un vibrador de escayola. El tiempo de polimerización de la resina fue de 45 minutos. Según la norma ISO 14801, el material de fijación debía tener un módulo de elasticidad mayor de 3 GPa, siendo el valor del módulo de elasticidad de la resina epoxi utilizada de 3,9 GPa.

## MATERIAL Y MÉTODO



Figura 4.13. Resina epoxi Exacto-Form (componentes A y B). Implante embebido en probeta de nylon con una angulación de  $30\pm 2^\circ$  sobre la vertical de aplicación de la carga.

Tras los 45 minutos de polimerización, retiramos la llave colada desatornillando el pilar. Los especímenes que presentaron algún defecto en el rellenado de las probetas fueron descartados para el estudio. En estos casos, se procedió a la repetición del vaciado de las probetas con resina epoxi.

Una vez fijados todos los implantes en las probetas, atornillamos todos los pilares a los implantes mediante la aplicación de un torque de 30 N/cm con un destornillador protésico con control de torque ISD900 (NSK, Nakanishi, Japón) (Fig.4.14).



Figura 4.14. Destornillador protésico con control de torque

### 4.1.3 CEMENTADO DE LAS CORONAS

Una vez confeccionados los 80 modelos maestros, con los implantes embebidos en resina epoxi y los pilares atornillados a los implantes, procedimos a cementar las restauraciones sobre sus correspondientes pilares, mediante la utilización de un cemento de resina de polimerización dual. Todas las coronas fueron cementadas por el mismo operador con presión manual, ya que, debido al tipo de montaje de los implantes en la angulación requerida por la norma ISO, era imposible aplicar un peso concreto sobre el borde incisal de las coronas. Se utilizó un cemento de resina compuesta para todos los grupos a fin de evitar incluir más variables en nuestra experimentación que pudieran sesgar los resultados obtenidos. Se realizó el tratamiento de la cara interna según las indicaciones para cada uno de los grupos según su composición tal como describimos en el siguiente párrafo. No se realizó ningún tipo de tratamiento previo a los pilares de circona.

Previo al cementado, las superficies internas de las coronas de circona y de cerámica híbrida fueron silicatizadas con partículas de óxido de sílice ( $\text{SiO}_2$ ) de 30  $\mu\text{m}$  de tamaño, a 2 bares de presión y a una distancia de 10 mm, con una unidad clínica de silicatizado Cojet™ Sand (3M Deutschland GmbH, Alemania). Las coronas monolíticas de disilicato de litio fueron preparadas con ácido fluorhídrico al 9,6% (Ultradent® Porcelain Etch) durante 20 segundos y acondicionadas con una solución de silano (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent®) durante 1 minuto (Fig.4.15).



Figura 4.15. Unidad clínica de silicatizado Cojet Sand™ (3M ESPE). Grabado ácido fluorhídrico de las coronas. Aplicación de silano (Monobond Plus).

Previamente al cementado, las chimeneas de acceso a los tornillos de fijación de los pilares fueron selladas con politetrafluoroetileno (PTFE) (Fig.4.16).



Figura 4.16. Politetrafluoretileno (PTFE).

El cemento utilizado para todos los grupos de ensayo fue el RelyX™ Unicem 2 (3M ESPE) (Fig.4.17)



Figura 4.17. Cemento utilizado para adherir todas las coronas del estudio RelyX™ Unicem 2.

#### 4.1.4 CLASIFICACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DE LOS GRUPOS

Los especímenes fueron clasificados según sus características dando lugar a cuatro grupos de 20 especímenes cada uno (80 coronas cementadas sobre cada uno de los pilares atornillados a cada uno de los implantes embutidos en resina epoxi dentro de las probetas de nylon). Se distribuyeron en función del material de confección del pilar (metal o circonia) y del material de la restauración. Para la codificación de cada uno de los especímenes, se emplearon letras y un número. Las letras indicaban el grupo de pertenencia y el número el orden dentro de cada conjunto (Tabla 4.1).

Los grupos formados fueron:

- **Grupo PTCM (grupo control):** formado por veinte coronas ceramometálicas cementadas sobre pilares individualizados de titanio, compuesto por:
  - **Pilar:** individualizado de Bio-Titanio (Sweden&Martina® SPA).
  - **Núcleo:** aleación de Cr-Co fresado (Sweden&Martina® SPA).
  - **Porcelana de recubrimiento:** cerámica IPS InLine PoM (Ivoclar Vivadent®). Se trata de una cerámica de leucita cuyas propiedades ópticas se han optimizado con cerámicas de vidrio translúcidas y opalescentes. Previamente al revestimiento, la estructura de metal debe ser oxidada y aplicada sobre ella la cerámica opaquer. La técnica de laboratorio utilizada fue la de inyección por presión de la porcelana de recubrimiento.
- **Grupo PCCC:** veinte coronas con núcleo de circona cementadas sobre pilares individualizados de circona, compuesto por:
  - **Pilar:** individualizado de circona de dos piezas (conexión adherida de titanio T-Connect) realizado con el sistema CAD-CAM Echo2 (Sweden&Martina® SPA)
  - **Núcleo:** circona fresada a través del sistema CAD-CAM Echo2 (Sweden&Martina® SPA), tras el escaneo del pilar mediante el escáner de la misma casa comercial. Se trata de un sistema abierto basado en la tecnología de adquisición 3D de luz estructurada que asegura en sólo unos minutos una total digitalización del pilar.
  - **Porcelana de recubrimiento:** cerámica IPS InLine PoM (Ivoclar Vivadent®).
- **Grupo PCCE:** veinte coronas de disilicato de litio monolíticas cementadas sobre pilares individualizados de circona, compuesto por:
  - **Pilar:** individualizado de circona de dos piezas (conexión adherida de titanio T-Connect) realizado con el sistema CAD-CAM Echo2 (Sweden&Martina® SPA)
  - **Corona monolítica de disilicato de litio (IPS e.max CAD®, Ivoclar Vivadent).** Es una cerámica de vidrio de disilicato de litio con alta

resistencia que permite realizar restauraciones a volumen total de elevada resistencia, durabilidad y estética.

- **Grupo PCCL:** veinte coronas de cerámica híbrida cementadas sobre pilares individualizados de circona, compuesto por:
  - **Pilar:** individualizado de circona de dos piezas (conexión adherida de titanio T-Connect) realizado con el sistema CAD-CAM Echo2 (Sweden&Martina® SPA).
  - **Corona de cerámica híbrida (Lava Ultimate®, 3M ESPE).** Se trata de una resina nanocerámica que contiene aproximadamente un 80% (en peso) de partículas de nanocerámica fusionadas en una matriz de resina.

n	GRUPO		PILAR	RESTAURACIÓN
I 20	PTCM		TITANIO	 CERAMOMETÁLICA
II 20	PCCC	 	CIRCONA	 CIRCONA
III 20	PCCE	 	CIRCONA	 DISILICATO DE LITIO
IV 20	PCCL	 	CIRCONA	 CERÁMICA HÍBRIDA

Tabla 4.1: Distribución de la muestra según el tipo de pilar y la restauración cementada sobre el mismo.



## 4.2 MÉTODO

Todos los especímenes se sometieron a un proceso de termociclado y carga dinámica en una máquina simuladora de masticación con la intención de reproducir las condiciones de envejecimiento artificial similares a las que se producen en el medio oral real. Tras ello se aplicó carga compresiva en todos los especímenes en una máquina Shimadzu® con la intención de obtener la fuerza necesaria para su fractura y al posterior estudio de las muestras fracturadas mediante inspección ocular para determinar el tipo y localización de la fractura.

### 4.2.1 CARGA CÍCLICA Y TERMOCICLADO

La fase de carga cíclica y termociclado se realizó a todos los especímenes de cada uno de los grupos objeto de estudio. Se realizó en las instalaciones de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia.

#### 4.2.1.1 SIMULADORA DE MOVIMIENTOS MASTICATORIOS

Para la carga cíclica se utilizó la máquina simuladora de masticación (Chewing Simulator CS-4.2 economy line®; SD Mechatronik GMBH, Feldkirchen-Westerham, Alemania).

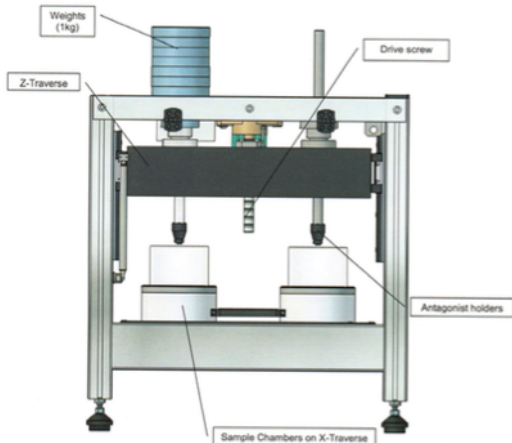
La máquina esta compuesta por (Fig.4.19):

- Dos ejes accionados por un motor que simulan diferentes patrones de movimiento.
  - Eje horizontal: es el que realiza el movimiento de masticación en el eje horizontal; para ello, mueve la mesa sobre la que se montan las cámaras de muestra, dentro de las cuales atornillaremos las probetas de nylon donde hemos embebido nuestros especímenes.
  - Eje vertical: es el que realiza el movimiento de masticación en el eje vertical, para ello realiza un movimiento supero-inferior levantándose y hundiéndose hasta tocar la muestra. Dicho eje está provisto de unas pesas (1 kg cada una) para aplicar la carga necesaria sobre la muestra. Este eje está compuesto por dos vástagos donde se colocan, en la parte superior e inferior respectivamente, las pesas y el puntero de acero con forma cónica.

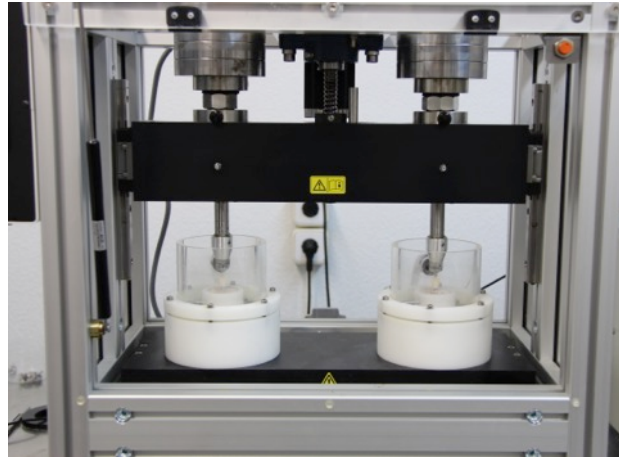
## MATERIAL Y MÉTODO

Éste último elemento, acabado en punta redondeada, es el antagonista utilizado para aplicar la carga sobre la muestra.

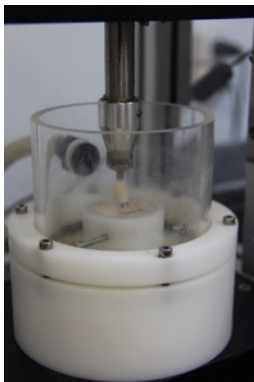
- Un autómatas incorporado a la máquina y un *software* de control que registra y controla los datos obtenidos a lo largo del ensayo.



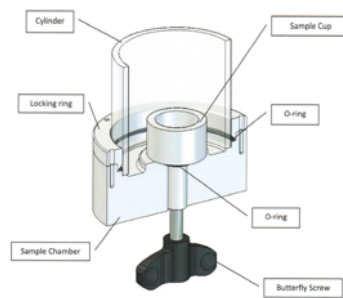
Esquema de la masticadora



Masticadora con dos cámaras de muestra



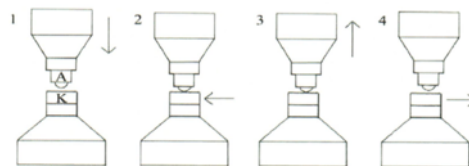
Muestra colocada en la cámara de muestras



Detalle de la cámara de muestras



Pantalla del autómatas incorporado



Movimientos posibles en la masticadora

Figura 4.19. Distintas partes de la máquina simuladora de masticación.

Una vez posicionadas las probetas en la cámara de muestra, se ajustó la punta aplicadora de la carga en la posición deseada y se procedió a programar la máquina para iniciar el ensayo de carga dinámica. En este estudio, se aplicó una carga vertical de 8 kg (80 N) con un movimiento vertical de 2,5 mm, un movimiento horizontal de 2 mm y una velocidad de 60 mm/s. Las cargas se aplicaron unos 3 mm por debajo del borde incisal de las coronas. Se realizaron 240.000 ciclos, correspondientes a un año de masticación.

En nuestro trabajo, buscamos evaluar la resistencia a la fractura de diferentes materiales de restauraciones de recubrimiento completo cementadas sobre pilares de circonita. Nuestro propósito fue realizar el ensayo sobre muestras de proporciones semejantes a las utilizadas en los tratamientos protodóncicos de nuestros pacientes (escala 1:1). Para ello, decidimos que la morfología antagonista ideal (dispositivo de carga) debería ser esférica, lo que nos proporcionaría un contacto puntual óptimo 3mm por debajo del borde incisal de las coronas; por ello utilizamos un dispositivo metálico con una superficie esférica perpendicular a la dirección de aplicación de la carga.

#### **4.2.1.2 TERMOCICLADORA**

Para esta fase del estudio se utilizó una máquina de termociclado (Thermocycling TC-3®; SD Mechatronik GMBH, Feldkirchen-Westerham, Alemania) (Fig.4.20). Este dispositivo va adaptado a la máquina simuladora de masticación de modo que funcionan al mismo tiempo pero como sistemas independientes.

La máquina está formada por los siguientes componentes:

- Un tanque principal refrigerador de agua. El agua debe ser destilada y se distribuye desde este tanque a través de unas tuberías de plástico flexible hasta las cámaras de muestra; allí va llenando las cámaras de muestra de agua caliente y fría alternativamente, sumergiendo los especímenes por completo en cada uno de los ciclos de termociclado.
- Acumuladores de agua fría/caliente. Durante el proceso, el agua refrigerada sale de este tanque para llegar a dos acumuladores de pequeño tamaño intercomunicados. Uno de los acumuladores está provisto de una resistencia que

calienta el agua hasta la temperatura programada durante el ensayo y el otro acumulador es el que mantiene el agua refrigerada.

En nuestro ensayo, la termocicladora se programó con una temperatura mínima de 5° y una máxima de 55° C. El tiempo de cada ciclo fue de 30 segundos. El tiempo de vaciado de las cámaras de muestra al finalizar cada ciclo fue de 12 segundos. En total, durante los 240.000 ciclos masticatorios, se realizaron 1.548 ciclos térmicos por cada una de las muestras. La duración de cada prueba completa fue de 18 horas.

Tras finalizar cada prueba completa, se comprobó que no hubiera ningún tipo de fractura, descementado o aflojamiento de tornillo en cada uno de los especímenes.

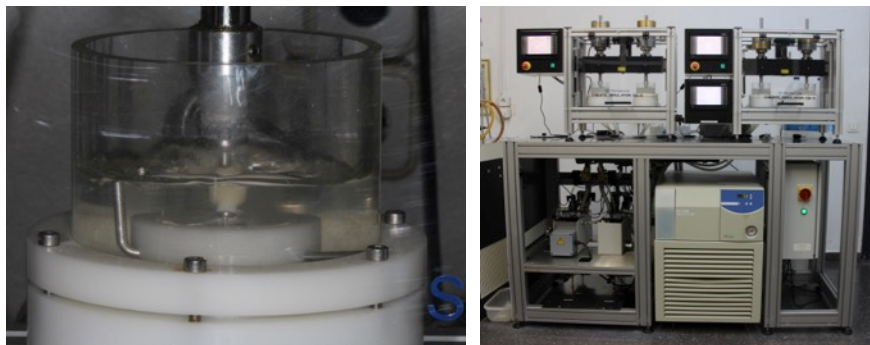


Figura 4.20. Detalle de la muestra dentro de la cámara durante la fase de termociclado. Máquina de termociclado.

### 4.2.2 ENSAYO DE CARGA POR COMPRESIÓN

Tras el ensayo de fatiga y termociclado, todas las muestras fueron sometidas a un ensayo de carga estática hasta la fractura.

El ensayo de compresión hasta la fractura en todos los grupos se realizó mediante una máquina de ensayos universal Shimadzu® AG-100 KN (Shimadzu corporation, Kyoto, Japón) (Fig. 4.21) con una célula de carga de 100 KN conectada a un ordenador compatible. La máquina constaba de los siguientes componentes:

- Brazo aplicador de carga. Compuesto por un cilindro de compresión que va unido a la célula de carga (100 KN).
- Mesa de anclaje para las muestras. Se fija a la base de la máquina y permite mover la muestra para un correcto ajuste.

- Mando de ajuste. Permite el desplazamiento y ajuste del brazo aplicador de carga antes del inicio del ensayo.
- Cámara de video. Permite grabar el ensayo; se pone en marcha una vez el brazo aplicador de carga entra en contacto con muestra y se para cuando se interrumpe el ensayo.
- Puertas de seguridad. Evitan accidentes y pérdida de fragmentos de las muestras en caso de rotura de las mismas.
- Computadora y *software*. Dirigen las acciones de la máquina y almacenan e interpretan los datos obtenidos en el ensayo.

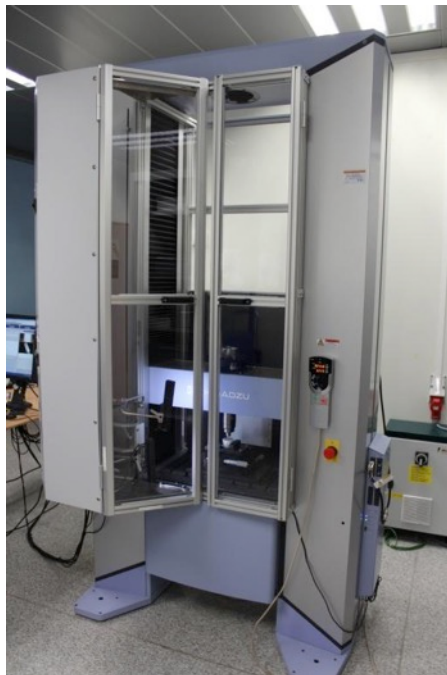


Figura 4.21. Máquina de carga estática Shimadzu® AG- X plus 100 KN.

Los cilindros de nylon, donde estaban embebidos los especímenes, se sujetaban a la mesa de anclaje, creada específicamente para el ensayo, mediante dos tornillos. Esta mesa de anclaje permitía que la muestra estuviera totalmente fija y en la posición requerida durante todo el test de compresión (Fig.4.22). Una vez éstos se colocaban en la posición correcta, se ajustaba la distancia entre el brazo aplicador de carga y la parte superior de la muestra. El aplicador de la carga descendía sobre la muestra ejerciendo una fuerza vertical y continua sobre el borde incisal de las coronas. La velocidad de desplazamiento de la célula de carga fue de 0,5 mm/min y la carga fue

aplicada hasta que se producía la fractura de la restauración protésica, momento que solía coincidir con un chasquido audible por el operador.

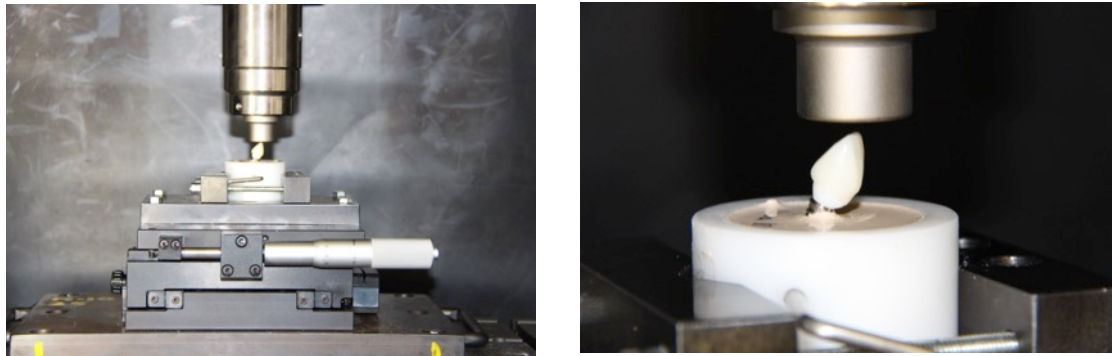


Figura 4.22. Mesa de anclaje de las probetas y recorrido vertical del aplicador de la carga sobre la muestra.

La máquina estaba conectada a un ordenador que, mediante el *software* específico TRAPEZIUM-X (single serial 942356CA, Shimadzu Corporation) procesaba y almacenaba los datos que se iban obteniendo durante el ensayo. Los datos se obtuvieron en newtons (N). La aplicación informática mostraba unas gráficas de carga por deformación, que permitieron determinar exactamente en cada uno de los especímenes a qué carga se produjo la fractura y el tipo de comportamiento mecánico.

El proceso seguido para cada muestra fue el siguiente:

- Se ancló el cilindro de nylon donde estaban montados los especímenes a la mesa de anclaje y se fijó mediante dos mordazas laterales que lo inmovilizaron.
- Se situó dicha base superior del cilindro perpendicular a la trayectoria de descenso de la célula de carga, la cual se hizo coincidir manualmente, mediante tornillos micrométricos, sobre el borde incisal de la corona.
- Se acercó manualmente mediante una rueda micrométrica el aplicador plano de la carga de la máquina hasta la distancia más pequeña apreciable visualmente sin llegar a tocar la corona de la muestra.
- Se inició el ensayo de carga compresiva. La punta plana aplicadora de la carga descendió sobre la muestra a una velocidad constante de 0,5 mm/min.

- En un primer momento, la base aplicadora de carga empezó a descender 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 la punta plana y el borde incisal de la corona, el ordenador empezó a dibujar una gráfica que registraba la cantidad de fuerza ejercida (N) y el desplazamiento que se produjo (en mm). Al mismo tiempo, el programa iba proporcionando los valores numéricos de ambas variables, así como el tiempo transcurrido. En cada muestra se obtuvieron pues, automáticamente, tres columnas de valores relacionados:
  - Tiempo (en segundos).
  - Fuerza aplicada sobre el espécimen (N).
  - Desplazamiento que realiza la punta aplicadora de la carga sobre la muestra (en mm).
- En cuanto se producía la caída de la curva en 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.

El ensayo de carga estática realizado con la máquina Shimadzu se llevó a cabo con los equipos y en las instalaciones del Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales ubicado en la Universidad Politécnica de Valencia.

#### **4.2.3 INSPECCIÓN OCULAR DE LOS ESPECÍMENES PARA DETERMINAR EL MODO DE FALLO Y SU LOCALIZACIÓN**

Una vez finalizado el ensayo de compresión hasta la fractura procedimos a hacer un análisis minucioso de cada una de las muestras para evaluar el tipo de fallo y su localización.

El análisis consistió en una observación macroscópica de cada una de las muestras de cada grupo.

El tipo de fallo y la localización de éste fueron determinados para cada uno de los especímenes, clasificándolos del siguiente modo:

- Fractura de la corona sin fractura del pilar.
- Fractura del pilar sin fractura de la corona.
- Fractura del pilar y de la corona.
- Fractura del tornillo.

#### 4.2.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico se realizó a partir de los resultados obtenidos durante el ensayo de compresión. Los datos numéricos fueron registrados y almacenados por la aplicación informática TRAPEZIUM. La carga compresiva a la cual se produjo la fractura se registró en N.

El análisis descriptivo proporciona los estadísticos más relevantes para la variable de fuerza y desplazamiento: media, desviación estándar, mínimo, máximo y mediana. Se proporcionan también los intervalos de confianza al 95% para las medias.

La normalidad de las variables de fuerza se contrastó mediante el test de Kolmogorov-Smirnov y la corrección de Lilliefors. La homogeneidad de las varianzas en los diferentes grupos se evalúa mediante test de Levene.

Debido a que las variables cumplían las premisas de normalidad y homogeneidad comentadas, se desarrolló un modelo lineal general (MLG) de análisis de varianza (ANOVA) de una vía, para determinar si el nivel medio de resistencia a la fractura podía considerarse o no homogéneo entre los distintos grupos. Se desarrollaron comparaciones múltiples con la prueba de Bonferroni. Un modelo análogo se estimó para la respuesta desplazamiento. La prueba de Kruskal-Wallis se utilizó para comparar la distribución de valores de fuerza (y desplazamiento) en los 4 grupos.

Un test de tipo t para muestras independientes se utilizó para valorar la igualdad de fuerza media (y desplazamiento medio) en los dos grandes tipos de fractura. Una prueba no paramétrica de Mann-Whitney se aplicó también con valor confirmatorio.

La relación entre fractura y desplazamiento se evaluó mediante el coeficiente de correlación lineal de Pearson.

El nivel de significatividad empleado en los análisis ha sido el 5% ( $\alpha=0.05$ ). Cualquier p-valor menor a 0,05 era indicativo de una relación estadísticamente



significativa. Por el contrario, un p-valor mayor o igual a 0,05 indicaba ausencia de relación.

Para el test F del modelo de análisis de varianza, con un nivel de significatividad del 5% y considerando un tamaño del efecto de 0,40 (grande), la potencia alcanzada es 0,84 en la muestra utilizada en el estudio (n=80).



5



**RESULTADOS**



Concluido el apartado Material y Método, en el que se explica con detalle la metodología empleada para llevar a cabo el estudio de resistencia a la fractura de distintas combinaciones de pilar de circona y coronas de materiales completamente cerámicos, procederemos a continuación a exponer los resultados obtenidos .

La presentación de los resultados se expondrá en este apartado de forma estructurada en los siguientes tres apartados:

### **5.1 RESULTADOS DE CARGA Y DEFORMACIÓN**

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

#### **5.1.1 ANÁLISIS DE LOS DATOS DE RESISTENCIA DE LAS COMBINACIONES**

**PILAR-CORONA:** la estadística descriptiva mostrará el resultado de resistencia a la fractura de cada uno de los especímenes del estudio

#### **5.1.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA RESISTENCIA DE LAS COMBINACIONES**

**PILAR-CORONA:** se realizará un análisis estadístico cuyo objetivo será la comparación de los resultados obtenidos en el estudio de resistencia a la fractura entre los distintos grupos.

## **5.2 RESULTADOS DE LA DEFORMACIÓN Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO**

**5.2.1 ANÁLISIS DESCRIPTIVO DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE LAS COMBINACIONES PILAR CORONA:** se describirá la deformación de los especímenes en milímetros al someterse a carga compresiva. Se mostrará una gráfica representativa de la relación carga-deformación, explicando el comportamiento mecánico de cada uno de los grupos de restauraciones estudiadas.

**5.2.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA DEFORMACIÓN:** se realizará un análisis estadístico cuyo objetivo será la comparación de los resultados de deformación entre los distintos grupos.

## **5.3 RESULTADOS DEL ESTUDIO DE FRACTOGRAFÍA**

**5.3.1 ANÁLISIS DESCRIPTIVO DEL TIPO DE FRACTURA:** se describirá el tipo de fallo ocurrido en cada uno de los grupos, ya que no solo es importante el nivel de resistencia medio en N, sino también cuál es el tipo de fallo más característico que ocurre en cada uno de los grupos estudiados.

**5.3.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DEL TIPO DE FRACTURA:** se realizará un análisis estadístico cuyo objetivo será la comparación de los resultados en cuanto al tipo de fallo entre los distintos grupos.

## **5.1. RESULTADOS DE CARGA Y DEFORMACIÓN**

La muestra está constituida por 80 especímenes. Se han establecido cuatro grupos, de 20 muestras cada grupo, diferenciados a partir de la combinación pilar/corona, considerándose uno de ellos grupo control para la prueba.

- Grupo I (PTCM): formado por pilar de titanio y corona ceramometálica.
- Grupo II (PCCC): formado por pilar de circonia y corona de circonia-porcelana.
- Grupo III (PCCE): formado por pilar de circonia y corona de disilicato de litio monolítico (e.max CAD®)
- Grupo IV (PCCL): formado por pilar de circonia y corona de cerámica híbrida (Lava Ultimate®)

Describimos los grupos en la siguiente tabla (Tabla 5.1):

Grupo	Tipología del espécimen	N	%
<b>Total</b>		80	100,0%
<b>I</b>	<b>PTCM</b> Pilar de titanio y corona ceramometálica	20	25,0%
<b>II</b>	<b>PCCC</b> Pilar de circonita y corona de circonita-porcelana	20	25,0%
<b>III</b>	<b>PCCE</b> Pilar de circonita y corona de e.max® Cad	20	25,0%
<b>IV</b>	<b>PCCL</b> Pilar de circonita y corona de Lava Ultimate®	20	25,0%

Tabla 5.1: distribución de los especímenes por grupos según la combinación pilar/corona.

Durante la aplicación de la carga cíclica y el termociclado, ningún espécimen sufrió fractura, delaminado o aflojamiento del tornillo. Por ello, todos ellos fueron sometidos a carga compresiva hasta la fractura.

En todos los especímenes pudimos apreciar una marca en la cerámica, con pérdida de sustancia, debido a la indentación del puntero de acero inoxidable sobre ellas, el cual tiene mayor dureza que las cerámicas objeto de estudio (Fig.5.1). Debido a la composición de las coronas en los distintos grupos de estudio, la cantidad de pérdida de material fue distinta en función de la dureza de cada uno de ellos.



Figura 5.1: Marca de la indentación del puntero sobre la cerámica.

#### 5.1.1. ANÁLISIS DE LOS DATOS DE RESISTENCIA DE LAS COMBINACIONES PILAR-CORONA

Tras realizar el estudio de carga estática compresiva, obtuvimos los siguientes resultados, indicándose la cifra de carga necesaria para producir la fractura de cada espécimen en newtons N (Tabla 5.2 y Gráficas 5.1, 5.2, 5.3, 5.4)

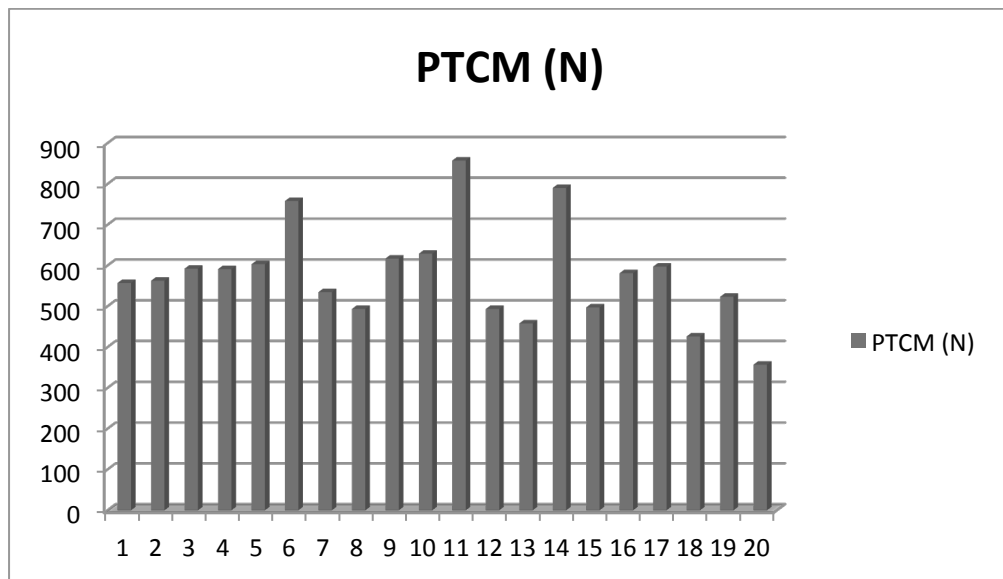
## RESULTADOS

Se consideró fractura del espécimen al primer fallo mecánico que presentara la muestra; bien fuese la carga máxima en la cual se observaba claramente la fractura del espécimen o, para aquellos casos donde la fractura del espécimen no fuera obvia, cuando se registraba en la máquina un descenso en la carga.

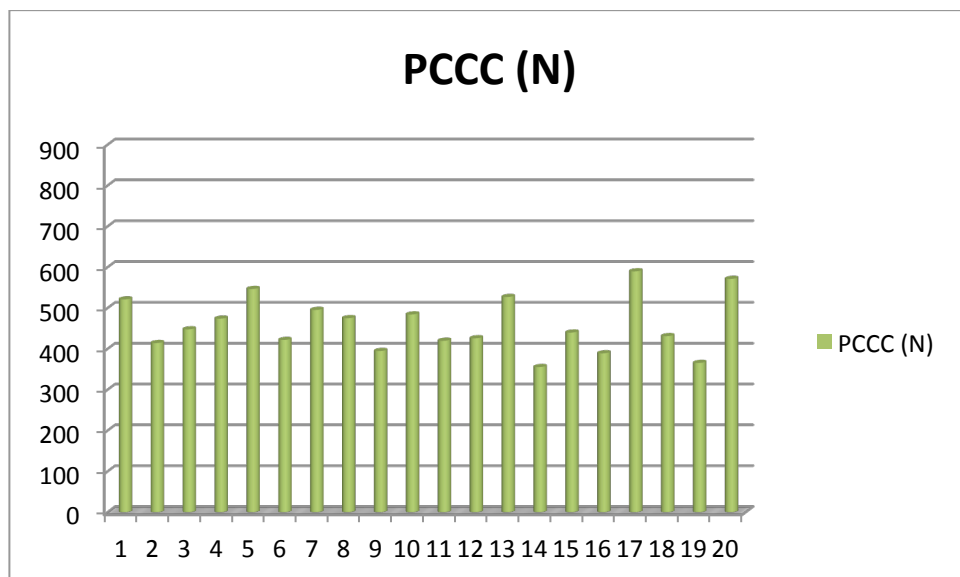
MUESTRA	PTCM (N)	PCCC (N)	PCCE (N)	PCCL (N)
1	557,153	521,247	564,098	556,04
2	562,493	414,356	551,494	512,06
3	592,105	447,877	581,328	613,642
4	590,928	474,151	432,158	627,422
5	602,945	546,694	529,941	799,942
6	758,028	421,937	538,476	585,191
7	534,63	495,497	532,039	579,929
8	493,272	475,264	546,042	621,478
9	616,916	394,932	528,733	573,858
10	628,805	484,419	533,756	583,14
11	857,306	419,919	593,408	556,771
12	493,336	426,07	511,583	530,593
13	457,764	527,159	521,771	626,898
14	790,024	355,609	549,905	568,692
15	497,119	439,994	546,662	534,646
16	581,106	389,226	498,788	576,242
17	597,127	589,943	488,822	582,711
18	425,959	431,267	530,259	596,603
19	523,091	365,671	518,068	570,52
20	356,897	571,489	537,984	544,691

Tabla 5.2: valores de fuerza en newtons (N) obtenidos para cada espécimen.

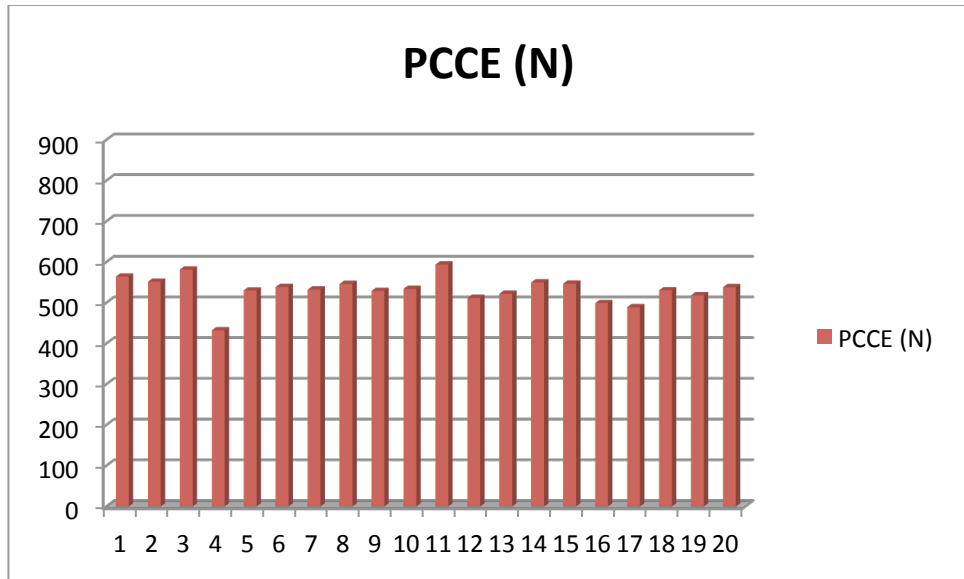




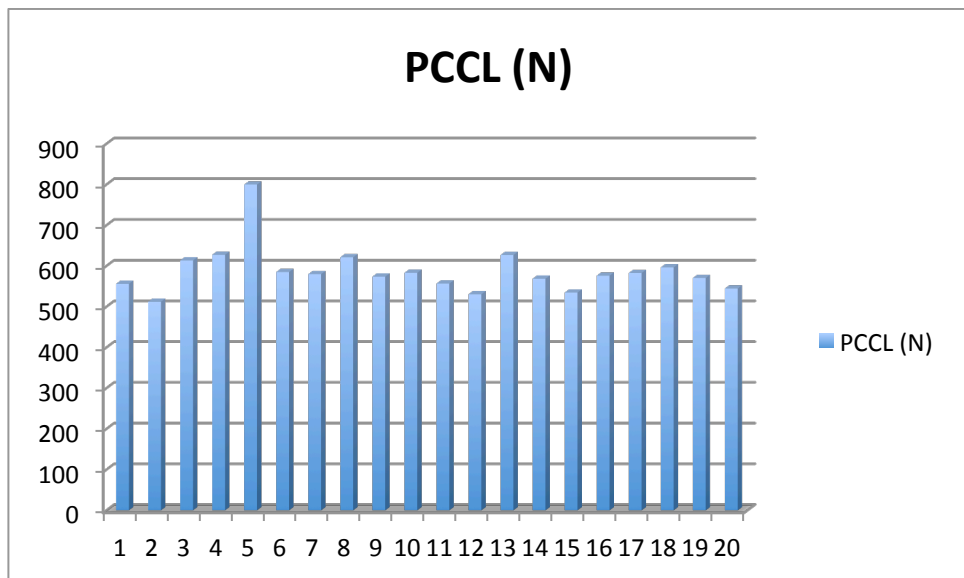
Gráfica 5.1: fuerza (N) necesaria para la fractura de las muestras pilar titanio-corona ceramometálica (PTCM).



Gráfica 5.2: fuerza (N) necesaria para la fractura de las muestras pilar circonia-corona de circonia-porcelana (PCCC).



Gráfica 5.3: fuerza (N) necesaria para la fractura de las muestras pilar circona- corona disilicato de litio monolítico (IPS e.max CAD®)(PCCE).



Gráfica 5.4: fuerza (N) necesaria para la fractura de las muestras pilar circona- corona de cerámica híbrida (Lava Ultimate®) (PCCL).

### 5.1.2. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA RESISTENCIA DE LAS COMBINACIONES PILAR-CORONA

A continuación, analizamos estadísticamente los resultados obtenidos. En la siguiente tabla se muestra la descriptiva completa de la respuesta fuerza (expresada en N) según cada grupo (Tabla 5.3):

	GRUPO				
	Total	PTCM	PCCC	PCCE	PCCL
<b>N</b>	80	20	20	20	20
<b>Media</b>	538,58	575,85	459,64	531,77	587,05
<b>Desviación típica</b>	90,49	120,01	66,52	34,10	59,27
<b>Mínimo</b>	355,61	356,90	355,61	432,16	512,06
<b>Máximo</b>	857,31	857,31	589,94	593,41	799,94
<b>Mediana</b>	538,23	571,80	443,94	532,90	578,09
<b>IC 95%</b>	(518,4 – 558,7)	(519,7 – 632,0)	(428,5 – 490,8)	(515,8 – 547,7)	(559,3 – 614,8)

Tabla 5.3: valores obtenidos para cada grupo: media, desviación estándar, mediana y límite superior e inferior del intervalo de confianza al 95% para la media.

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 (0,84).

Los resultados obtenidos para este ensayo en cada grupo fueron los siguientes:

- **Grupo PTCM** (pilar de titanio/corona ceramometálica): la media obtenida para este grupo fue de **575,85 N**, con una desviación estándar de 120,01 N. El valor mínimo en este grupo fue de 356,90 N y el máximo de 857,31 N.
- **Grupo PCCC** (pilar de circonia/corona circonia): la media obtenida para este grupo fue de **459,64 N**, con una desviación estándar 66,52 N. El valor mínimo en este grupo fue de 355,61 N y el máximo de 589,94 N.
- **Grupo PCCE** (pilar de circonia/corona e.max<sup>®</sup> CAD): la media obtenida para este grupo fue de **531,77 N**, con una desviación estándar de 34,10 N. El valor mínimo en este grupo fue de 432,16 N y el máximo de 593,41 N.

- **Grupo PCCL** (pilar de circona/corona Lava Ultimate®): la media obtenida para este grupo fue de **587,05 N**, con una desviación estándar de 59,27 N. El valor mínimo en este grupo fue de 512,06 N y el máximo de 799,94 N.

La información de la tabla anterior puede visualizarse perfectamente a partir de un gráfico *box-plot* o diagrama de cajas donde se manifiesta de forma sencilla la distribución de la resistencia a la fractura para cada grupo (Gráfico 5.5).

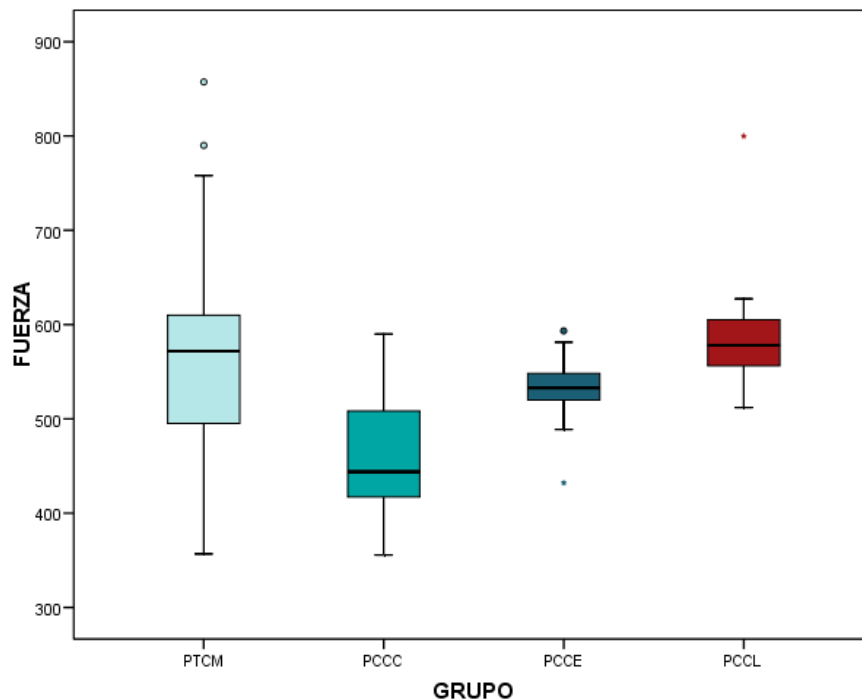


Gráfico 5.5: representación en diagrama de cajas de la fuerza en N resistida por los cuatro grupos.

- La caja concentra al 50% de los casos de la distribución. Por ejemplo, para el grupo PTCM, el 50% de las piezas resistieron entre 500 y 600 N aproximadamente.
- La línea horizontal central de la caja es la mediana. Por debajo de ella, se sitúa el 50% de los casos de la distribución. Por ejemplo, para el mismo caso, la mediana es de 571,80 N, estando la mitad de los especímenes por debajo de esa resistencia.
- Los bordes superior e inferior de la caja se corresponden con el primer y tercer cuartil respectivamente (entre ellos está el 25% y 75%

respectivamente de la distribución). Por ejemplo, para el grupo PTCM, el 25% de los especímenes presentó una resistencia a la fractura menor de 500 N y el 25% una resistencia superior a 600 N aproximadamente.

- Los bigotes de la caja se extienden hasta los valores en un rango aceptable. Puede entenderse como el rango de valores aún normales, próximos a la aglomeración principal que representa la caja.
- Los puntos circulados (°) son valores atípicos, que son numéricamente distantes al resto de los datos (se distancian de los datos de la caja) y los estrellados (★) son valores extremos. Es de destacar que para el grupo PTCM hay un par de piezas con valores atípicos y para el grupo PCCE hay un espécimen con valor atípico y otro con valor extremo.

Además de las diferencias entre las medias por grupo antes mencionadas, se observa que la fuerza máxima presenta una variabilidad muy dispar según materiales. El grupo de pilar de titanio con corona ceramometálica (PTCM) exhibe una dispersión muy grande, con un rango que fluctúa entre los 350 N de las piezas menos resistentes a los 850 N de las que más fuerza resistieron.

En este sentido, el grupo con pilar de circonita con corona Lava Ultimate® sería desde el punto de vista estadístico, más homogéneo, ya que proporciona un nivel medio similar pero con una menor desviación estándar.

Descriptivamente, los especímenes del grupo con pilar de circonita y corona Lava Ultimate® (PCCL) exhiben una resistencia ligeramente superior a los del grupo con pilar de titanio y corona ceramometálica (PTCM); ésta se hace más evidente al compararlos con los del grupo con pilar de circonita y corona de IPS e.max CAD® (PCCE) y a los del grupo con pilar de circonita y corona de circonita-porcelana (PCCC).

Así mismo, completamos el análisis mediante la estimación del intervalo de confianza al 95% para la resistencia media. Se trata del rango de valores entre los que se espera, con alta confianza, que se encuentra la verdadera resistencia en este tipo de modelos, asumiendo que nuestros datos provienen de una muestra representativa de dicha población. Por ejemplo, para el grupo de pilar de circonita con corona de Lava Ultimate® (PCCL), el intervalo de confianza fue de 559,3-614,8 N. También para este

grupo, puede leerse que la mediana es 578,1, es decir, que la mitad de las piezas de ese grupo utilizadas en el ensayo han resistido más que ese valor de fuerza.

En nuestro estudio cabe destacar, que las medianas son relativamente similares a las medias, lo que soporta la idea de que los posibles casos extremos no están teniendo influencia en los descriptivos.

En estadística, la **prueba de Levene (LEVENE, 1960)** es una prueba estadística inferencial utilizada para evaluar la igualdad de las varianzas para una variable calculada para dos o más grupos. Algunos procedimientos estadísticos comunes asumen que las varianzas de las poblaciones de las que se extraen diferentes muestras son iguales. La prueba de Levene evalúa este supuesto. Se pone a prueba la hipótesis nula de que las varianzas poblacionales son iguales. Si el p-valor resultante de la prueba de Levene es inferior a un cierto nivel de significación (típicamente 0.05), es poco probable que las diferencias obtenidas en las variaciones de la muestra se hayan producido sobre la base de un muestreo aleatorio de una población con varianzas iguales. Por lo tanto, la hipótesis nula de igualdad de varianzas se rechaza, y se concluye que hay una diferencia entre las variaciones en la población.

En nuestra investigación, la **prueba de Levene** confirma que las varianzas de las distribuciones no pueden considerarse iguales, existe heterogeneidad de las varianzas ( $p=0,002$ ); es decir, independientemente del nivel medio de resistencia de cada grupo, la variabilidad de fuerzas detectadas entre los especímenes individuales fue diferente según grupos (Tabla 5.4).

Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
5,583	3	76	0,002

Tabla 5.4: resultados test de Levene para contrastar homogeneidad de varianzas de la fuerza según grupo.

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

Mediante esta prueba, se compara la distribución acumulada de las frecuencias teóricas (ft) con la distribución acumulada de las frecuencias observadas (fobs). Se encuentra el punto de divergencia máxima y se determina qué probabilidad existe de que una diferencia de esa magnitud se deba al azar.

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

En nuestra investigación, los p-valores de la prueba de **Kolmogorov-Smirnov** ( $p$ -valor  $> 0.05$ ) de comprobación de normalidad indican que los valores de resistencia siguen distribuciones normales; así pues, se aplicarán pruebas paramétricas. La única excepción es el grupo PCCL; pero con ese grado de desviación y el tamaño muestral  $n=20$ , las pruebas paramétricas son suficientemente robustas (Tabla 5.5).

GRUPO	Kolmogorov-Smirnov con corrección de Lilliefors		
	Estadístico	gl	Sig.
PTCM	0,180	20	0,091
PCCC	0,120	20	0,200
PCCE	0,165	20	0,160
PCCL	0,213	20	0,018

Tabla 5.5: Prueba de Kolmogorov-Smirnov para contrarrestar ajuste a distribución normal de la variable fuerza según grupo.

La prueba paramétrica para comparar las medias de los 4 grupos y rechazar la hipótesis de igualdad de medias es el *test ANOVA de una vía* (Tabla 5.6):

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	200346,487	3	66782,162	11,365	0,000
Intra-grupos	446582,503	76	5876,086		
Total	646928,990	79			

Tabla 5.6: prueba de ANOVA donde comprobamos si existen diferencias estadísticamente significativas entre los valores de resistencia y el tipo de restauración.

## RESULTADOS

Un p-valor es, suponiendo que no hay diferencias entre grupos, la probabilidad de que los resultados obtenidos puedan ser debidos al azar. Por tanto, cuanto menor es el p-valor, menor será la probabilidad de que los resultados obtenidos se deban al azar y mayor evidencia habrá en contra de la hipótesis nula (inexistencia de diferencias), es decir, mayor será la evidencia de que los resultados se deben a diferencias reales entre los grupos existentes en la población. El p-valor menor que 0,05 indica que existen diferencias significativas entre las resistencias medias de los grupos analizados.

El gráfico siguiente presenta las medias y desviaciones estándar de la fuerza correspondiente a las diferentes combinaciones. Esta representación también es importante, pues los modelos ANOVA inmediatamente siguientes contrastan realmente medias, más que distribuciones (Gráfica 5.6).

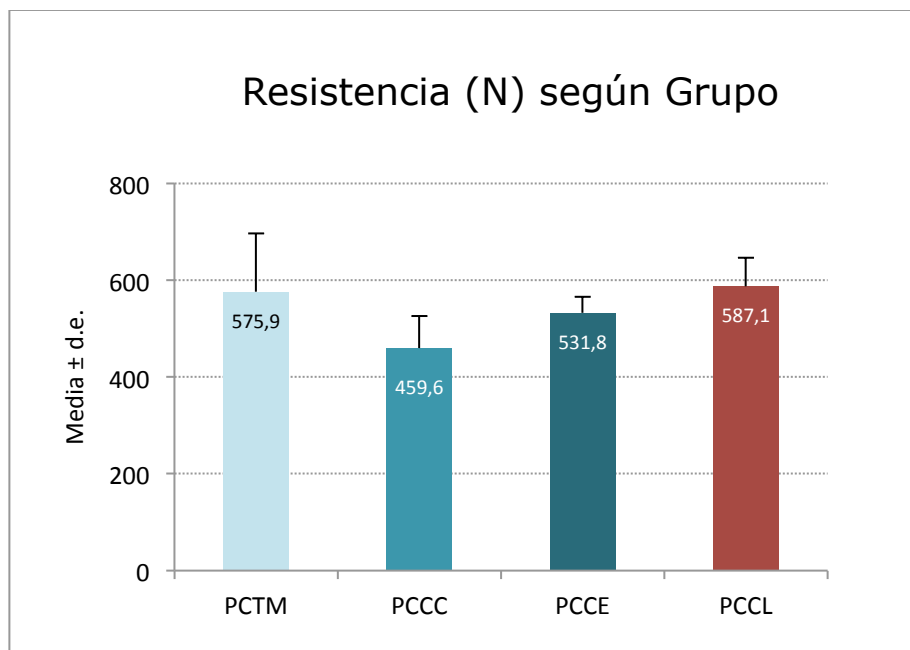


Gráfico 5.6: medias y desviaciones estándar (N) de cada uno de los grupos.



Para saber entre qué pares de grupos existen tales diferencias se realizaron los test de Bonferroni ( $p$ -valores  $<0,05$ ) (Tabla 5.7).

	PTCM	PCCC	PCCE
PTCM			
PCCC	$<0,001^{***}$		
PCCE	0,437	0,024*	
PCCL	1,000	$<0,001^{***}$	0,152

Tabla 5.7: Test de post-hoc de Bonferroni. Homogeneidad de la resistencia media entre pares de grupos.

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

Una vez realizado el **test de Bonferroni** podemos afirmar lo siguiente:

- el grupo PCCC obtiene valores de resistencia significativamente peores con respecto a cualquiera de los otros tres grupos.
- según el mismo test, no hay suficiente evidencia estadística para afirmar que alguno de los otros tres grupos (PTCM, PCCE, PCCL) resiste más que los otros dos.

El nivel de significatividad empleado en los análisis ha sido el 5% ( $p$  valor= $0,05$ ).

Para el **test F** del modelo de análisis de varianza, con un nivel de significatividad del 5% y considerando un tamaño del efecto de 0,40 (grande), la potencia alcanzada es 0,84.

## 5.2. RESULTADOS DE LA DEFORMACIÓN Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO

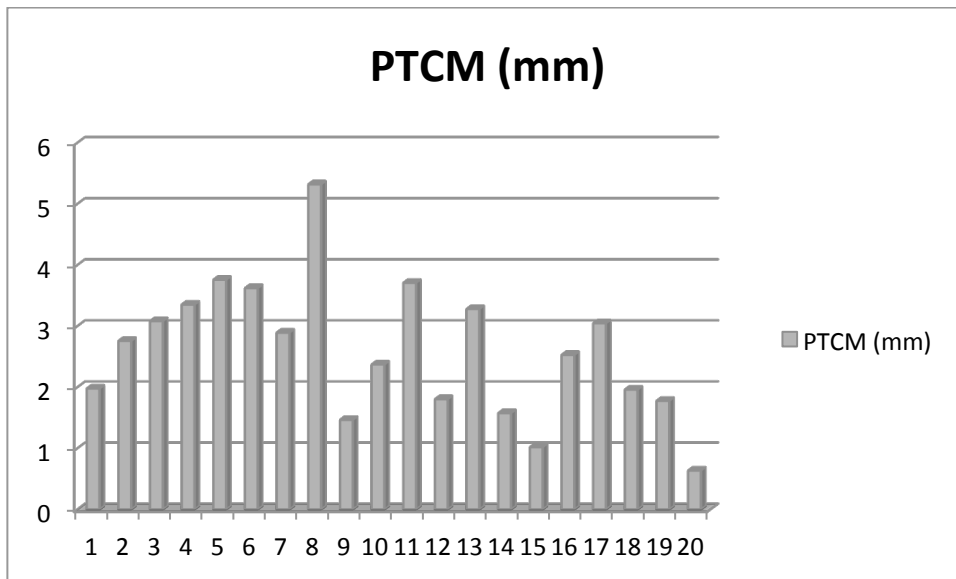
### 5.2.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LA DEFORMACIÓN

En la tabla 5.8 y en las gráficas 5.7, 5.8, 5.9 y 5.10 se pueden observar los valores de deformación (en mm) de cada uno de los especímenes hasta la fractura de cada uno de los grupos. Entendemos como desplazamiento la distancia recorrida por el brazo aplicador de la carga una vez ha entrado en contacto con el espécimen; por lo tanto, hemos valorado el desplazamiento como deformación del espécimen.

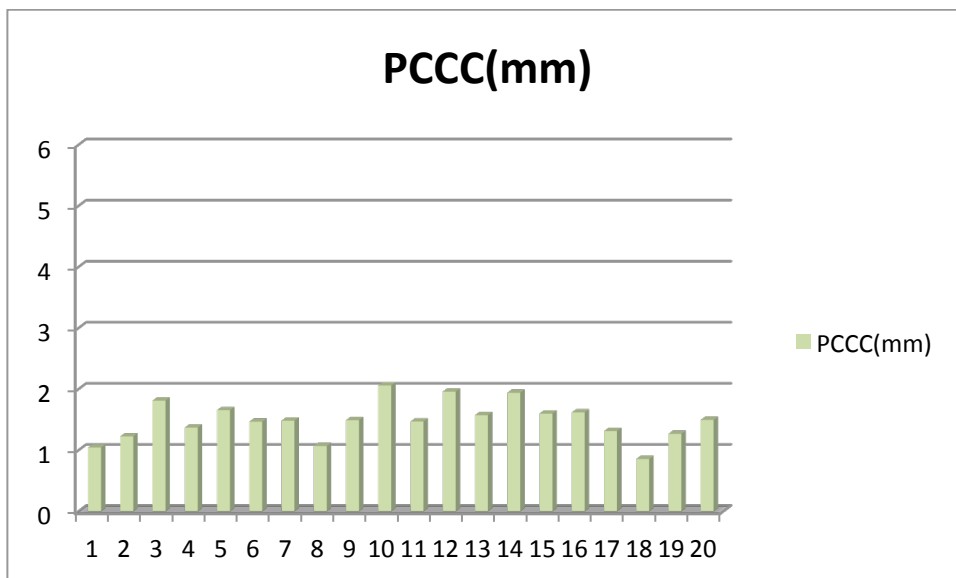
MUESTRA	PTCM (mm)	PCCC (mm)	PCCE (mm)	PCCL (mm)
1	1,97	1,04	0,75	1,02
2	2,75	1,22	0,89	1,21
3	3,08	1,81	1,09	0,90
4	3,35	1,37	1,84	1,29
5	3,75	1,65	1,44	0,83
6	3,62	1,46	1,17	0,98
7	2,89	1,48	1,23	1,21
8	5,32	1,06	1,12	0,97
9	1,46	1,49	1,07	1,11
10	2,37	2,06	1,20	1,01
11	3,70	1,46	1,14	1,43
12	1,80	1,96	1,43	1,08
13	3,28	1,57	1,14	0,92
14	1,57	1,94	0,94	1,03
15	1,01	1,60	1,26	1,63
16	2,52	1,61	0,80	1,10
17	3,04	1,31	1,35	1,16
18	1,96	0,85	0,97	1,09
19	1,77	1,26	1,02	1,10
20	0,63	1,49	1,08	1,15

Tabla 5.8: valores de deformación para cada uno de los especímenes por grupo.

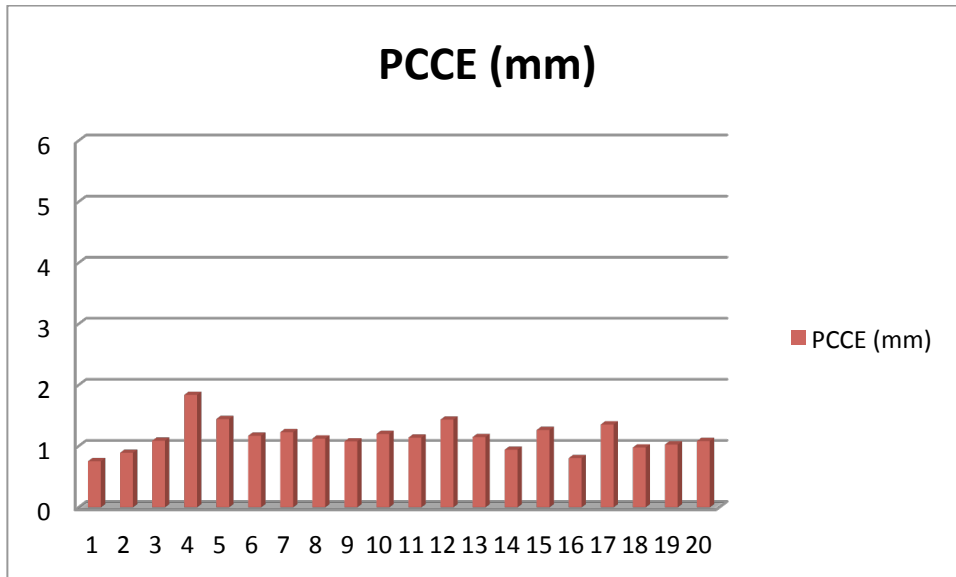
En los siguientes diagramas de barras (Gráficas 5.7-5.10) podemos observar los resultados de cada uno de los grupos de modo individual.



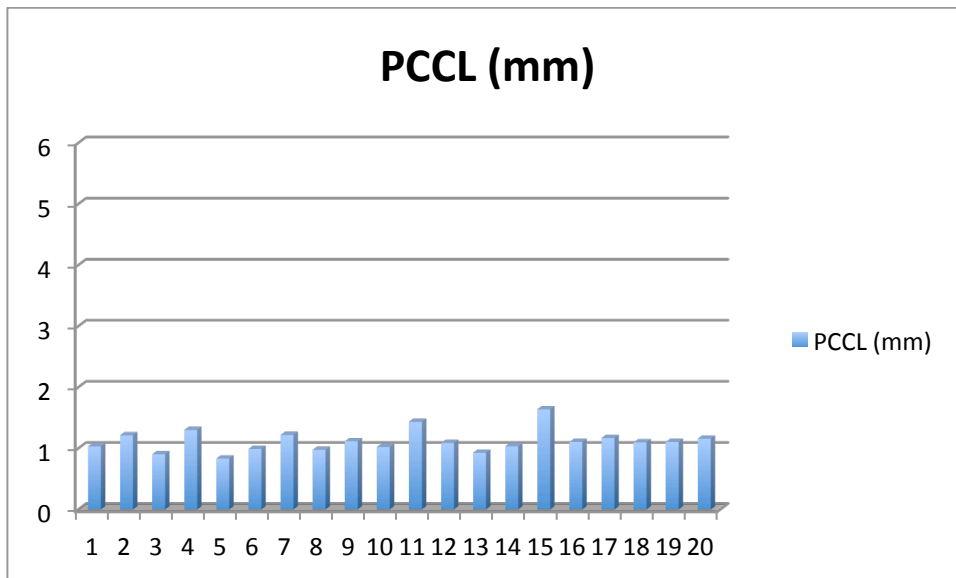
Gráfica 5.7: desplazamiento (mm) necesario para la fractura de las muestras pilar titanio-corona ceramometálica (PTCM).



Gráfica 5.8: desplazamiento (mm) necesario para la fractura de las muestras pilar circona-corona de circona-porcelana (PCCC).



Gráfica 5.9: desplazamiento (mm) necesario para la fractura de las muestras pilar circona-corona de disilicato de litio monolítico (IPS e.max CAD®)(PCCE).



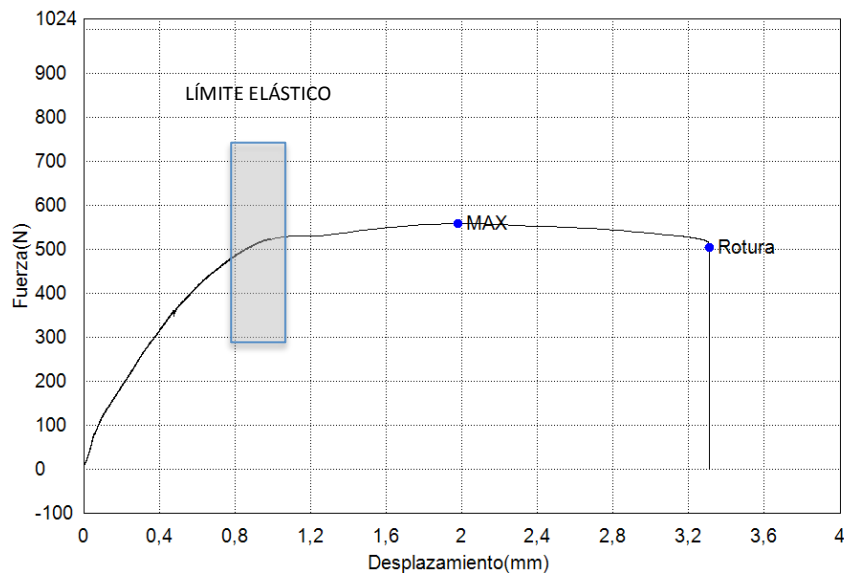
Gráfica 5.10: desplazamiento (mm) necesario para la fractura de las muestras pilar circona-corona de cerámica híbrida (Lava Ultimate®)(PCCL).

Para realizar el análisis del comportamiento de los especímenes, se utilizó una aplicación informática específica (Trapezium, Shimadzu®) que nos permitió generar una gráfica de aplicación de fuerza por desplazamiento de la célula de carga, con la que se pudo analizar el comportamiento mecánico de cada tipo de restauración. Aunque en nuestro caso no hemos estudiado un único material sino que hemos estudiado un sistema formado por varios materiales, este tipo de ajustes realizados por el programa tienen sentido físico y pueden ayudarnos a indicar qué material es el que está controlando la deformación plástica.

Todas las gráficas fueron estudiadas y descritas junto a un experto ingeniero de materiales de la Universidad Politécnica de Valencia que nos ayudó a comprender el comportamiento de los complejos pilar-corona-tornillo según su módulo de elasticidad.

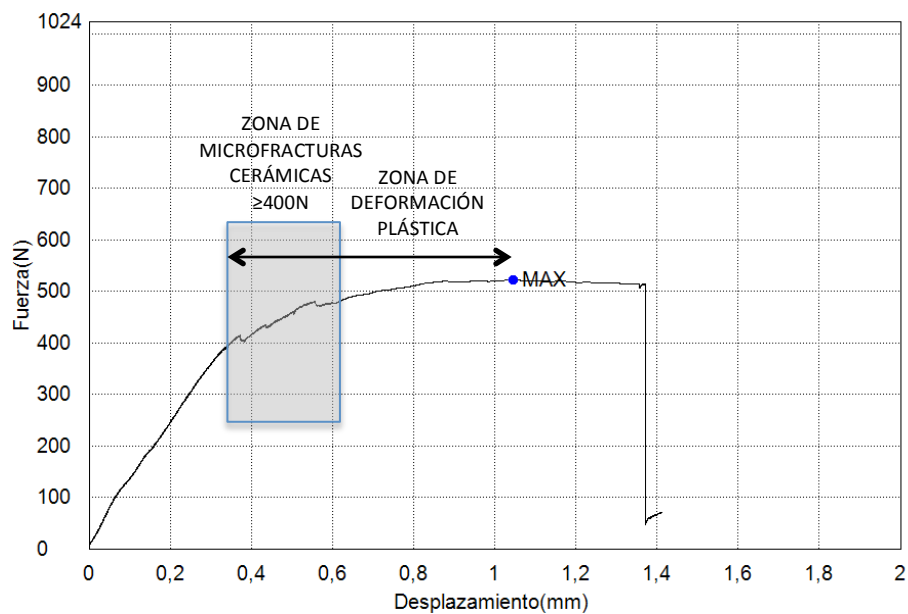
## RESULTADOS

En la gráfica correspondiente al espécimen con pilar de titanio y corona ceramometálica PTCM1, (Gráfica 5.11) podemos observar que el comportamiento del conjunto es eminentemente *elasto-plástico*, de modo que, desde el inicio de la aplicación de la carga compresiva, se produce una deformación plástica de la unión pilar-implante y una deformación a flexión del tornillo de fijación. Por ello, no aparece una zona elástica claramente definida en la gráfica (recta). Cuando estamos alcanzando el límite elástico del conjunto, comienza un proceso de máxima deformación del mismo pero concentrado principalmente en el tornillo, el cual comienza a trabajar a tracción pura.



Gráfica 5.11: fuerza/desplazamiento del espécimen PTCM1.

La siguiente gráfica (Gráfica 5.12) nos muestra el comportamiento del espécimen formado por pilar de circona con corona de circona-porcelana(PCCC4). En la primera parte de la gráfica se puede observar el comportamiento elástico del sistema cuya pendiente nos advierte que la resultante de la fuerza se esta ejerciendo entre el pilar y la cabeza del implante, trabajando entonces la zona de contacto entre pilar y el implante a compresión (superando la tensión de ruptura). Por mor de este tipo de comportamiento podemos apreciar microfrazuras en la superficie de contacto del pilar con la cabeza del implante (Fig.5.2), debido a la aplicación de la carga en la parte incisal de la corona, así como la deformación plástica del implante. Una vez generadas estas microfrazuras, el esfuerzo se transmite al tornillo de fijación protésica, produciéndose una deformación plástica hasta la fractura del mismo.



Gráfica 5.12: fuerza/desplazamiento del espécimen PCCC4.

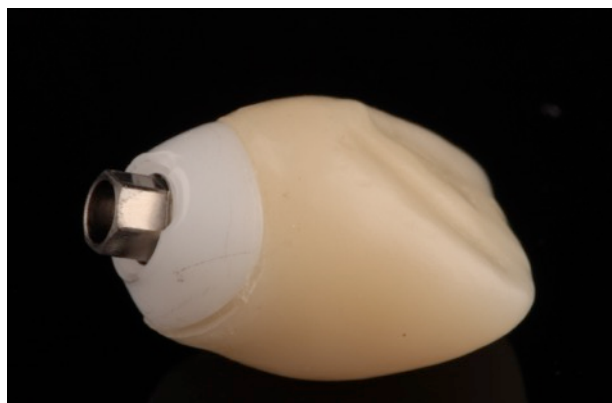
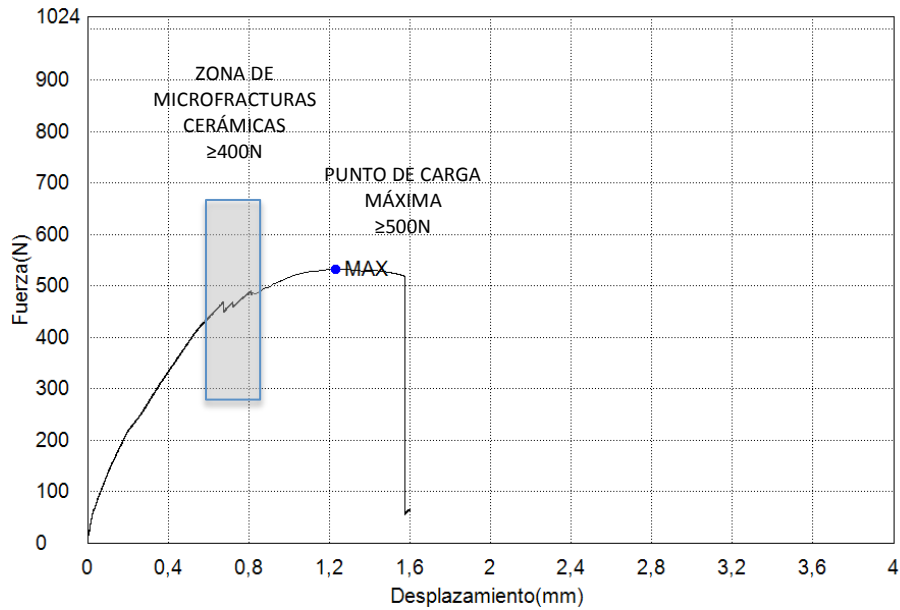


Figura 5.2: Microfractura en la zona cervical del pilar en contacto con la plataforma del implante.

## RESULTADOS

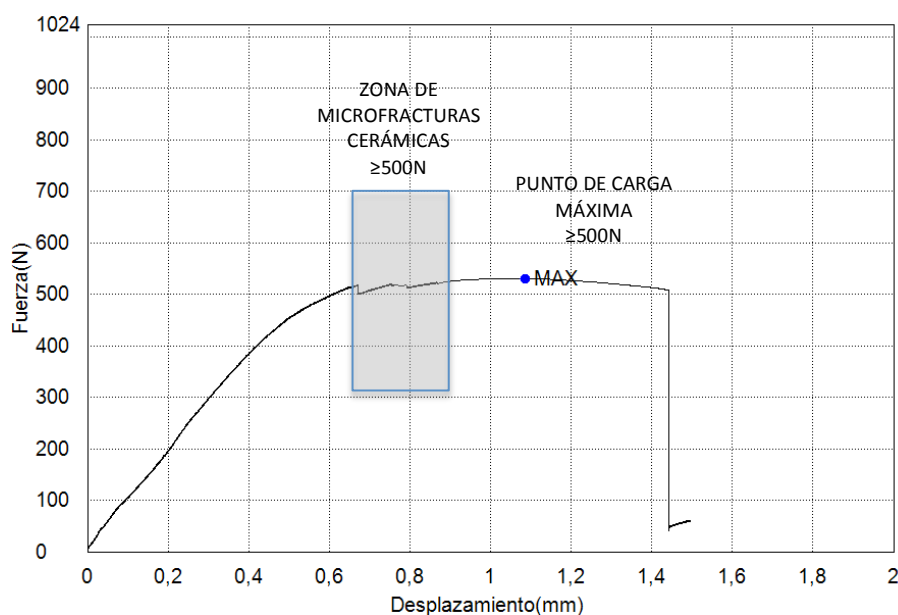
En la siguiente gráfica (Gráfica 5.13) se puede observar el comportamiento del espécimen compuesto por un pilar de circonia y una corona de disilicato de litio (IPS e.max CAD®) (PCCE7). Al igual que en la gráfica anterior, el espécimen presenta un comportamiento inicial elástico. También se aprecian las microfrazas que se producen a unos 400N, transmitiéndose entonces las fuerzas al tornillo que soporta la fuerza máxima alrededor de los 500N hasta la fractura del espécimen.



Gráfica 5.13: fuerza/desplazamiento del espécimen PCCE7.



En la gráfica correspondiente al espécimen con pilar de circonia y corona de nanoresina Lava Ultimate (PCCL12) (Gráfica 5.14) se observa el comportamiento elástico del conjunto pero con una diferencia respecto a los demás grupos con pilar de circonia; puesto que parte de la deformación plástica se acumula en la corona de material de nanoresina, las microfrazas del pilar y la fractura del tornillo de fijación se producen a niveles de fuerza similares ( $\pm 500\text{N}$ ), lo que creemos que se debe a que existe una absorción de fuerzas por parte de la nanoresina que provoca que la fractura del tornillo se produzca a la vez que las microfrazas de la circonia.



Gráfica 5.14: fuerza/desplazamiento del espécimen PCCL12.

En todos los grupos, el comportamiento mecánico de los sistemas estudiados es similar, siendo sistemas de comportamiento dúctil a la compresión. En la mayoría de los casos tenemos una rotura plástica; el pilar soporta la fuerza durante los primeros momentos de la carga, para, más tarde, producirse una deformación-alargamiento del tornillo que soporta valores de carga superiores hasta la fractura final. El valor de la fuerza de fractura es similar, ya que el tornillo es el que aguanta toda la fuerza hasta que se produce la fractura. Cabe señalar la apreciable diferencia acumulada en la deformación del sistema titanio-ceramometálico con respecto a los sistemas cerámicos, ya que se produce mayor deformación/desplazamiento de los especímenes metálicos que de los cerámicos.

### 5.2.2. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA DEFORMACIÓN

A continuación, analizamos estadísticamente los resultados obtenidos en cuanto a la deformación. En la siguiente tabla, se muestran los datos estadísticos básicos de deformación según grupo (Tabla 5.9):

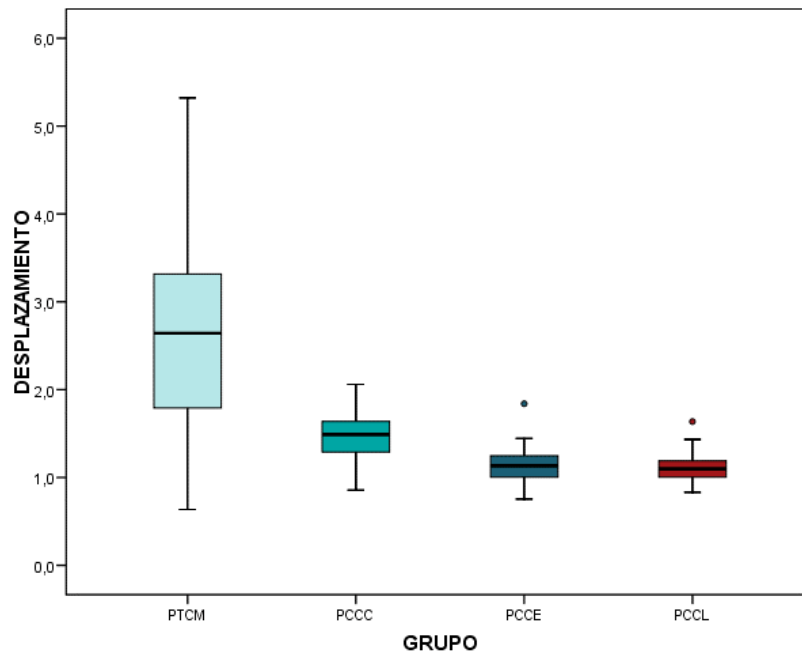
	GRUPO				
	Total	PTCM	PCCC	PCCE	PCCL
<b>N</b>	80	20	20	20	20
<b>Media</b>	1,59	2,60	1,49	1,15	1,12
<b>Desviación típica</b>	0,84	1,11	0,31	0,25	0,19
<b>Mínimo</b>	0,64	0,64	0,86	0,75	0,83
<b>Máximo</b>	5,32	5,32	2,06	1,84	1,64
<b>Mediana</b>	1,28	2,64	1,49	1,13	1,10

Tabla 5.9: deformación en mm en máxima fuerza para cada grupo.

Los resultados obtenidos para este ensayo en cada grupo fueron los siguientes:

- **GRUPO PTCM:** la deformación media para este grupo fue de **2,60 mm**, con una desviación estándar de 1,11 mm. El valor mínimo en este grupo fue de 0,64 mm y el máximo de 5,32 mm.
- **GRUPO PCCC:** la deformación media para este grupo fue de **1,49 mm**, con una desviación estándar de 0,31 mm. El valor mínimo en este grupo fue de 0,86 mm y el máximo de 2,06 mm.
- **GRUPO PCCE:** la deformación media para este grupo fue de **1,15 mm**, con una desviación estándar de 0,25 mm. El valor mínimo en este grupo fue de 0,75 mm y el máximo de 1,84 mm.
- **GRUPO PCCL:** la deformación media para este grupo fue de **1,12 mm**, con una desviación estándar de 0,19 mm. El valor mínimo en este grupo fue de 0,83 mm y el máximo de 1,64 mm.

La información de la tabla anterior puede visualizarse perfectamente a partir de un gráfico *box plot* o diagrama de cajas donde se observa de forma sencilla la distribución de la deformación en milímetros para cada grupo (Gráfica 5.15).



Gráfica 5.15: representación en diagrama de cajas de la deformación en mm para cada grupo.

Según los datos obtenidos, se advierte que los valores de deformación a los que se fracturan los especímenes son notablemente mayores en el grupo PTCM que en el resto de los tres grupos. Además, también destaca ese grupo como el que mayor dispersión de medidas implica.

Dentro del análisis estadístico, hemos intentado obtener la relación entre la deformación de cada espécimen al aplicar la fuerza con la resistencia a la fractura de cada espécimen estudiado.

El análisis de varianza ANOVA nos sirve para contrastar si hay diferencias significativas en la deformación entre los distintos grupos. Este modelo ANOVA concluye que existen diferencias significativas en la deformación media (Tabla 5.10).

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	28,841	3	9,614	26,961	0,000
Intra-grupos	27,100	76	0,357		
Total	55,942	79			

Tabla 5.10: resultados modelo ANOVA de una vía para contrarrestar homogeneidad de desplazamiento medio según grupo.

RESULTADOS

Las pruebas de Bonferroni de comparación múltiple concluyen, además, que solo los especímenes del grupo PTCM se están rompiendo con una deformación significativamente mayor que cualquier otro grupo (Tabla 5.11).

	PTCM	PCCC	PCCE
PTCM			
PCCC	<0,001***		
PCCE	<0,001***	0,463	
PCCL	<0,001***	0,310	1,000

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

Tabla 5.11: prueba de Bonferroni de homogeneidad de la deformación media entre pares de grupos.

Para poder determinar si existe relación entre la fuerza máxima y la deformación, realizamos una prueba estadística de correlación lineal de Pearson (Tabla 5.12) ya que disponíamos de toda la información del *software* utilizado para la medición de los datos del ensayo, incluida la curva fuerza-desplazamiento de cada espécimen. El gráfico ilustra una relación muy pobre, no significativa, entre la fuerza máxima aplicada y el desplazamiento en que ésta se alcanza (Gráfica 5.16).

		DESPLAZ
FUERZA	Correlación de Pearson	0,164
	Sig. (bilateral)	0,146
	N	80

Tabla 5.12: resultados correlación lineal de Pearson entre desplazamiento y fuerza máxima.

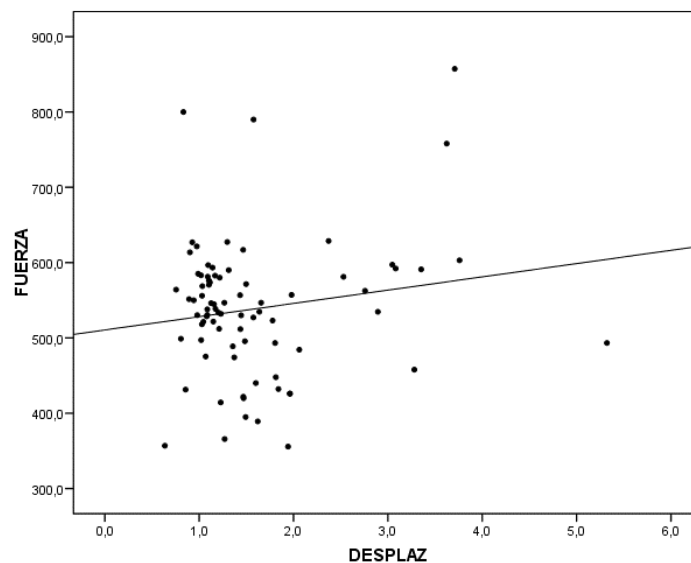


Grafico 5.16: gráfico de dispersión que relaciona las variables fuerza y desplazamiento.

### 5.3 RESULTADOS DEL ESTUDIO DE FRACTOGRAFÍA

Para el correcto análisis de los materiales que conforman las restauraciones ensayadas es esencial examinar el tipo de fallo mecánico producido durante el estudio de compresión.

El estudio del tipo de fallo se basó en la determinación, por inspección visual, de la zona de fractura en cada uno de los especímenes, clasificándose del siguiente modo:

- Fractura de la corona.
- Fractura del pilar sin fractura de la corona.
- Fractura del tornillo.
- Fractura de la corona y del pilar.

A continuación, se exponen los resultados obtenidos de la clasificación del tipo de fallo para cada uno de los especímenes (Tabla 5.13).

MUESTRA	PTCM	PCCC	PCCE	PCCL
1	Tornillo	Tornillo	Tornillo	Tornillo
2	Tornillo	Tornillo	Tornillo	Pilar sin corona
3	Tornillo	Tornillo	Tornillo	Tornillo
4	Tornillo	Tornillo	Pilar sin corona	Pilar sin corona
5	Tornillo	Pilar con corona	Tornillo	Tornillo
6	Tornillo	Tornillo	Tornillo	Tornillo
7	Tornillo	Tornillo	Tornillo	Tornillo
8	Tornillo	Tornillo	Tornillo	Tornillo
9	Tornillo	Pilar sin corona	Tornillo	Tornillo
10	Tornillo	Tornillo	Tornillo	Pilar sin corona
11	Tornillo	Tornillo	Tornillo	Pilar sin corona
12	Tornillo	Tornillo	Tornillo	Tornillo
13	Tornillo	Tornillo	Pilar sin corona	Tornillo
14	Tornillo	Pilar sin corona	Pilar sin corona	Tornillo
15	Tornillo	Tornillo	Tornillo	Pilar sin corona
16	Tornillo	Tornillo	Pilar sin corona	Tornillo
17	Tornillo	Tornillo	Pilar sin corona	Tornillo
18	Tornillo	Tornillo	Pilar sin corona	Pilar sin corona
19	Tornillo	Pilar sin corona	Pilar sin corona	Tornillo
20	Tornillo	Tornillo	Pilar sin corona	Tornillo

Tabla 5.13: tipo de fractura producido en cada uno de los especímenes tras su inspección visual macroscópica.

## RESULTADOS

En las siguientes imágenes (Fig.5.2-5.5) podemos observar los distintos tipos de fractura por grupos:



Figura 5.2: tipos de fractura del grupo PTCM. En todos los especímenes se produjo la fractura a nivel del tornillo de fijación protésica.

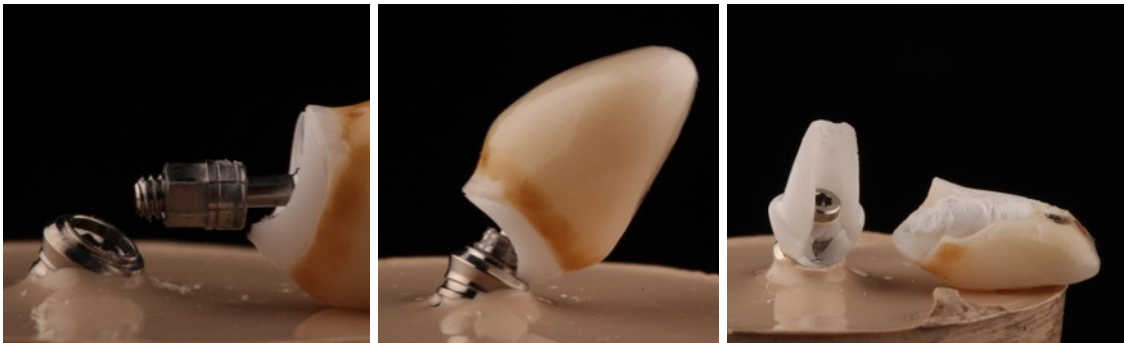


Figura 5.3: tipos de fractura del grupo PCCC: A1 y A2) Fractura del pilar sin fractura de la corona espécimen PCCC13. B) Fractura del pilar con fractura de la corona PCCC9.



Figura 5.4: tipos de fractura del grupo PCCE: A1 y A2) Fractura del pilar sin fractura de la corona espécimen PCCE13. B) Fractura del tornillo espécimen PCCE10.

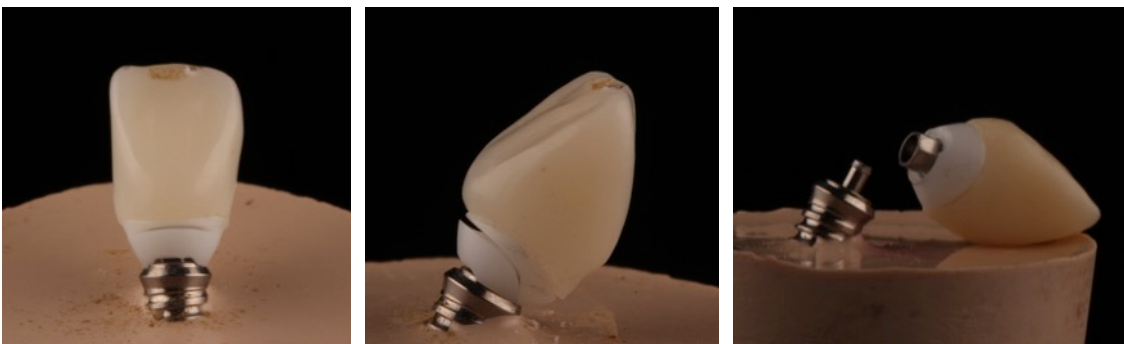
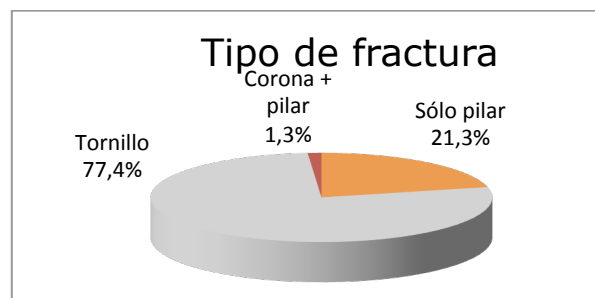


Figura 5.5: tipos de fractura del grupo PCCL: A1) y A2) Fractura del pilar sin fractura de la corona espécimen PCCL18. B) fractura del tornillo del espécimen PCCL20.

### 5.3.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO DEL TIPO DE FRACTURA

Cuando estudiamos el tipo de fractura, podemos observar que se distribuye del siguiente modo (Gráfica 5.17): un 77,5% de las fracturas se localizaron a nivel del tornillo de fijación del pilar al implante (62 fracturas), un 21,3% se localizaron a nivel del pilar prostodónico (17 fracturas) y únicamente un 1,3% se localizaron simultáneamente en la corona y el pilar (1 fractura de la corona con el pilar) (Tabla 5.14).



Gráfica 5.17: porcentajes del tipo de fracturas analizadas en el total de la muestra (n=80).

A nivel descriptivo, en nuestro estudio se observa que el porcentaje de especímenes que se ha fracturado por el tornillo de fijación protética es algo mayor en los grupos PTCM y PCCC (100% y 80%) respecto a los dos grupos PCCE (40%) y PCCL (30%).

Por tanto podemos determinar que las fracturas suelen localizarse en el tornillo y, en menor proporción, en el pilar. Esta última localización es más frecuente entre los ejemplares de los grupos PCCE y PCCL.

TIPO DE FALLO	Grupos experimentales			
	GRUPO PTCM	GRUPO PCCC	GRUPO PCCE	GRUPO PCCL
Fractura completa de la corona				
Fractura del pilar sin fractura de la corona		3	8	6
Fractura del tornillo	20	16	12	14
Fractura de la corona y del pilar		1		
Distorsión del cuello del implante				

Tabla 5.14: distribución del tipo de fallo en cada grupo.

## RESULTADOS

En el grupo de pilar de titanio y corona ceramometálica (PCTM), todos los especímenes (100%) se fracturaron a nivel del tornillo de fijación protética. En el grupo de pilar de circona con corona de circona (PCCC) la mayoría de fracturas se produjo a nivel del tornillo (80%) aunque en tres de los veinte especímenes se fracturó el pilar prostodóntico (15%) y en uno de los veinte especímenes se fracturaron el pilar y la corona. En el grupo de pilar de circona con corona de IPS e.max CAD® (PCCE) se fracturó la mayoría de especímenes a nivel del tornillo (60%) y el resto a nivel del pilar (40%). En el grupo de pilar de circona y corona de Lava Ultimate® (PCCL), se fracturó la mayoría de muestras por el tornillo (70%) y en el resto se fracturó el pilar prostodóntico (30%).

En el gráfico se representa el porcentaje de fracturas de uno u otro tipo dentro de cada tipo de material (Gráfico 5.18):

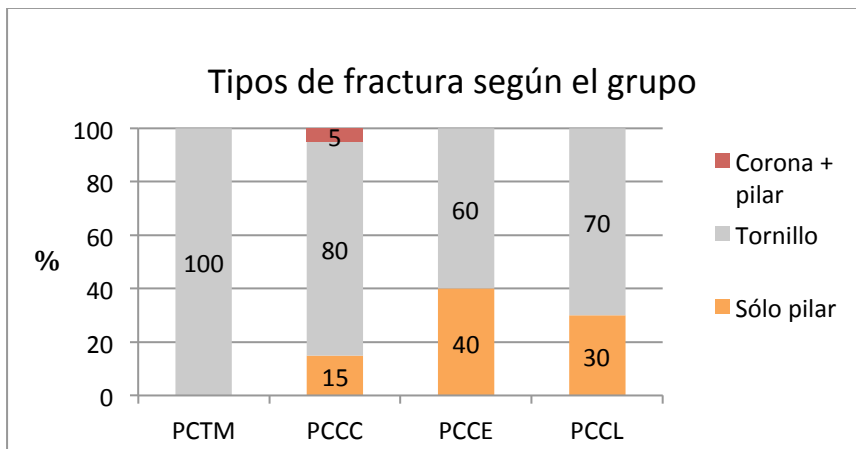


Gráfico 5.18: porcentaje de los tipos de fractura dentro de cada grupo.



### 5.3.2. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DEL TIPO DE FRACTURA

Para valorar si existen diferencias estadísticamente significativas entre el tipo de fractura y cada uno de los grupos, aplicamos un test con valor confirmatorio de Kruskal-Wallis. Con ello, podemos confirmar que sí existen diferencias estadísticamente significativas en el tipo de fractura según el grupo (Tabla 5.15).

	FRACTURA
Chi-cuadrado	10,614
gl	3
Sig. asintót.	0,014

Tabla 5.15: resultados del test Kruskal-Wallis para contrarrestar la homogeneidad de distribuciones de tipo de fallo según grupo.

Hemos querido relacionar también la resistencia a la fractura según el tipo de fallo. En la siguiente tabla (Tabla 5.16), se puede observar que la fuerza media soportada ha sido mayor en los especímenes en los que se fracturó el tornillo de fijación protética (547,3 N) frente a aquellos en los que se fracturó el pilar prostodóntico (506,1 N).

	FRACTURA			
	Total	Sólo pilar	Tornillo	Corona y pilar
<b>N</b>	80	17	62	1
<b>Media</b>	538,58	506,15	547,34	546,69
<b>Desviación típica</b>	90,49	77,75	92,99	.
<b>Mínimo</b>	355,61	355,61	356,90	546,69
<b>Máximo</b>	857,31	627,42	857,31	546,69
<b>Mediana</b>	538,23	521,77	546,35	546,69

Tabla 5.16: resistencia a la fractura según el tipo de fallo.

Si aplicamos el test t para la comparación entre tipo “sólo pilar” y “tornillo” se concluye que estas diferencias no son estadísticamente significativas aunque sí apuntan a una fuerte tendencia.

## RESULTADOS

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
	Inferior	Superior	Inferior	Superior	Inferior	Superior	Inferior	Superior	Inferior
Se han asumido varianzas iguales	,135	,715	-1,671	77	,099	-41,182110	24,650286	-90,267100	7,902880
No se han asumido varianzas iguales			-1,851	29,811	,074	-41,182110	22,249863	-86,634448	4,270228

Tabla 5.17: resultados del test t de igualdad de medias para contrarrestar la homogeneidad de desplazamiento según el tipo de fallo.

También hemos querido relacionar el desplazamiento alcanzado al aplicar la fuerza máxima con el tipo de fallo. En la siguiente tabla (Tabla 5.18) se revela que el desplazamiento medio en el tiempo hasta la fractura ha sido mayor en los especímenes en los que se producía la fractura del tornillo (1,67 mm) frente a aquellos especímenes en los que se producía la fractura del pilar (1,27 mm). Un test t revela que estas diferencias sí son estadísticamente significativas.

	FRACTURA			
	Total	Sólo pilar	Tornillo	Corona y pilar
<b>N</b>	80	17	62	1
<b>Media</b>	1,59	1,27	1,67	1,66
<b>Desviación típica</b>	,84	,32	,92	.
<b>Mínimo</b>	,64	,81	,64	1,66
<b>Máximo</b>	5,32	1,94	5,32	1,66
<b>Mediana</b>	1,28	1,21	1,34	1,66

Tabla 5.18: Desplazamiento (mm) en máxima fuerza según el tipo de fractura.

La fuerza media de resistencia en las fracturas de tornillo tiende a ser mayor que en las del sólo pilar. Las diferencias se enfatizan y, de hecho, alcanzan significatividad

estadística en lo que se refiere al desplazamiento, incrementando las fracturas del tornillo (Tabla 5.19).

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Superior	Inferior
<b>Se han asumido varianzas iguales</b>	8,355	0,005	-1,771	77	0,081	-0,40510467	0,22873190	-0,86056807	0,05035874
<b>No se han asumido varianzas iguales</b>			-2,887	73,243	0,005	-0,40510467	0,14030959	-0,68472562	-0,12548371

Tabla 5.19: resultados t test de igualdad de medias para contrastar homogeneidad de desplazamiento según tipo de fallo.



6



**DISCUSIÓN**



Una vez concluido el capítulo de resultados, procederemos a realizar un análisis y discusión de los mismos, así como su comparativa con estudios similares, en un intento de proporcionar valor a nuestra investigación.

La planificación de nuestro estudio se realizó siguiendo tres fases:

- A. Elección de los materiales con los que se fabricaron las muestras (en nuestro caso, pilares de titanio y de circonita, con restauraciones completas ceramometálicas o totalmente cerámicas, de circonita, disilicato de litio o nanoresina, así como el número, el tamaño y la forma de los pilares y de las coronas) y confección del modelo maestro para el ensayo de carga.
- B. Diseño del método para realizar el ensayo de carga dinámica y termociclado (en este apartado elegimos la metodología que utilizaríamos para fatigar las muestras, es decir, el número de ciclos masticatorios y los intervalos de temperatura utilizados) y el ensayo de compresión hasta la fractura de los especímenes ( tipo de fuerza y antagonista ideal).
- C. Por último, el modo en que evaluaríamos los especímenes fracturados.

## DISCUSIÓN

Concluída la experimentación, con los resultados obtenidos de nuestro estudio de resistencia a la fractura y sus respectivos análisis estadísticos, procedemos a la discusión de los mismos.

En este capítulo de discusión nos proponemos continuar con el mismo orden secuencial que hemos seguido en el desarrollo de la presente memoria; es decir, en primer lugar discutiremos el capítulo de material y método; seguidamente, lo haremos con los resultados propiamente dichos y los compararemos con los de otros trabajos similares; y en tercer lugar, analizaremos los resultados del tipo de fractura aparecido en nuestros especímenes y los contrastaremos con otros estudios similares encontrados en la literatura. Por último, intentaremos extraer alguna consideración final, principalmente de índole práctico, que pueda ayudarnos a aplicar los resultados en el ámbito clínico profesional.



## 6.1 DISCUSIÓN DEL MATERIAL

### 6.1.1 DISCUSIÓN SOBRE EL DISEÑO DE LOS ESPECÍMENES

Para el diseño de la muestra, seguimos la metodología de ensayo especificada en la normativa UNE-EN ISO 14801:2007 para ensayos de fatiga dinámica para implantes dentales endoóseos. Esta metodología ha sido empleada en muchos de los estudios publicados en la literatura (**GEHRKE, 2006; SAILER, 2009; KIM 2009; NOTHDURFT, 2010; NOTHDURFT, 2011; LEUTERT, 2012; TRUNINGER, 2012; MARTINEZ-RUS, 2012; STIMMERLMAYR, 2013; KIM, 2013; CANULLO, 2013; MÜHLEMANN, 2014; GEHRKE, 2015;** ), aunque no en todos (**YILDIRIM, 2003; STRUB, 2003; BUTZ, 2005; ATT, 2006; KOHAL, 2008; MITSIAS, 2010; SANTING 2012; FOONG, 2013; SGHAIREEN, 2015; ROSENTRITT, 2014**).

La norma internacional ISO 14801:2007 rige lo siguiente:

- *“El implante dental endoóseo se debe sujetar de manera que su eje forme un ángulo de  $30\pm 2^\circ$  con la dirección de aplicación de la carga de la máquina de ensayo”*. En nuestro estudio, confeccionamos una llave colada que nos permitió montar todos los especímenes con dicha angulación y estandarizar toda la muestra previamente a su colocación en la máquina de carga. Existen estudios publicados en la literatura que utilizan distintos aditamentos que les permiten situar los especímenes con la angulación de  $30^\circ$  sin necesidad de estandarizar la muestra previamente a la colocación de ésta en la máquina de carga (**KIM, 2009**).
- *“El implante se debe fijar en un dispositivo de anclaje fijo. Si se utiliza un material de incrustación, éste debe tener un módulo de elasticidad mayor de 3 GPa”*. En nuestro estudio, los implantes fueron embebidos en resina epoxi y posicionados de una manera idéntica para todas las muestras mediante la ayuda de la citada llave colada. Esta técnica de montar los implantes o los análogos de los implantes en resina epoxi autopolimerizable está extraída de varios estudios in vitro ya publicados (**GEHRKE, 2006; ODERICH, 2012; STIMMELMAYR, 2013; ROSENTRITT, 2014**). Debería ser beneficioso el uso de un material que tuviera el módulo de elasticidad, el volumen y la forma más similar al hueso alveolar del maxilar anterior para así tener un mejor efecto de distribución de las fuerzas. La resina utilizada

tiene un módulo de elasticidad de 3,9 GPa. El método de montaje de las muestras juega un papel importante en el origen de los resultados. Silva relató el efecto del impacto de las fuerzas con dos medios de montaje distintos y encontró que los montajes en un medio que simulara el hueso daba como resultado el desalojo del complejo implante-pilar del bloque de montaje (**SILVA, 2011**). El mismo problema lo tuvo Protopapadaki en un estudio piloto antes de su investigación publicada en 2013 (**PROTOPAPADAKI, 2013**). Por ello, los especímenes fueron montados en resina epoxi que nos permitía adaptarnos a la norma ISO 14801, a la vez que evitaría el desalojo del implante.

- *“El dispositivo debe sujetar la muestra a una distancia de  $3,0\text{mm} \pm 0,5\text{mm}$  apicalmente a partir del nivel nominal del hueso, aplicando así la situación del caso más desfavorable”*. Es decir, la misma norma nos exige montar los implantes simulando una pérdida ósea crestal de 3 mm, ya que los fallos en los componentes de los implantes se asocian a la reabsorción ósea crestal (**RANGERT, 1995**). Según Khraisat, la reabsorción ósea podría aumentar la longitud del brazo de palanca y contribuir a una sobrecarga de flexión del implante debido a que el momento de flexión es el producto del componente de la fuerza lateral y de la longitud del brazo de palanca (**KHRAISAT, 2002**). En nuestro estudio, todos los especímenes se montaron considerando una pérdida ósea crestal de  $3,0\text{mm} \pm 0,5\text{mm}$ , al igual que otros estudios publicados (**GEHRKE, 2006; MARTINEZ-RUS, 2012**).

## **6.1.2 DISCUSIÓN SOBRE LA ELECCIÓN DEL MATERIAL DEL ESTUDIO**

### **6.1.2.1 SOBRE EL IMPLANTE**

En nuestra investigación estudiamos la resistencia a la fractura de los pilares de titanio y circona sobre implantes que van a ser utilizados en áreas estéticas críticas de la boca.

En nuestro caso, no utilizamos análogos del implante, sino implantes reales sin esterilizar y sin tratamiento de superficie, al igual que en los estudios de Yilmaz y Gehrke (**YILMAZ, 2015; GEHRKE, 2015**).

En la literatura, encontramos trabajos que utilizan análogos de implante (**VÍGOLO, 2006; KIM, 2009; PROTOPAPADAKI, 2013; ALBOSEFI, 2014; ZANDPARSA, 2015**); los análogos se confeccionan para replicar las dimensiones de la cabeza del implante pero están fabricados en aluminio por lo que sus propiedades físicas difieren de las de los implantes, afectando al comportamiento del complejo implante-pilar y provocando alteraciones en cuanto a la resistencia de las restauraciones estudiadas. Por ello, pensamos que la utilización de implantes reales mejora las condiciones del estudio realizado.

El implante utilizado ha sido un implante de 4,25 mm de diámetro, con conexión hexagonal interna. Los implantes de 4,5 mm de diámetro son los más utilizados en los estudios revisados (**MITSIAS, 2010; NOTHDURFT, 2011; YILMAZ, 2015**). Se ha demostrado que el diámetro del implante juega un papel importante en la supervivencia de los pilares de circona. Según Nguyen, los implantes de plataforma estrecha y regular poseen mayor riesgo de fallo por fatiga que los sistemas de plataforma ancha (**NGUYEN, 2009**).

Por todo esto, pensamos que la utilización de implantes reales de 4,25 mm en nuestro estudio es válida, aunque somos conscientes de que lleva implícito un aumento del coste de los materiales.

### **6.1.2.2 SOBRE LOS PILARES**

Los implantes dentales son diseñados con distintos tipos de conexiones al pilar. Puede estar conectado al implante a través de una conexión externa o interna (**SAILER, 2009**). El hexágono externo era la configuración más frecuente en los sistemas de implantes, pero a lo largo de los años demostró tener algún inconveniente como el

aflojamiento y la fractura del tornillo del pilar y la remodelación ósea marginal observada en estos sistemas (**ADELL, 1990; JEMT, 1991; BECKER, 1995**) han sido atribuídas habitualmente a dicho tipo de conexión (**WEINBERG, 1993**). Por ello, se introdujeron sistemas de implantes de conexión interna, es decir, con un contacto más largo con las paredes internas que puede crear un cuerpo rígido, único, que permita la reducción de la amplitud de los movimientos y proteja al tornillo distribuyendo las cargas laterales hacia la parte interna de la conexión (**BERNARDES, 2009; SAILER, 2009; STEINEBRUNNER, 2008; SEETOH, 2011; ASVANUND, 2011; FREITAS, 2011; NORTON, 1997**).

En nuestro estudio, utilizamos pilares de titanio en uno de los grupos y pilares de circona con conexión de titanio en los tres grupos restantes. Todos los pilares tenían una configuración anatómica marginal que proporcionaba resistencia antirrotacional.

El titanio comercialmente puro ha sido utilizado ampliamente en Odontología como material para los pilares sobre implantes debido a su buena biocompatibilidad y sus propiedades mecánicas (**LINDHE, 1998; LINKEVICIUS, 2010; ANUSAVICE 2003**). Aunque el titanio ha demostrado resultados predecibles en estudios clínicos a largo plazo, los pilares de titanio pueden provocar una tinción gris-azulada en los tejidos periimplantarios de pacientes con tejidos finos, poniendo en compromiso el resultado estético. Los materiales cerámicos, como la alúmina, también se han utilizado como materiales de pilares sobre implantes para ayudar a conseguir mejores resultados estéticos (**PRESTIPINO, 1993a; PRESTIPINO, 1993b**) aunque han demostrado menor resistencia a la fractura (**YILDIRIM, 2003; BUTZ, 2005**). Es por ello que los pilares de circona son ampliamente utilizados por su resistencia a la fractura y sus buenas propiedades ópticas.

Si comparamos estos pilares con los pilares de titanio, encontramos que los pilares de circona pueden clasificarse en dos categorías (**BRODBECK, 2003**): pilares de circona de una pieza, siendo el pilar totalmente de circona o pilares de circona de dos piezas. Se trata de pilares de circona con un soporte de titanio o de aleación de titanio que conecta el elemento transmucoso de circona con el implante. A su vez, los pilares de circona de dos piezas pueden estar formados por un pilar de circona con un soporte metálico a fricción, que actúa como conexión al implante, o por un soporte metálico adherido al pilar de circona que actúa de conexión al implante. Estos distintos tipos de

conexiones pueden afectar a la durabilidad general del complejo pilar. Se ha comprobado que la estabilidad mecánica de los pilares de circona es mayor en aquellos que poseen una conexión de titanio cementada al pilar de circona que en pilares con conexión externa o completos de circona (**SAILER, 2009; NGUYEN, 2009; STIMMELMAYR, 2013; KIM, 2013; CANULLO, 2013; FOONG, 2013; GEHRKE, 2015; YILMAZ, 2015**).

Existe, en la literatura, cierta polémica respecto al empleo o no de pilares de circona de una o dos piezas. La utilización de una conexión de titanio en los pilares de circona vino determinada por la presencia de fracturas de los pilares completos de circona y de desgaste de la plataforma del implante debido al contacto entre la circona del pilar y el titanio del implante. Klotz realizó un estudio en el que comparaba el desgaste de la plataforma del implante con pilares de titanio y con pilares de circona tras aplicarles carga cíclica *in vitro*. En dicho estudio cuantificaba el desgaste mediante SEM y mediante un *software* de análisis de imágenes. Los implantes que se habían emparejado con pilares de circona tenían mayores tasas de desgaste que aquellos que se habían emparejado con pilares de titanio (**KLOTZ, 2011**). Estos datos fueron corroborados por otro estudio más reciente realizado por Stimmelmayer que comparaba el desgaste de la interfase titanio-titanio y titanio-circona. Tras someter los especímenes a carga cíclica el desgaste fue estadísticamente mayor en los implantes a los que se atornillaron pilares de circona que en los que se les atornillaron pilares de titanio (10,2 y 0,7  $\mu\text{m}$  respectivamente) (**STIMMELMAYR, 2012**).

Butz, en 2005 comprobó la resistencia a la fractura de pilares de titanio, de circona de una pieza y de circona de dos piezas de conexión hexagonal externa. Aunque los mejores resultados los obtuvo el grupo de pilares de titanio, la diferencia de éstos con los de circona de dos piezas no fue estadísticamente significativa. Los autores recomendaron el uso de pilares de circona con conexión de titanio como alternativa para restauraciones unitarias implantosoportadas en el sector anterior (**BUTZ, 2005**).

En un estudio *in vivo*, Canullo publicó que los pilares de circona de dos piezas no estaban asociadas a la fractura del pilar o la pérdida del tornillo a lo largo de 3 o 4 años (**CANULLO, 2007**).

Sailer, en 2009, realizó un estudio en el que comparaba los pilares de circona con conexión interna y externa, con y sin conexión metálica. Los resultados del estudio concluyeron que el tipo de conexión influye significativamente con la resistencia de los pilares de circona. Los pilares que tuvieron los mejores resultados en cuanto a resistencia a la fractura fueron los pilares de dos piezas con conexión metálica interna **(SAILER, 2009)**.

Stimmelmayer, en 2013, estudió *in vitro* la resistencia a la fractura de pilares de circona de una pieza y pilares de circona de dos piezas con conexión metálica. En su investigación, comparó tanto el material como el diámetro de los pilares y concluyó que los pilares de circona con conexión de titanio mostraban una mayor resistencia a la fractura que los pilares de circona de una pieza. Por ello, aconsejó la utilización de pilares de circona con conexión metálica en clínica **(STIMMELMAYER, 2013)**.

Kim, en 2013, comparó la resistencia a la fractura de tres tipos de pilares de circona con distintas conexiones pilar/implante y evaluó su modo de fallo. El primer grupo estaba compuesto por pilares de una pieza de circona (Aadva CAD/CAM Zirconia Abutment); el segundo lo formaban pilares de circona con conexión a fricción de titanio (NobelProcera Abutment Zirconia); en el último grupo se incluyeron pilares de circona con conexión adherida de titanio (Lava Zirconia Abutment). Tras aplicarles carga dinámica y estática hasta la fractura, concluyó que los pilares de Lava Zirconia presentaban los mejores resultados de resistencia a la fractura **(KIM, 2013)**.

Yilmaz y Gehrke, en 2015, en sendos estudios en los que analizaban la resistencia a la fractura de pilares de circona con y sin conexión metálica, concluyeron que los pilares prefabricados con conexión metálica obtenían los mejores resultados **(YILMAZ, 2015; GEHRKE, 2015)**.

Debido al desarrollo de los sistemas CAD/CAM (*computer-aided design/computer-aided manufacturing system*), los pilares de circona individualizados han reemplazado a los pilares de circona prefabricados. Park investigó el ajuste de los pilares de circona individualizados y fabricados por sistemas asistidos por ordenador y publicó que el ajuste de los pilares de circona era menor en los prefabricados, aunque estaba dentro del rango de valores clínicamente aceptados. En su estudio, la resistencia a la fractura de los pilares individualizados de circona era significativamente mayor que los pilares prefabricados **(PARK, 2013)**.

En nuestro estudio, todos los pilares se diseñaron y fresaron por CAD/CAM con el objetivo de minimizar variables; de este modo todos los especímenes tendrían las mismas dimensiones.

Tras valorar la bibliografía publicada y a tenor de los resultados obtenidos en los distintos estudios *in vitro* revisados, creemos que la elección de los pilares de circona de dos piezas con conexión de titanio individualizados es la elección correcta. También consideramos que la comparación de los pilares de circona con los pilares de titanio, que actúan como grupo control en muchos estudios, es la adecuada, ya que los pilares de titanio son los que mejores resultados de resistencia a la fractura obtienen en todos los estudios revisados.

#### 6.1.2.3 SOBRE LAS CORONAS

El diseño de las muestras imitaba una corona de un incisivo central superior cementada sobre un pilar atornillado a un implante y a escala 1:1 con respecto al tamaño medio del diente natural.

Entendiendo que los estudios *in vitro* deberían imitar al máximo las situaciones que acontecen en el medio oral, nuestro estudio fue diseñado con especímenes estandarizados de modo que limitáramos las variables en cuanto al tipo de pilar prostodóncico pero no en cuanto al tipo de restauración cementada sobre ellos. En nuestro estudio, cementamos coronas de diversos materiales cerámicos que se utilizan comúnmente en la clínica diaria.

Las dimensiones de las coronas fueron diseñadas atendiendo a formas y tamaños ya avalados en la literatura consultada (**STERRETT, 1999; MAGNE, 2003**) y teniendo en cuenta que permitieran su cementado sobre los pilares individualizados, evitando el fresado de los mismos, para evitar nuevas variables en el estudio. Sterret, en 1999, realizó un estudio clínico para analizar la proporción anchura/altura de la corona clínica de los dientes anteriores superiores en la dentición permanente tanto en sujetos varones como en mujeres de raza blanca; demostró que dicha proporción era 0,81 (**STERRETT, 1999**). Magne demostró que la anchura mesiodistal máxima para la corona de un incisivo central superior en sujetos de raza blanca era de 11,07 mm y la longitud apicocoronal de 13,51 mm (desde la unión amelocementaria al punto más incisal) (**MAGNE, 2003**). Cuanto mayor es la longitud de la corona, mayor será la fuerza

de brazo de palanca que puede aplicarse a la interfase entre el implante y el pilar. Es por ello, que en nuestro estudio, elaboramos coronas atendiendo a estas dimensiones publicadas.

Existen distintas opciones en cuanto al tipo de restauración de una prótesis unitaria en el sector anterior; la primera elección del clínico a este respecto es la utilización de coronas cementadas o atornilladas. Históricamente, las coronas sobre implantes atornilladas se han utilizado con buenos resultados a largo plazo y se han considerado el tratamiento restaurador de elección. Sin embargo, éstas están limitadas en los casos que presentan una angulación de los implantes. En estas situaciones, donde no es posible la colocación ideal del implante, debemos recurrir a coronas sobre implantes cementadas **(ALBREKTSSON, 1986; ADELL, 1983; LEWIS, 1989; HENRY, 1996)**.

Por todo ello, en nuestra investigación, hemos utilizado coronas cementadas a los pilares.



## **6.2 DISCUSIÓN DEL MÉTODO**

### **6.2.1 DISCUSIÓN SOBRE LA UTILIZACIÓN DE FATIGA DINÁMICA Y TERMOCICLADO**

La búsqueda bibliográfica realizada para determinar las condiciones de nuestro estudio nos condujo a llevar a cabo un proceso de carga dinámica y termociclado, ya que así reproducíamos de un modo más real las fuerzas funcionales (masticación) *in vitro*. Según Strub, la máquina simuladora de masticación es una herramienta útil para estudiar la estabilidad de la interfase implante-pilar-tornillo **(STRUB, 2003)**.

Tanto la simulación de masticación como el termociclado (condiciones de estrés mecánico y humedad) podrían alterar las propiedades físicas de los materiales sometidos a estudio, en especial la circona, al dar lugar a una degradación a baja temperatura que desencadena un cambio de fase en la circona (de la fase tetragonal a la monoclinica). Debemos considerar el posible efecto perjudicial del envejecimiento sobre las propiedades mecánicas de la circona **(JUNG, 2000; STUDART, 2007; KOHORST, 2008)**, ya que los pilares están expuestos a un medioambiente húmedo con cambios de temperatura y van a soportar cargas variables a lo largo del tiempo. Por tanto, la degradación a baja temperatura de la circona puede iniciarse y provocar un daño en su estructura **(REKOW, 2011)**.

Uno de los problemas importantes que se producen al someter los especímenes a carga cíclica sería la aparición de delaminados o *chippings* de la cerámica de recubrimiento de las coronas cementadas sobre los pilares. Mühlemann, en 2014, publicó un estudio en el que comparaba el momento de flexión de distintos tipos de pilares de circona con distintos tipos de conexiones. Durante el ensayo de carga cíclica y termociclado registró fisuras en la cerámica de las coronas en dos especímenes y coronas fracturadas en cinco especímenes **(MÜHLEMANN, 2014)**. En nuestro estudio, durante la aplicación de carga cíclica, ningún espécimen sufrió *chipping* o fractura, al igual que en otros estudios consultados **(STIMMELMAYR, 2013)**. Existen estudios publicados en los que no se producen fracturas pero sí aflojamiento de los tornillos de fijación de los pilares protéticos **(STRUB, 2003; PIES, 2015)**.

Son muchos los autores que emplean ensayos que incluyen procedimientos de envejecimiento artificial (carga cíclica y termociclado) en un intento de reproducir las condiciones a que están sometidas las restauraciones en el medio oral (estrés mecánico y cambios de temperatura) **(JUNG, 2000; STRUB, 2003; ATTIA, 2004;**

**SUNDH, 2005; ZHANG, 2006; STUDART, 2007; KOHORST, 2008; NOTHDURFT, 2010; NOTHDURFT 2011; KOHORST, 2012; ILIJIMA, 2013; AGUSTÍN-PANADERO, 2015; SPIES, 2015; SPIES, 215; GEHRKE, 2015);** la mayoría de ellos afirma que los estudios *in vitro* para analizar la resistencia a la fractura de los nuevos materiales cerámicos deberían incluir necesariamente la utilización de fatiga, ya que puede implicar una disminución en su resistencia a la fractura debido a la degradación por la aplicación repetida de estrés térmico sobre las restauraciones prostodóncicas (**JUNG, 2000; ZHANG, 2006; STUDART, 2007**). Kohorst e Ilijima publicaron porcentajes de 40% y del 54-64%, respectivamente, de disminución en la resistencia a la fractura con respecto a la carga estática de las restauraciones o pilares de circona (**KOHORST, 2008; ILIJIMA, 2013**).

Varios autores, sin embargo, han publicado que no existen diferencias significativas entre los grupos evaluados antes y después de aplicar técnicas de envejecimiento (**STRUB, 2003; NOTHDURFT, 2011; NOGUEIRA, 2015**).

Para otros autores, por último, el termociclado y la carga cíclica disminuyen la resistencia a la fractura en algunos grupos de especímenes específicos de sus investigaciones (**KOHORST, 2012; MITSIAS, 2014; SPIES, 2015; SPIES, 2015**)

Nuestras muestras fueron fatigadas durante la experimentación con una fuerza de 80 N, ya que las cargas registradas en clínica varían entre 12 y 70 N. Sin embargo, la relevancia clínica al aplicar menores fuerzas fisiológicas (30-49 N) es cuestionable, ya que las fuerzas que se aplican en los incisivos varían entre 40 y 370 N, por lo que estudios con bajas intensidades de fuerza (**STRUB, 2003; BUTZ, 2005; NOTHDURFT, 2011; MÜHLEMANN, 2014**) no nos ofrecerían resultados que pudiésemos extrapolar a la actividad clínica diaria. Gehrke, en 2015, realizó un estudio en el que utilizó la misma máquina para realizar el estudio de resistencia a la fatiga y termociclado que la que empleamos en nuestro estudio. En su investigación sometió todos sus especímenes a carga dinámica durante 120.000 ciclos aplicando 100N de fuerza unos 2 mm por debajo del borde incisal y a 1000 ciclos térmicos. Todos los especímenes superaron la fase de fatiga dinámica sin producirse fracturas o delaminados en las coronas.

Por todo ello, podemos afirmar que no existe unanimidad en cuanto a la necesidad de utilizar fatiga dinámica y termociclado al analizar la resistencia a la

fractura. Además, no existe ninguna norma en cuanto a las condiciones del ensayo, sobre todo respecto al número de ciclos y la duración de cada uno de ellos o la carga o temperatura aplicadas en el estudio (por lo que sería conveniente estandarizar las condiciones para poder comparar los resultados obtenidos entre los distintos trabajos publicados) ni evidencia científica que demuestre fehacientemente cuál es el efecto de la fatiga dinámica y el termociclado sobre la resistencia a la fractura.

### **6.2.2 DISCUSIÓN SOBRE EL ENSAYO DE COMPRESIÓN**

Tras el envejecimiento mediante carga dinámica y termociclado, sometimos a las muestras a un ensayo de compresión hasta la fractura. La carga máxima de cada espécimen estuvo determinada por las gráficas de fuerza-desplazamiento que mostraban más claramente el descenso inicial de la fuerza aplicada.

La elección del tipo de ensayo de compresión y el diseño del mismo, en nuestro caso ensayo por compresión, con una máquina Shimadzu AG-X series, está basado en la normativa ISO para el estudio de implantes dentales endoóseos (ISO 14801: 2007); La discusión se establece respecto a las variables que la norma permite, como diseño y disposición de las muestras y velocidad de avance de cruceta.

La velocidad de cruceta o de avance de la carga se refiere a la velocidad con la que el puntero con la superficie de carga (superficie esférica o plana) desciende hacia la muestra; se trata de un parámetro que debemos programar en las máquinas de carga universal. No existe una velocidad estandarizada para todas las máquinas, por lo que suele programarse dentro de un rango de avance que oscila entre 0,1 mm/min y 5 mm/min. La norma ISO 6872 establece una velocidad ideal entre 0,5 y 1,5 mm/min (**INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARIZATION, 2008**). Lo ideal sería que fuera lo más baja posible, es decir, que el puntero descendiera tan lento como fuese posible, para así asegurarnos que estamos en condiciones estáticas puras (**ROMÁN-RODRÍGUEZ, 2010; AGUSTÍN-PANADERO, 2012; SOLÁ-RUIZ, 2015; CASAS-TERRÓN, 2015**).

En nuestro ensayo por compresión, la velocidad a la que programamos la máquina fue de 0,5mm/min (dato importante a la hora de comparar estudios entre sí). Esta velocidad se estableció tras revisar la literatura acerca de esta variable y comprobar que era una velocidad empleada en varios estudios similares (**MITSIAS, 2010; NOTHDURFT, 2011; MARTÍNEZ-RUS, 2012; STIMMELMAYR, 2013; ALBOSEFI, 2014; ZANDPARSA, 2015; GEHRKE, 2015; AGUSTIN-PANADERO, 2015; JOO, 2015**). De este modo, y sin desatender a la norma ISO, podríamos comparar nuestros resultados con los obtenidos por otros autores en los distintos estudios *in vitro* publicados.

Al igual que nosotros, los siguientes estudios utilizan una velocidad de avance de la carga de 0,5 mm/min (Tabla 6.1):

- Mitsias, en 2010, estudió la resistencia a la fractura entre pilares de metal y de circona con una máquina Instron **(MITSIAS, 2010)**.
- Nothdurft, en 2011, comparó la resistencia a la fractura de pilares de circona rectos y angulados para prótesis sobre implantes unitarios con una máquina universal Zwick/Roell® **(NOTHDURFT, 2011)**.
- Martínez-Rus, en 2012, realizó un estudio en el que evaluaba la resistencia a la fractura de distintos tipos de coronas totalmente cerámicas cementadas sobre pilares de titanio y de circona individualizados con una máquina Shimadzu AG-X®. Al igual que ellos, en nuestro estudio aplicamos la fuerza sobre el borde incisal de las coronas con una célula de carga plana debido a que una esfera de 4 mm de diámetro aplicada 2 mm por debajo del borde incisal de las coronas resbalaba y no producía una aplicación de fuerza continua **(MARTÍNEZ-RUS, 2012)**.
- Stimmelmayer, en 2013, evaluó en un estudio *in vitro* la resistencia a la fractura de pilares de circona con conexión metálica o con conexión de circona de distintos diámetros con una máquina universal Zwick/Roell® **(STIMMELMAYER, 2013)**.
- Albosefi, en 2014, realizó un estudio en el que valoraba la resistencia a la fractura de pilares completos de circona con distintos espesores y angulaciones **(ALBOSEFI, 2014)**.
- Zandparsa, en 2015, comparó la resistencia a la fractura de pilares de circona de dos piezas con conexión metálica con distintos espesores y angulaciones **(ZANDPARSA, 2015)**.
- Gehrke, en 2015, estudió la resistencia a la fatiga y a la fractura de especímenes con pilar de circona de tres tipos distintos con corona de circona. **(GEHRKE, 2015)**.
- Agustín-Panadero, en 2015, evaluó la resistencia a la fractura de distintos tipos de pilares provisionales sobre implantes con una máquina Instron® 4202 **(AGUSTÍN-PANADERO, 2015)**.

## DISCUSIÓN

- Joo, en 2015, analizó la resistencia a la fractura de pilares individualizados de circona con distintas profundidades de línea de terminación (**JOO, 2015**).

AUTOR/ AÑO DE PUBLICACIÓN	TIPO DE ESTUDIO	VELOCIDAD DE AVANCE DE CRUCETA	MÁQUINA EMPLEADA EN EL ESTUDIO
Mitsias, 2010	Fiabilidad y resistencia de pilares de circona y titanio	0,5 mm/min	Instron®
Nothdurft, 2011	Resistencia a la fractura de pilares de circona rectos y angulados con coronas metálicas	0,5mm/min	Zwick/Roell®
Martínez-Rus, 2012	Resistencia a la fractura de coronas cementadas sobre pilares de titanio y de circona	0,5mm/min	Shimadzu AG-X series
Stimmelmayer, 2013	Resistencia a la fractura de pilares de circona de una pieza y de dos piezas	0,5mm/min	Zwick/Roell® 1445
Albosefi, 2014	Resistencia a la fractura de pilares de circona con conexión interna y distintas angulaciones	0,5mm/min	Instron® 5566
Zandparsa, 2015	Resistencia a la fractura de pilares de circona con conexión interna y distintas angulaciones y grosores	0,5mm/min	Instron® 5566
Gehrke, 2015	Resistencia a la fractura de pilares de circona CAD/CAM de una y dos piezas	0,5mm/min	Zwick/Roell® 1445
Agustin-Panadero, 2015	Comportamiento mecánico de los pilares provisionales sobre implantes	0,5mm/min	Instron® 4202
Joo, 2015	Influencia de la profundidad de la preparación en la resistencia a la fractura de pilares individualizados de circona con conexión de titanio	0,5mm/min	RB Model 301 Unitech M™, R and B

Tabla 6.1: estudios con la misma velocidad de avance de cruceta empleada en nuestro estudio y tipo de máquina utilizada.

En otros estudios, sin embargo, las cifras de velocidad de avance de cruceta no eran las mismas que habíamos utilizado nosotros en nuestro ensayo de carga estática (Tabla 6.2):

- 0,1 mm / min: fue la velocidad elegida por Yildirim, Kim y Protopapadaki para comparar la resistencia a la fractura de distintos tipos de pilares y coronas (**YILDIRIM, 2003; KIM, 2009; PROTOPAPADAKI, 2013**).
- 1 mm/min: Tripodakis (**TRIPODAKIS, 1995**) y Freitas (**FREITAS, 2012**) para valorar la resistencia de coronas cerámicas cementadas sobre pilares. Kim (**KIM, 2013**), Alqahtani, (**ALQAHTANI, 2014**), y Rosentritt (**ROSENTRITT, 2014**) para evaluar el comportamiento y la resistencia a la fractura de distintos tipos de pilares de circona. Sailer (**SAILER, 2009**) para valorar la influencia del tipo de conexión en pilares de circona con conexión interna o externa bajo carga estática. Truninger (**TRUNINGER, 2012**) para evaluar la resistencia a la fractura

de los pilares de circona con varios tipos de conexión y comparar el momento de flexión con los pilares de titanio de conexión interna. Sghaireen **(SGHAIREEN, 2015)** para comparar la resistencia a la fractura de pilares de titanio con coronas ceramometálicas y de circona con restauraciones completamente cerámicas y su modo de fallo. Park **(PARK, 2013)** estudió la resistencia a la fractura y el ajuste de pilares prefabricados e individualizados de circona con conexión interna hexagonal. Mühlemann **(MÜHLEMANN, 2014)** en un estudio reciente analizó la resistencia a la fractura y el modo de fallo de pilares de circona con /sin conexión interna restaurados con coronas cerámicas. Chun **(CHUN, 2015)** comparó la resistencia a la fractura de distintos tipos de pilares de zircona.

- 1,5 mm/min: Butz **(BUTZ, 2005)** comparaba la resistencia a la fractura y el tipo de fallo de pilares cerámicos con coronas metálicas sobre implantes, utilizando el pilar de titanio como grupo control. Kohal **(KOHAL, 2009)**, para estudiar la estabilidad de un prototipo de implante tras aplicar técnicas de envejecimiento artificial.
- 2 mm/min: fue la velocidad escogida por Strub **(STRUB, 2003)** al evaluar la resistencia a la fractura de cinco combinaciones distintas de pilares e implantes con coronas metálicas, Att **(ATT, 2006ab)** con coronas cerámicas unitarias sobre implantes tras realizar carga dinámica y termociclado o Steinebrunner **(STEINEBRUNNER, 2008)** para valorar la influencia de la conexión de los pilares sobre implantes.

AUTOR/ AÑO DE PUBLICACIÓN	TIPO DE ESTUDIO	VELOCIDAD DE AVANCE DE CRUCETA	MÁQUINA EMPLEADA EN EL ESTUDIO
Tripodakis, 1995	Resistencia y modo de fallo de restauraciones cerámicas cementadas a pilares sobre implantes	1mm/min	Zwick/Roell® 1445
Strub, 2003	Resistencia a la fractura de distintas combinaciones de pilares sobre implantes	2mm/min	Zwick/Roell® 1445
Yildirim, 2003	Resistencia a la fractura de coronas cerámicas sobre implantes	0,1mm/seg	Zwick® Z030
Butz, 2005	Resistencia a la fractura y modo de fallo de pilares cerámicos tras la simulación masticatoria	1,5mm/min	Zwick®
Att, 2006a	Resistencia a la fractura de coronas cerámicas sobre pilares tras envejecimiento	2mm/min	Zwick/Roell® Z010
Att, 2006b	Resistencia a la fractura de coronas	2mm/min	Zwick/Roell® Z010

## DISCUSIÓN

	cerámicas sobre implantes		
<b>Gehrke, 2006</b>	Resistencia a la fractura e influencia de la carga cíclica en el aflojamiento del tornillo de retención de pilares de circona	1,27mm/min	Instron® 8872
<b>Steinebrunner, 2008</b>	Estudio de resistencia a la fractura y fatiga para valorar la influencia del diseño de la conexión entre pilar e implante	2mm/min	Zwick/Roell® Z010
<b>Sailer, 2009</b>	Influencia del tipo de conexión en la resistencia a la fractura de pilares de circona con conexión externa e interna	1mm/min	Zwick/Roell® Z010
<b>Kim, 2009</b>	Resistencia a la fractura de pilares metálicos con cerámica a presión y pilares de circona CAD/CAM	0,1 mm/min	Instron® 4204
<b>Kohal, 2009</b>	Estudio in vitro de la estabilidad de un prototipo de implante de dos piezas de circona y de titanio tras el envejecimiento artificial	1,5mm/min	Zwick/Roell® 1445
<b>Truninger, 2012</b>	Momento de flexión de pilares de circona y titanio con conexión interna y externa tras envejecimiento y fatiga	1mm/min	Zwick/Roell® Z010
<b>Freitas, 2012</b>	Resistencia y tipo de fallo de restauraciones anteriores sobre implantes	1mm/min	Instron® 5666
<b>Park, 2013</b>	Resistencia a la fractura y ajuste de pilares individualizados de circona con conexión hexagonal interna	1mm/min	Zwick/Roell® Z020
<b>Kim, 2013</b>	Resistencia de tres tipos de pilares de circona bajo carga estática	1mm/min	Instron® 5500R
<b>Sghaireen, 2013</b>	Resistencia a la fractura y tipo de fallo de pilares cerámicos y de titanio sobre implantes con restauraciones	1mm/min	Instron® 1195
<b>Protopapadaki, 2013</b>	Resistencia a la fractura de pilares con cerámica a presión y pilares de circona CAD/CAM con coronas IPS e.max Press	0,1mm/min	No especificada
<b>Alqahtani, 2014</b>	Resistencia a la fractura de pilares prefabricados de circona tras la fatiga	1mm/min	Material Test System Corporation
<b>Mühlemann, 2014</b>	Momento de flexión de pilares de circona y titanio con coronas completas de cerámica tras envejecimiento	1mm/min	Zwick/Roell® Z010
<b>Chun, 2015</b>	Resistencia a la fractura de pilares de circona con conexión de titanio	1mm/min	858 Mini Bionix II, MTS System Corporation

Tabla 6.2: estudios con distinta velocidad de avance de cruceta a la empleada en nuestro estudio y tipo de máquina utilizada.

Tras la revisión bibliográfica realizada, la aplicación de 0,5 mm/min como velocidad de cruceta nos ha permitido conseguir un doble objetivo: lograr condiciones estáticas puras en nuestro ensayo y, debido a que el descenso de la cruceta es suficientemente lento, conseguir detener la experimentación cuando se apreciaban visual, auditiva o gráficamente signos de las primeras fracturas en las muestras. La elección de velocidades superiores, como las encontradas en distintos artículos, dificulta la aparición de microfracturas iniciales, ya que obtendríamos directamente fracturas completas.



Una de las limitaciones del estudio es la relativa a la posición del aplicador de la fuerza. La parte anterior del mismo fue posicionada 2 mm por debajo del borde incisal, en la cara palatina de los especímenes, de modo que reproduciría una oclusión de clase I. La curva de carga-deformación obtenida nos mostró que el aditamento de la célula resbalaba y no tenía un punto de aplicación estable, impidiendo determinar en esa curva el comportamiento del espécimen. Para obtener unos resultados estandarizados, la aplicación de la carga se realizó sobre el borde incisal, al igual que el estudio de Martínez-Rus **(MARTÍNEZ-RUS, 2012)**. Para ello, se utilizó un aditamento con una superficie plana que distribuyera adecuadamente la carga a través de todo el espécimen, lo que reprodujo una oclusión más cercana a un tipo III, con un mayor brazo de palanca, siendo la distribución de las fuerzas diferente y el modo de fallo y la carga distintos **(PROTOPAPADAKI, 2013)**.

### **6.3 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS**

#### **6.3.1 DISCUSIÓN DE LAS UNIDADES DE MEDICIÓN DE LOS RESULTADOS**

En nuestro estudio, la unidad utilizada para expresar los resultados ha sido el newton (N). En muchos de los artículos que nos encontramos en la bibliografía, las cifras de resistencia a la fractura están expresadas en MPa. Se trata siempre de trabajos en los que, para el receptor de carga, es fácil detectar el área de superficie con el que ejerce la fuerza del aplicador; son especímenes de gran tamaño, como bloques o probetas (**RAIGRODSKI, 2004; LÓPEZ, 2010; CHAPMAN, 2005; CHOI, 2009**).

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

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

Debido a la metodología de nuestro trabajo, en el que trabajamos sobre restauraciones de anatomía y tamaño real, a escala 1:1, como las utilizadas en el medio oral, el cálculo del área de contacto del antagonista es de gran dificultad, lo que nos llevaría a sesgar los datos obtenidos si transformáramos los N en MPa. La utilización de newtons, por ello, como unidad de fuerza en los ensayos de resistencia a la compresión de restauraciones prostodóncicas a escala real, donde los especímenes ensayados tienen forma anatómica, geometría de cúspides y fosas que dificulta la obtención exacta de la superficie de contacto, esta avalada por la literatura (**BRUKL, 1987; PROEBSTER, 1992; SCHRÖEDER, 2005; LÓPEZ-SUÁREZ, 2014**).

En nuestro estudio, la máquina de carga empleada para la realización del ensayo de compresión, Shimadzu AGX 100 KN<sup>®</sup>, a través de la aplicación informática Trapezium cuantificaba, representaba y registraba la fuerza a la que se producía el desplazamiento vertical del aditamento de carga, lo que nos facilitaba el registro de los valores de fuerza media hasta la fractura en N.

### 6.3.2 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS DE CARGA

En un estudio de resistencia a la fractura de distintas combinaciones de pilares con coronas cementadas sobre ellos, como es el nuestro, los resultados finales son el resultado del comportamiento de las distintas partes que forman el espécimen y sobre las que actúa el aplicador plano de carga: el implante, la interfase pilar-implante, la interfase corona-pilar y la corona propiamente dicha. La mayor o menor participación de cada una de ellas dependerá de las propiedades elásticas de los distintos materiales por los que está formado el espécimen de manera individual; pero nosotros, con este tipo de estudio, no somos capaces de discernir en qué momento actúa cada uno de los materiales por separado, por lo que valoraremos la resistencia del sistema completo.

En la bibliografía existen estudios que analizan la resistencia a la fractura de pilares sin restauración cementada sobre ellos (**LEUTERT, 2012; CANULLO, 2013; PARK, 2013; STIMMELMAYR, 2013; ALQAHTANI, 2014; ALBOSEFI, 2014; JIMÉNEZ-MELENDO, 2014; ZANDPARSA, 2014; CHUN, 2015; YILMAZ, 2015**). En estos estudios, a diferencia del nuestro, se analizan el material del pilar y la influencia de la conexión pilar-implante en la resistencia a la fractura. En el nuestro, pretendemos averiguar tanto la influencia de la conexión como la influencia del material de la restauración que va cementada sobre el pilar, ya que de este modo nos aproximamos más a la situación real. También existen estudios en los que se cementan restauraciones sobre los pilares, pero no se les realizan tests de envejecimiento (**YILDIRIM, 2003; SAILER, 2009; KIM, 2009; MARTINEZ-RUS, 2012; SGHAIREEN, 2015**); es por ello, que los resultados no son comparables a los de nuestro estudio, ya que realizar técnicas de fatiga cíclica y termociclado puede provocar la degradación de los materiales estudiados de modo similar a la degradación que se produciría si estuvieran colocados en boca tras años de uso, lo que daría lugar a valores de resistencia a la fractura distintos.

Si queremos hacer una aproximación a la situación real en boca, debemos conocer las fuerzas que podemos encontrar en el sector anterior oral, tanto en condiciones normales como en parafunción. Para estimar el riesgo de fractura de restauraciones implantosoportadas con su capacidad de soporte de carga, tal como se determina en un estudio *in vitro*, es importante considerar por separado las fuerzas que se pueden esperar en situaciones clínicas reales. Las cargas medidas durante la

masticación y la deglución son de aproximadamente entre 90 y 370 N (**PAPHANGKORAKIT, 1997**). Distintos autores han publicado valores desde 50 hasta 240 N. (**HELKIMO, 1978; HELLSING, 1980; WALTIMO, 1993; OSBORN, 1993**). Ferrario midió las fuerzas de masticación en hombres jóvenes y publicó resultados de 150 y 140 N en los incisivos central y lateral respectivamente (**FERRARIO, 2004**). La fuerza máxima registrada durante el apretamiento es de aproximadamente entre 216 y 890 N. (**KELLY, 1999**) El rango de fuerza en los incisivos se calcula que está alrededor de los 150 N (**POWERS, 2012; KILLIARIDIS, 1993**), con un rango de entre 60 y 270 N (**KIM, 2012**). Se ha propuesto que los incisivos están sujetos a una carga dinámica de unos 49 N (**STAPPERT, 2005; KREJCI, 1994**). Tanto los pilares como las coronas deben soportar estas fuerzas para ser caracterizados como exitosos clínicamente. 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 fuerzas laterales, cambios de temperatura,...

En nuestro estudio, todos los grupos, PTCM, PTCC, PTCE y PTCL, superan las fuerzas máximas antes referidas. Debido a que el rango de fuerzas masticatorias en el sector anterior varía entre 49 y 370 N, podemos afirmar que todos los grupos de nuestro estudio pueden ser utilizados clínicamente de modo satisfactorio, ya que han superado ampliamente dichos valores de carga.

El grupo PCCL, compuesto por un pilar de circonia y una corona de Lava Ultimate®, es el grupo que mayores valores de resistencia ha obtenido, exhibiendo una resistencia ligeramente superior a los especímenes del grupo PTCM, compuestos por un pilar de titanio y una corona ceramometálica. Por detrás de ellos quedarían los grupos PTCE, compuestos por un pilar de circonia y una corona de IPS e.max CAD®, y los del grupo PCCC, compuestos por un pilar de circonia y una corona de circonia (Tabla 6.3).

	PTCM	PCCC	PCCE	PCCL
FUERZA (N)	575,85±120,01	459,64±66,52	531,77±34,10	587,90±59,27

Tabla 6.3: resistencia en N de la fuerza de distintos grupos de nuestro trabajo.

Creemos que la diferencia que existe entre los grupos PCCC, PCCE y PCCL, a pesar de tratarse de muestras con el mismo material del pilar, reside en el material de la restauración cementada sobre ellos. Debido a que las coronas cementadas en el grupo PCCL tienen un componente cerámico menor que las coronas del resto de los grupos, creemos que absorben mayor cantidad de fuerzas, poseen un comportamiento más elástico y, por ello, alcanzan valores más elevados de resistencia hasta la fractura. El grupo PCCC, compuesto por un pilar de zircona y una corona con núcleo de zircona, posee un comportamiento más rígido debido a la composición de la cerámica, lo que provoca que obtenga los datos de resistencia a la fractura estadísticamente más bajos de todos los grupos.

Para completar el análisis, realizamos también la estimación del intervalo de confianza y la mediana, con el fin de estimar mejor la distribución de los valores para cada grupo, así como la tendencia de los mismos.

	PTCM	PCCC	PCCE	PCCL
IC 95%	519,7-632	428,5-490,8	515,8-547,7	559,3-614,8
MEDIANA	571,8	443,94	532,9	578,09

Tabla 6.4: 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 encuentra la verdadera resistencia en este tipo de modelos, los grupos PTCM Y PCCL continúan con valores estadísticamente similares (Tabla 6.4).

Al realizar la búsqueda bibliográfica sobre estudios de coronas cementadas a pilares sobre implantes existía un elevado número de artículos que evaluaba la resistencia a la fractura de pilares de distintos materiales sobre implantes, aunque muchos de ellos no seguían la misma metodología que la utilizada en nuestra investigación. En la mayoría, se comparaba la resistencia de pilares de distintos materiales pero sin la colocación de coronas sobre ellos (**GEHRKE, 2006; VIGOLO, 2006; STEINEBRUNNER, 2008; TRUNINGER, 2012; STIMMERLMAYR, 2013; CANULLO,**

DISCUSIÓN

**2013; ALQAHTANI, 2014; JIMÉNEZ-MELENDO, 2014; SPIES,2015; AGUSTIN-PANADERO, 2015)**, y en otros, en los que sí cementaban restauraciones sobre los pilares, no se les aplicaba ensayos de fatiga y termociclado previo al ensayo de compresión hasta la fractura (**YILDIRIM, 2003; SAILER, 2009; KIM, 2009; MARTINEZ-RUS, 2012; SGHAIREEN, 2015**). Por tanto, debido a que resulta difícil comparar nuestros valores con los de otros estudios por la distinta metodología empleada, decidimos no centrar la discusión de los resultados de carga como valores, si no como tendencias.

A continuación, detallamos en un cuadro resumen los distintos estudios consultados (Tabla 6.5);

AUTOR/ AÑO DE PUBLICACIÓN	SISTEMA DE IMPLANTES	MATERIAL PILARES	CONEXIÓN	MATERIAL RESTAURACION	CARGA CÍCLICA/ TERMOCICLADO	CARGA ESTÁTICA	RESULTADOS
Yildirim, 2003	Branemark (Nobel Biocare)	Alúmina Circona	Externa	IPS Empress	No	Sí	280,01 N 737,6 N
Strub, 2003	Steri-Oss Steri-Oss Steri-Oss IMZ Twin Osseotite	Novostil	Externa	Aleación	Si/ 1,6 Hz	Sí	537 N
		Anatomic	Externa	Dentitan	1.200.000 ciclos		817 N
		Straight HL	Externa		5-55º/ 60s/ 12s		893 N
		Esthetic	Interna		50 N		473 N
Butz, 2005		Ucla (Plastico)	Externa				743 N
		Circona	Externa	Metálicas	Si/ 1,3 Hz	Sí	294 N
		Alúmina Titanio			1.200.000 ciclos 5-55º/ 60s/ 12s 30 N		239 N 324 N
Att, 2006 (A)	Nobel Replace	Titanio		Procera Zirconia	Si / 1,6 Hz	Sí	1251 N
		Alúmina			1.200.000 ciclos		241 N
		Circona			5-55º/ 60 s / 12s		457 N
Att, 2006 (B)	Nobel Replace	Titanio		Procera Alúmina	Si / 1,6 Hz	Sí	1454 N
		Alúmina			1.200.000 ciclos		422,5 N
		Circona			5-55º/ 60 s / 12s		443,6 N
Sailer, 2009	Straumann		Externa Interna	ProCAD	No	Sí	S/REST C/REST
		Straumann					594,5 N 377,7 N
		Cares-					480,9 N 416,4 N
		Straumann					724,9 N 484,9 N
		Procera abutments-					292 N 245,7 N
		Straumann Procera-Nobel Replace Zirabut SynOcta- Straumann					
Kim, 2009	Nobel Replace	Titanio	Análogos	IPS e.max Press		Sí	901,67 N
		Circona (1 pieza)	externa	IPS e.max Press			480, 01
Mitsias, 2010	Astra tech	Titanio Circona	Interna	Metálicas	Si/ carga escalonada	Sí	900 N 400 N
Nothdurft, 2011	Astra Tech	Circona recto	Interna	Metálicas	Si/ 1,6 Hz	Sí	280,25 N
		Circona recto			1.200.000 ciclos		268,88 N
		Circona angulado			5-55º/ 60s/ 12s		355 N
		Circona angulado			50 N		320,71 N
					Compara con/sin		
Leutert, 2012	Straumann Straumann	Titanio	Interna				S/REST C/REST
		Circona (1					678,2 N 419,4 N
							344,8 N 224,8 N

DISCUSIÓN

	Astra Straumann	pieza) Circona (1 pieza) Circona (1 pieza)					158,2 N 292,8 N 117,9 N
<b>Martínez-Rus, 2012</b>	Straumann Standard Plus	Titanio Titanio Titanio Circona Circona Circona	Interna	IPS e.max CAD IPS e.max PRESS Circona IPS e.max CAD IPS e.max PRESS Circona	No	Sí	558,5 N 482,2 N 495,9 N 392,9 N 363 N 340,3 N
<b>Foong, 2013</b>	AstraTech	Titanio Circona (1 pieza)	Interna	Metálica	Sí/ Servohidráulica	No	270 N 140 N
<b>Canullo, 2013</b>	Sweden&Martina	Circona (2 piezas recto) Circona (2 piezas angulado)	Interna	No	Sí / 15 Hz 5.000.000 ciclos	Sí	296 N / 237,4 N 1145 N/ 240,7 N
<b>Park, 2013</b>	Zimmer	Circona prefabricado Circona individualizado	Interna	No	No	Sí	1064 N 1430 N
<b>Stimmelmayr, 2013</b>	Bego-Semados S	Circona 3,75( 1 pieza) Circona 5,5 (1 pieza) Circona 3,75 (2 pieza) Circona 5,5 ( 2 piezas)	Interna	No	Sí / 1,2 Hz 100.000 ciclos 5-55º/ 60 s / 12s 120 N Mechatronic	Sí	526 N 1241 N 1894 N 2225 N
<b>Protopapadaki, 2013</b>	Nobel Replace	Titanio Circona	Análogos	IPS e.max Press	Sí	Sí	525,89 N 413,70 N
<b>Mühlemann, 2014</b>		Titanio Circona (1 pieza) Circona (2 piezas) Circona (externa) Circona (2 piezas) Circona (1 pieza)	Interna Interna Interna Externa Interna Interna	IPS empress CAD	Sí / 1,6 Hz 1.200.000 ciclos 5-55º/ 60 s / 12s 49 N	Sí	1042 N 464,9 N 581,8 N 556,7 N 605,4 N 216,4 N
<b>Alqahatani, 2014</b>	Nobel Biocare	Circona Circona Circona	Análogos Externa	No	Sí/ fatiga sinusoidal 250000 ciclos 10N - 210 N	Sí	567,3 N 445,4 N 430,5 N
<b>Albosefi, 2014</b>	Straumann (análogos) Pilares de una pieza	Circona recto 0,7 mm Circona recto 1 mm Circona angulado 0,7 mm (15º) Circona angulado 1 mm (15º)	Interna	No	No	Sí	227 N 160 N 230 N 168 N
<b>Jiménez-Melendo, 2014</b>	Biomet3i	Circona estática Circona dinámica	Externa Interna	No	Sí	Sí	378 N 326 N
<b>Zandparsa, 2015</b>	Straumann (análogos) Pilares de una pieza	Circona recto 0,7 mm Circona recto 1 mm Circona angulado 0,7 mm (15º) Circona angulado 1 mm	Interna	No	No	Sí	432 N 587 N 643 N 746 N

## DISCUSIÓN

(15 <sup>o</sup> )							
<b>Chun, 2015</b>	Dentium	Titanio Circona( 1 pieza) Circona (2 piezas)	Interna	No	No	Sí	1404 N 1119,5 N 1216,8 N
<b>Yilmaz, 2015</b>	Tapered screw- vent (Zimmer)	Circona (Atlantis) Circona (Inclusive) Circona (Legacy) Circona (Astra Tech) Circona (Zimmer)	Interna Interna Interna Interna Interna	No	No	Sí	465 N 124 N 1017 N 236 N 668 N
<b>Sghaireen, 2015</b>	Oraltronic Pitt Easy	Titanio Circona Circona		Ceramometalicas In-Ceram Alúmina IPS Esthetic	No	Sí	1012 N 498 N 274 N
<b>Joo, 2015</b>	Anyridge	Circona 0,5 mm Circona 0,7 mm Circona 0,9 mm Circona 0,5 mm Circona 0,7 mm Circona 0,9 mm	Interna	IPS e.max Press	Sí / 1,6 Hz 1.200.000 ciclos 5-55°/ 60 s / 12s 49 N	Sí	539,28 N 406,56 N 366,66 N 392,61 N 317,94 N 292,74 N
<b>Gehrke, 2015</b>	Xive S (Dentsply)	Circona prefabricado Circona C/C 1 pieza Circona C/C 2 piezas	Interna	Circona (Cercon)	Sí / 1,2 Hz 120.000 ciclos 5-55°/ 60s/	Sí	251,8 N 232,1 N 291,4 N

Tabla 6.5: estudios consultados para llevar a cabo la discusión de nuestros resultados.

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

- Los especímenes con pilar de titanio y corona ceramometálica obtuvieron resultados similares a los nuestros ( $575,85 \pm 120,01$  N) en los trabajos de Protopapadaki (**PROTOPAPADAKI, 2013**) ( $525,89 \pm 143,547$  N). En los trabajos de Butz (**BUTZ, 2005**) ( $324 \pm 85$  N) y Foong (**FOONG, 2013**) ( $270 \pm 56,7$  N), los valores registrados para este tipo de pilar y restauraciones fueron mucho más bajos, llegando a ser poco representativos del comportamiento de dichas restauraciones en boca. Por el contrario, en los trabajos de Att (**ATT, 2006ab**) ( $1251 \pm 218$  N/  $1454 \pm 402$  N), Mitsias (**MITSIAS, 2010**) y Mühlemann (**MÜHLEMANN, 2014**) ( $1042 \pm 86,8$  N) fueron extremadamente elevados.
- Las muestras con pilar de circona y corona de circona obtuvieron resultados similares a los nuestros ( $459,63 \pm 66,52$  N) en el trabajo de Att (**ATT, 2006a**) ( $475 \pm 252$  N). En los trabajos de Gehrke (**GEHRKE, 2015**) ( $291,4 \pm 27,8$  N) y Joo (**JOO, 2015**) ( $292,74 \pm 37,15$  N) se obtuvieron valores muy bajos para este tipo de



restauraciones implantosoportadas. Kim (**KIM, 2013**) obtuvo valores muy elevados en este tipo de restauraciones (729,2 N±35,9 N).

- En los especímenes con pilar de circonita y corona de disilicato monolítico (IPS e.max CAD®), obtuvieron resultados similares a los nuestros en los estudios de Kim (**KIM, 2009**) (480,01±172,8 N), Protopapadaki (**PROTOPAPADAKI, 2013**) (413,70±35,51 N) y Mühlemann (**MÜHLEMANN, 2014**) (581,8±128,4 N).
- Los grupos con pilar de circonita y corona de nanoresina (Lava Ultimate®) obtuvieron unos valores de resistencia a la fractura de 587,90±59,27 N. No hemos encontrado, hasta la fecha, estudios publicados que evalúen la resistencia a la fractura de pilares de circonita con coronas de este material.

En todos estos estudios, se evaluó la resistencia a la fractura de especímenes con corona y con aplicación de técnicas de envejecimiento.

Att en 2006, realizó un estudio de resistencia a la fractura de 48 coronas unitarias de circonita cementadas sobre pilares de alúmina, de titanio y de circonita. Tras superar todos los especímenes el envejecimiento en un medio oral artificial, fueron sometidos a compresión sobre la cara palatina de las coronas hasta la fractura. La media de resistencia a la fractura fue de 1251 N, 241 N y 457 N para los grupos de pilar de titanio, alúmina y circonita respectivamente. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de titanio y los otros dos y entre el grupo de alúmina con el de circonita. Si comparamos los resultados de su estudio con los del nuestro, podemos aclarar que, aunque los valores numéricos son distintos, la tendencia de los resultados es similar a la obtenida en nuestro estudio.

Kim, en 2013, realizó un estudio en el que comparaba tres tipos de pilares de circonita a los que les cementaba núcleos de Lava Zirconia. Sometía a todos los especímenes a 20.000 ciclos térmicos de entre 5-55º y tras ello realizaba un ensayo de compresión hasta la fractura. Los resultados que obtuvo fueron los siguientes: grupo AllZr (pilar de circonita de una pieza y núcleo de circonita) 503,9 N, grupo FrZr (pilar de circonita con conexión metálica a fricción y núcleo de circonita) 484,6 N y el grupo BondZr (pilar de circonita con conexión metálica adherida y núcleo de circonita) 729,2 N. Aunque el único grupo que es comparable con nuestros resultados es el último, creemos que

nuestros resultados son mucho menores debido a que la anatomía de sus coronas difería en cuanto altura con las de nuestro estudio y a la aplicación de fatiga dinámica que se aplicó en nuestra investigación. En este estudio no se cementaron coronas sobre los pilares, aunque sí se cementaron coppings; esta variable metodológica disminuye el brazo de palanca de aplicación de la fuerza lo que provoca que obtenga mejores resultados en cuanto a resistencia que los obtenidos en nuestro estudio. Además, la carga dinámica puede producir grietas de propagación en la cerámica que podrían afectar a los resultados obtenidos, reduciendo así la resistencia de los pilares de circona de manera significativa. **(KIM, 2013)**

Foong, en 2013, realizó un estudio en el que comparaba la resistencia de pilares de titanio con pilares de circona de una pieza con coronas metálicas cementadas sobre ellos. De un total de 22 especímenes, 11 eran de titanio y 11 de circona. Tras aplicar fatiga con un protocolo de carga escalonada concluyó que los pilares de circona (140 N/ 26296 ciclos) obtenían valores mas bajos de resistencia a la fractura que los pilares de titanio (270 N/ 81935 ciclos). Creemos que la diferencia de resultados entre estudios, en cuanto a la resistencia a la fractura de los pilares de titanio, se debió a la distinta metodología aplicada en cuanto al ensayo de fatiga ( escalonada vs continua) **(FOONG, 2013).**

Protopapadaki, en 2013, comparó la resistencia a la fractura de dos tipos de pilares, pilares metálicos recubiertos por cerámica a presión (525, 89 N) y pilares de circona (413,70 N), con coronas de IPS e.max Press® cementadas sobre ellos. A todos los especímenes les aplicó un test de fatiga y termociclado y tras ello un test de compresión hasta la fractura. Al igual que en nuestro estudio, el test de fatiga y termociclado no produjo alteración alguna en los especímenes y tuvieron resultados de resistencia a la fractura muy similares a los nuestros si comparamos el grupo de pilares de circona con disilicato monolítico con el grupo de pilares de circona y coronas de IPS e.max Press®. **(PROTOPAPADAKI, 2013)**

Mühlemann, en 2014, comparó varios tipos de pilares de circona con pilares de titanio con corona de IPS empress CAD. Los valores que obtuvo en los grupos comparables fueron los siguientes: Titanio-Empress CAD® 1042 N, circona de dos piezas Nobel Biocare –Empress CAD® 581, 8 N y circona de dos piezas- Empress CAD® 605,4 N. Si comparamos estos resultados con los de nuestro estudio podemos

observar que los valores de resistencia de nuestras coronas de e.max CAD® (531, 76 N) difieren muy poco con los de su estudio (**MÜHLEMANN, 2014**).

Uno de los últimos artículos publicados es el de Gehrke (**GEHRKE, 2015**). Es un estudio que prácticamente utiliza la misma metodología que utilizamos en el nuestro, con la única diferencia de la combinación de pilares y coronas. Gehrke estudia la resistencia a la fractura de pilares de circona prefabricados, individualizados de una pieza e individualizados de dos piezas a los que cementa una corona sin forma anatómica. A todos los especímenes les aplica un test de fatiga y termociclado con la misma máquina que utilizamos nosotros (CS-4) y con los mismos parámetros, exceptuando la cantidad de ciclos de carga dinámica, ya que en su caso aplican la mitad de ciclos. Tras ello realiza un test de compresión hasta la fractura y relaciona la carga con la deformación de los especímenes. El grupo de pilares de circona de dos piezas con coronas de circona sería el que podríamos comparar con nuestro grupo de pilares de circona con coronas de circona. En su estudio obtuvo 291 N de resistencia a la fractura en dicho grupo, mientras que nosotros obtuvimos casi el doble (459,53 N). Esta discrepancia podría deberse a que ellos utilizan una corona sin forma anatómica geoméricamente simplificada con un plano al que le aplican la fuerza, lo que podría hacer variar el brazo de palanca y por tanto obtenerse resultados de resistencia menores que los obtenidos en nuestra investigación.

La utilización de los parámetros de la norma ISO 14801 y especialmente el parámetro que indica la simulación de una pérdida ósea vertical de 3 mm, muestra una situación que a nivel clínico sería muy desfavorable. La pérdida ósea vertical alrededor de un implante tras su colocación puede llegar a ocurrir, pero afortunadamente, pérdidas óseas de 3 mm raramente se producen. Esta pérdida ósea simulada de 3 mm puede llegar a considerarse excesiva y debido además al tipo de implante que hemos utilizado donde la plataforma queda totalmente fuera del hueso, hace más susceptible a las restauraciones que nosotros hemos estudiado a la aparición de una fractura de manera más prematura. Por tanto, debemos tener en cuenta, que es posible que los resultados obtenidos en nuestro estudio fueran diferentes y más elevados si los implantes se hubieran embutido a nivel del cuello en lugar de haber simulado ésta pérdida ósea.

Uno de los artículos revisados, en el que se evalúan algunos grupos de estudio iguales, pero con distinta metodología es el publicado por Martínez-Rus en 2012 (**MARTÍNEZ-RUS, 2012**). Dicha investigación estudió la resistencia a la fractura de distintos tipos de coronas totalmente cerámicas cementadas sobre pilares de titanio y de circona mediante la aplicación de carga estática con una máquina universal Shimadzu AG-X. En él, analiza seis grupos de diez especímenes cada uno: Titanio-Disilicato CAD/CAM (558,5 N), Titanio- Disilicato a presión (482,2 N), Titanio YTZP (495,9 N), Circona - Disilicato CAD/CAM (392, 9 N), Circona- Disilicato a presión (363,0 N) y Circona – YTZP (340,3 N). La metodología del ensayo consistía en la aplicación de carga estática sobre el borde incisal de las coronas cementadas sobre los pilares y montadas según la norma UNE-ISO 14801: 2007 formando un ángulo de 30° sobre el eje de aplicación de la carga y con una simulación de pérdida ósea periimplantaria de 3mm. Demostraron que los pilares de titanio tenían mejor durabilidad que los de circona y que los pilares de titanio restaurados con disilicato de litio monolítico presentaban los mejores resultados en cuanto a resistencia a la fractura. En nuestro estudio también comprobamos la resistencia a la fractura de coronas de disilicato CAD/CAM aunque obtuvimos valores más elevados de resistencia a la fractura que los encontrados por Martínez-Rus, a pesar de haber aplicado técnicas de envejecimiento en nuestra investigación (fatiga dinámica y termociclado) (**MARTÍNEZ-RUS, 2012**).

El único artículo que hemos encontrado en la bibliografía, que utiliza los mismos pilares de circona que los utilizados en nuestra investigación, es el de Canullo, de 2013. Realizó un estudio en el que comparaba la resistencia a la fractura de pilares de circona con espesor mínimo a nivel de la conexión interna metálica rectos y angulados sin restauraciones. El estudio constaba de 20 especímenes, la mitad de ellos con anatomía recta y la otra mitad con anatomía angulada a 25°. Tras realizar fatiga dinámica y carga única hasta la fractura concluyó que no existían diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos, obteniendo valores inferiores a los nuestros (**CANULLO, 2013**).

### 6.3.3 DISCUSIÓN DEL TIPO DE FALLO

Resulta necesario, tras el ensayo de compresión hasta la fractura realizado nuestro trabajo, analizar el tipo de fallo ocurrido, para, de este modo, poder extraer un valor añadido a la experimentación.

La resistencia de los especímenes puede verse afectada por tres factores: la fuerza aplicada a los especímenes, la longitud del brazo de palanca hasta el punto de aplicación de la fuerza durante el ensayo y el ángulo entre el vector de la fuerza y el brazo de palanca. Los dos primeros factores se relacionan entre sí por medio de la variable momento de la fuerza o torque, que juega un papel importante en este estudio y tiene un destacado efecto en la fractura de los pilares individualizados estudiados.

A continuación discutiremos, por grupos y de modo global posteriormente, nuestros resultados, comparándolos con los encontrados en la literatura.

Los tipos de fallo registrados en el estudio fueron bastante uniformes. En el caso del grupo de pilar de titanio con corona ceramometálica (grupo PTCM), el resultado en el 100% de las muestras, fue la fractura del tornillo, lo que nos advierte de un comportamiento elasto-plástico de todo el sistema.

Al estar todo el conjunto formado por piezas metálicas, podemos pensar que todas ellas actúan simultáneamente con el mismo comportamiento. Todo el grupo absorbe la fuerza, de modo que se produce una deformación del conjunto que transmite la carga finalmente al tornillo, elemento más frágil del sistema, hecho que acaba fracturándolo.

En un estudio realizado por Sghaireen, en 2015 (**SGHAIREEN, 2015**), en el que se evaluaba la resistencia a la fractura de pilares de titanio y de circonia con coronas cementadas sobre ellos, el grupo de pilar de titanio con corona ceramometálica se vió afectado por la fractura del tornillo o su deformación. Para este autor, el tornillo de conexión entre el pilar y el implante es el elemento más frágil del complejo pilar-titanio-corona ceramometálica y, por ello, se fractura o se deforma tras aplicarle la carga compresiva. Estos resultados coinciden con los publicados por Cho, Att y Freitas (**CHO, 2002; ATT, 2006a; FREITAS, 2012**). Sin embargo, no coinciden con los resultados publicados por Att, el cual publicó la fractura de las coronas sobre pilares de titanio sin

la fractura o deformación del tornillo. Esto podría explicarse por el hecho de que en este estudio se utilizaron coronas Procera Alúmina en lugar de coronas ceramometálicas **(ATT, 2006b)**.

En el grupo de pilar de circona con corona de circona-porcelana (PCCC), la mayoría de los especímenes se fracturó por el tornillo (80%), aunque en este caso hubo también un 15% de fracturas del pilar sin fracturarse la corona y un 5% de fracturas del complejo pilar-corona.

De nuevo, la aparición de fracturas en el tornillo nos hace pensar que, al estar la corona y el pilar compuestos por el mismo material, toda la carga se concentra en la zona de la conexión entre el pilar y la corona, dando como resultado la fractura final del tornillo. Creemos que, el caso único de fractura del pilar con fractura de la corona, es un hecho aislado dentro del estudio, ya que en ninguno de los otros grupos se da esta circunstancia. Aunque el resultado estético con este tipo de restauraciones en el sector anterior puede ser óptimo, el tipo de fallo ocurrido nos hace cuestionar su uso.

Att, en 2006, realizó un estudio en el que comparó la resistencia a la fractura de pilares de titanio, alúmina y circona con coronas de Procera Zirconia. En dicho estudio, a pesar de que la metodología empleada no fue igual a la nuestra, se obtienen unos resultados muy similares: en el grupo de pilar y corona de circona la fractura predominante fue la del tornillo, seguido de la fractura del pilar y por último la fractura del complejo pilar-corona **(ATT, 2006a)**. En el trabajo realizado por Martínez-Rus, en 2012, el 100% de los especímenes formados por pilares y coronas de circona se fracturaron a través del pilar, sin fracturarse la corona o el tornillo **(MARTÍNEZ-RUS, 2012)**. Estos resultados no coinciden con los de nuestra investigación, en la cual el tipo de fractura mayoritario correspondió a la fractura del tornillo de fijación protésica. Gehrke, realizó en 2015 un estudio donde cementó coronas de circona sobre pilares del mismo material que constaban de dos piezas (conexión metálica y resto del pilar realizado en circona); en este grupo, el 100% de los especímenes se fracturó por el tornillo de fijación, dato éste que se corresponde con el obtenido en nuestro trabajo, a pesar de que no utilizó restauraciones con forma anatómica, sino muestras estandarizadas de forma cilíndrica **(GEHRKE, 2015)**.

Al evaluar la resistencia a la fractura de los especímenes del grupo de pilar de circona y corona de e.max CAD® (PCCE), observamos que el 60% de los especímenes se fracturó por el tornillo y el 40% restante por el pilar. Aunque en este tipo de combinaciones, pudiera pensarse que la corona de disilicato de litio monolítica es el componente más frágil, no ha presentado fractura en ningún espécimen del grupo.

En este grupo, de nuevo, la corona no parece jugar ningún papel de relevancia; esto se debe a que al concentrarse la carga sobre la zona de conexión entre el implante y el pilar, el tornillo es el que sufre la fractura.

Estos resultados se asemejan a los publicados por Kim, en un estudio realizado en 2009, en el que la mayoría de los especímenes con pilar de circona y coronas e.max Press® se fracturó por el pilar o el tornillo **(KIM, 2009)**. Aunque la cerámica empleada en este trabajo no es exactamente la misma que la nuestra, sí es muy similar en cuanto a su composición. En los trabajos de Martínez-Rus y Sghaireen, realizados con pilares de circona y coronas de disilicato monolítico y de IPS Empress respectivamente, por el contrario, el 100% de las muestras se fracturó por el conjunto pilar circona **(MARTÍNEZ-RUS, 2012; SGHAIREEN, 2015)**. En este último ensayo, además, la carga estática fue aplicada en ángulo de 130 grados respecto a la vertical. En nuestro ensayo, ésta incidía sobre la muestra con  $30\pm 2^\circ$ , lo cual hace difícil la comparación con los resultados del trabajo de Sghaireen. En el mismo año, Protopapadaki **(PROTOPAPADAKI, 2013)** publica unos resultados muy similares a los nuestros: de los 10 especímenes del grupo pilar de circona con corona de e.max Press®, 9 se fracturaron por el tornillo, dejando intactos tanto el pilar como la corona. El otro espécimen presentó la separación de la conexión interna metálica con el pilar de circona. Mühlemann, en 2014, obtuvo unos resultados muy heterogéneos en cuanto al tipo de fallo **(MÜHLEMANN, 2014)**: en los grupos de pilar de circona de dos piezas y coronas de IPS Empress CAD®, se observaron fracturas de las coronas y fisuras en los pilares. Estos datos difieren de los nuestros ya que en nuestro estudio no obtuvimos ninguna fractura de la corona y sí de los tornillos. Esto podría ser debido a que el material utilizado en su estudio para la confección de las coronas, IPS Empress CAD®, posee menor resistencia a la fractura que el utilizado en nuestro estudio, IPS e.max CAD®.

En el grupo en el que evaluamos la resistencia a la fractura de pilares de circonita con coronas de Lava Ultimate® (PCCL), el 70% de los especímenes se fracturó por el tornillo y el 30% restante a nivel del pilar.

Este resultado nos lleva a pensar que, debido al material del que está compuesta la corona, una cerámica híbrida (mezcla de cerámica y de resina), ésta absorbe la carga y transmite las fuerzas directamente al tornillo, lo que ocasiona un elevado porcentaje de fracturas del mismo.

En la revisión bibliográfica realizada, no hemos encontrado ningún estudio *in vitro* publicado que evalúe la resistencia a la fractura de las coronas de cerámica híbrida Lava Ultimate® cementadas sobre pilares de circonita en el sector anterior, aunque sí en el sector posterior: Bonfante, en 2015, comparó la resistencia a la fractura y el tipo de fallo de coronas de cerámica híbrida o nanocerámica cementadas sobre pilares sobre implantes. Dentro de sus conclusiones, no encontró diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura entre las coronas de nanoresina y las ceramometálicas, aunque sí en cuanto al tipo de fallo (las coronas de nanoresina obtenían fracturas cohesivas mientras que en las ceramometálicas se producían delaminados de la cerámica de recubrimiento).

Analizando de modo global todos los resultados obtenidos en nuestro ensayo, hemos encontrado un 77,4% de fracturas de los tornillos, un 21,3 % de fracturas de los pilares y un 1,3% de fracturas del pilar con la corona.

En un estudio realizado por Boggan, en 1999, en el que se evaluaba la influencia que sobre la resistencia mecánica de pilares sobre implantes tienen la altura de la conexión y el diámetro del implante, se concluye que cuanto mayores son estos dos factores, menor es la carga sobre el tornillo; con ello, se consigue no sobrepasar el módulo elástico del material del que está compuesto el mismo. Cuando atornillamos una restauración o un pilar sobre un implante, el tornillo es apretado contra ellos con un torque determinado; esta fuerza es una carga axial a lo largo del tornillo dentro de su rango de elasticidad y del 75% del rendimiento de éste. La aplicación de cargas axiales adicionales puede tener un efecto acumulativo junto con la precarga dentro de la región plástica superando así el límite elástico; cuando éste se supera, se produce



una deformación plástica y el tornillo se empieza a deformar, lo que puede provocar el aflojamiento del tornillo y el fallo de todo el sistema **(BOGGAN, 1999)**.

El diseño de la conexión pilar-tornillo va a influir en su comportamiento hasta el momento de la fractura. La zona cervical de los pilares, incluyendo la interfase del tornillo con el pilar, representa el área de mayor concentración de estrés, debido al brazo de palanca que se genera **(ATT, 2006; ARAMOUNI, 2008)**. Además, la fuerza de todo material cerámico bajo compresión en la superficie labial es aproximadamente 1,7 veces mayor que bajo tensión en la zona cervical de la superficie palatina **(RITTER, 1995)**.

En las restauraciones unitarias implantosoportadas de pilar metálico y restauración con base metálica, la complicación mecánica más frecuentemente citada es el aflojamiento del tornillo del pilar. También, se han publicado, aunque en mucho menor porcentaje, fracturas del pilar y el implante. Una revisión sistemática demostró una tasa de fractura del implante del 0,4% a los 5 años y 1,8% a los 10 años **(GOODACRE, 1999)**.

Una de las variables no estandarizada en nuestro estudio es la del tornillo, debido a que el fabricante utiliza geometrías distintas en estos componentes. En el grupo de restauraciones con pilar de titanio y corona ceramometálica el tornillo utilizado fue un tornillo de titanio de 2 mm de diámetro con geometría de espiras en toda su longitud, al que se le aplicó una precarga de 30 N, tal como indica el fabricante. En todas las muestras de este grupo el fallo ha sido la fractura del tornillo. En el resto de grupos con pilares de circonita, el tornillo utilizado tiene también un diámetro de 2 mm, con espiras solo en el ápice y un tallo liso de 1,36 mm de diámetro. Al igual que en el grupo de los pilares de titanio, el fallo mayoritario ha sido el de la fractura del tornillo, aunque no de modo exclusivo. Probablemente, esto se deba a que la conexión interna hexagonal de los pilares, tanto en los de titanio como en los de circonita, es demasiado corta: ello impide que el sistema quede inmovilizado, por lo que la transmisión de las fuerzas en estas conexiones entre superficies planas son perpendiculares a la fuerza de introducción del tornillo; esto motiva que, en el momento que se pierda la fricción, se producirá una holgura de ajuste y dará lugar a micromovimientos entre el implante y el pilar, con la posterior fractura del tornillo.

En los artículos consultados, el aflojamiento del tornillo se producía tanto en implantes con conexión externa como interna, pero la incidencia era más elevada en los primeros. La explicación de ello se encuentra en la ausencia, en este tipo de conexión, de protocolos estandarizados para el apretamiento de los tornillos con niveles de torque predeterminados (por tratarse de estudios más antiguos) y en el hecho de que los tornillos usados fueran exclusivamente de titanio. Este material no permite alcanzar precargas elevadas, por lo que posteriormente fueron sustituidos por aleaciones con tratamientos superficiales que permitieron incrementar de forma sensible la estabilidad de la unión implante-pilar (**HENRY, 1996; WANNFORS, 1999; CHO, 2004**).

Según la bibliografía consultada, (**GRACIS, 2013**) la fractura del tornillo puede deberse a varias causas como son la configuración de la conexión pilar-implante, el material del tornillo, el diseño del tornillo y la precarga de este. En nuestro estudio, ninguna de las características del sistema utilizado favorecían la aparición de unos buenos resultados: disponemos de un sistema de conexión interna sin sistema de inmovilización, un tornillo de titanio cuyo diseño no está estandarizado y no recubierto de ninguna aleación que permita incrementar la estabilidad de la unión implante-pilar y que, además, nos permitiera alcanzar precargas elevadas. A pesar de ello, obtuvimos niveles de resistencia a la fractura, de los complejos corona-pilar-implante, capaces de soportar las fuerzas fisiológicas publicadas en la zona anterior de la cavidad oral, independientemente de los materiales utilizados. Estos valores coinciden con los resultados de estudios anteriores. Debido a que la estética en el sector anterior oral es la principal preocupación tanto para los profesionales como para los pacientes, a la hora de restaurar una ausencia dentaria en el sector anterior oral, donde queremos evitar transparencias de componentes metálicos, la utilización de materiales basados en la zircona, que nos ofrecen mayores propiedades estéticas, es razonable y está aceptada por la mayoría de profesionales, aunque aporten menores cifras de resistencia a la fractura que las referidas por los pilares de titanio.

Una de las limitaciones de este estudio es la de ser un estudio *in vitro*. Sin embargo, este tipo de ensayos puede proporcionar una idea de las características del material, el uso, la función y el rendimiento durante un breve periodo de tiempo en condiciones reproducibles y estandarizadas, en especial si las muestras se termociclan

en un intento de aproximarnos al ambiente oral real. Sin embargo, el termociclado tiene el potencial de reducir la resistencia a la fractura del material a estudiar.

Otra de las limitaciones reside en que no ha sido posible reproducir, de manera similar a la que se produce a nivel oral, la forma en la que se aplica la carga; mientras que en los casos de oclusión ideal la fuerza se aplica sobre la cara palatina entre 2-3 mm por debajo del borde incisal, en nuestro estudio hemos aplicado la carga directamente sobre el borde incisal, lo que conduce a una peor situación y a la posibilidad de variar los datos de resistencia a la fractura.



7



**CONCLUSIONES**



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

1. Al analizar los valores medios de fractura observamos que:
  - a. Los grupos que mejores resultados de resistencia a la compresión obtuvieron, fueron el grupo PCCL (pilar de circonita con corona de cerámica híbrida), el grupo PTCM (pilar de titanio con corona ceramometálica) y el grupo PCCE (pilar de circonita con corona de disilicato de litio), no existiendo diferencias estadísticamente significativas entre ellos.
  - b. El grupo formado por pilares de circonita y coronas de circonita-porcelana (PCCC) fue el que menores resultados de resistencia a la compresión obtuvo, siendo estadísticamente significativo con respecto al resto de los grupos.

## CONCLUSIONES

2. Al analizar el tipo de fractura producido en el ensayo de carga estática observamos que:

- a. En las restauraciones de pilar de titanio con corona ceramometálica el tipo de fallo más frecuente fue el de la fractura del tornillo (100%).
- b. En las restauraciones de pilar de circona con corona de circona- porcelana el tipo de fallo más frecuente fue la fractura del tornillo (80%), seguido de la fractura del pilar sin la fractura de la corona (15%) y de la fractura del pilar con la fractura de la corona (5%).
- c. En las restauraciones de pilar de circona con corona de disilicato de litio monolítico, el tipo de fallo más frecuente fue el de la fractura del tornillo (60%) seguido de la fractura del pilar sin fractura de la corona (40%).
- d. En las restauraciones de pilar de circona con corona de cerámica híbrida, el tipo de fallo más frecuente fue el de la fractura del tornillo (70%) seguido de la fractura del pilar sin fractura de la corona (30%).



8



**BIBLIOGRAFÍA**



## A

- Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *Journal of Clin Periodontol* 1998;25(9):721-7.
- Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont* 2009;18(1):17-22.
- Addison O, Fleming GJ, Marquis PM. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dent Mater* 2003;19(4):291-7.
- Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P, Jemt T. Long-term follow-up of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Maxillofac Implants* 1990;5(4):347-59.
- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10(6):387-416.
- Adell R. Clinical results of osseointegrated implants supporting fixed prostheses in edentulous jaws. *J Prosthet Dent* 1983;50(2):251-4.
- Agerberg G, Carlsson GE. Chewing ability in relation to dental and general health.

- Acta Odontol Scand 1981;39(3):147-53.
- 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 2011a;2:105-12.
  - Agustín-Panadero R, Fons-Font A, Román-Rodríguez JL, Granell-Ruiz M, Labaig C. Behavior of porcelain-veneered zirconium oxide restorations after static load. J Dent Res 2011b;90(Spec Iss B):IADR abstr 291.
  - Agustín-Panadero R, Serra-Pastor A, Roig-Vanaclocha A, Román-Rodríguez JL, Fons-Font A. Mechanical behavior of provisional implant prosthetic abutments. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2015;20:94-102.
  - 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 Protoprotesis y Oclusión), Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia.
  - Al-Omari WM, Shadid R, Abu-Naba'a L, El Masoud B. Porcelain fracture resistance of screw-retained, cemented-retained, and screw-cemented-retained implant-supported metal ceramic posterior crowns. J Prosthodont 2010;19(4):263-73.
  - Albers H. Odontología estética. Selección y colocación de materiales. Barcelona: Labor 1988.
  - Albosefi A, Finkelman M, Zandparsa R. An in vitro comparison of fracture load of zirconia custom abutments with internal connection and different angulations and thickness: part I. J Prosthodont 2014;23(4):296-301.
  - Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson A. The long term efficacy of currently used implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants 1986;1(1):11-25.
  - Alqahtani F, Flinton R. Postfatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. J Prosthet Dent 2014;112(2):299-305.
  - 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.
  - Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. Ceramic implant abutments for short-span FDPs: a prospective 5-year multicenter study. Int J Prosthodont

- 2003;16(6):640-6.
- Andersson B, Ödman P, Lindvall A, Bränemark P. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont* 1998;11(3):212-218.
  - Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Lithner B. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(6):702-11.
  - Andersson B, Taylor A, Lang BR, Scheller H, Schärer P, Sorensen JA, Tarnow D. Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1- to 3-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 2001;14(5):432-8.
  - Andersson M, Razzoog ME, Oden A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 1998;29(5):285-96.
  - Anglada JM, Salsench J, Noguerras J, Samsó J. Análisis de la composición de algunas cerámicas dentales. *Arch Odontol* 1992;8:221-4.
  - Anusavice KJ. *Phillip's science of dental materials*. 11th ed. Saunders; 2003. P. 769-770.
  - Apicella D, Veltri M, Balleri P, Apicella A, Ferrari M. Influence of abutment material on the fracture strength and failure modes of abutment-fixture assemblies when loaded in a bio-faithful simulation. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(2):182-88.
  - 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(7):41-8.
  - Astrand P, Ahlqvist J, Gunne J, Nilson H. Implant treatment of patients with edentulous jaws: a 20 year follow up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008;10(4):207-17.
  - Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant abutment connections. *J Prosthet Dent* 2011;106(4):266-71.
  - Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2006;33(5):380-6.

## BIBLIOGRAFÍA

- Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006;95(2):111-6.
- Att W, Yajima ND, Wolkewitz M, Witkowski S, Strub JR. Influence of preparation and wall thickness on the resistance to fracture of zirconia implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14(Suppl 1):196-203.
- Attia A, Kern M. Influence of cycling loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):551-6.
- Atwood D. Post extraction changes in the adult mandible as illustrated by micro radiographs of midsagittal sections and serial cephalometric roentgenograms. *J Prosthet Dent* 1963;13:810-824.
- Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 2015;111(4):587-93.

## B

- 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(1):6-12.
- Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995;74(1):51-5.
- Bergler M, Holst S, Blatz MB, Eitner S, Wichmann M. CAD/CAM and telescopic technology: design options for implant-supported overdentures. *Eur J Esthet Dent* 2008;3(1):66-88.
- Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002;29(s3):197-212.
- Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(5):781-9.
- Bidra AS, Rungruanganunt P. Clinical Outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. *J Esthet Restor Dent* 2013;25(3):159-76.

- Bieniek K, Spiekermann H. Sistemas de coronas y puentes totalmente cerámicos innovadores: una evaluación crítica (I). *Quintessenz* 1993;44:529-42.
- Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995;8(2):162-78.
- Binon PP. The effect of implant abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9(2):149-60.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):268-74.
- Boerrigter E, Geertman M, Van Oort R, Bouma J, Raghoobar G, van Waas M, et al. Patient satisfaction with implant-retained mandibular overdentures. A comparison with new complete dentures not retained by implants--a multicentre randomized clinical trial. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1995;33(5):282-288.
- Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez M. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):436-40.
- Bonfante EA, Suzuki M, Lorenzoni FC, Sena LA, Hirata R, Bonfante G, Coelho PG. Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. *Dent Mater* 2015;31(8):168-177.
- Brånemark P, Hansson B, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
- Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry.* Quintessence Publishing Co. 1985. 1st edition: 11-76.
- Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(6):631-7.
- Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent* 2003;15(1):10-23.
- Brukl C, Ocampo R. Compressive strengths of a new foil and porcelain-fused-to-metal crowns. *J Prosthet Dent* 1987;57(4):404-10.

- Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. Clin Mater 1992;10(3):153-201.
- Bunek SS, Swift EJ. Contemporary ceramics and cements. J Esthet Restor Dent 2014; 26(5): 297-301.
- Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. J Oral Rehabil 2005;32(11):838-43.

## C

- Canullo L, Coelho PG, Bonfante EA. Mechanical testing of thin-walled zirconia abutments. J Appl Oral Sci 2013;21(1):20-4.
- Canullo L. Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. Int J Prosthodont 2007; 20: 489-493.
- Carano A, Velo S. Clinical applications of the miniscrew anchorage system. J Clin Orthod 2005;39(1):9-24.
- Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9(1):90-4.
- Casas Terrón, J (2015). *Análisis del comportamiento de las restauraciones de zircona monolítica en comparación con las de metal-cerámica y las de zircona-porcelana*. Tesis doctoral. Valencia. Departamento de Estomatología (Unidad de Prostodoncia y Oclusión), Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia.
- Cerasmart: shock absorbing hybrid ceramic CAD/CAM restorative block. Frequently Asked Questions. GC Corporation, Tokio, Japón;2014.
- Chai J, Chu FC, Chow TW, Liang BM. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. Int J Prosthodont 2007;20(6):587-95.
- Chapman JL, Bulot DA, Sadan A. Flexural Strength of high strength ceramics after sandblasting. J Dent Res 2005;84(Spec Iss A):1757.
- Chen YY, Chen WP, Chang HH, Huang SH, Lin CP. A novel dental implant abutment with micro-motion capability--development and biomechanical evaluations. Dent Mater 2014;30(2):131-7.



- Chen ZF, Nang PH, Wang Y, Luo ZB. Clinical evaluation of ceramic implant abutments in anterior restorations. *Ann R Australas Coll Dent Surg* 2008;19:67-70.
- Cheung GS, Dimmer A, Mellor R, Gale M. A clinical evaluation of conventional bridgework. *J Oral Rehabil* 1990;17(2):131-6.
- Chiche F, Missika P. Reposición de dientes unitarios. Parte 1: Prótesis para diente unitario implantosoportada en la zona de los dientes laterales. *Quintessence (ed esp)* 2003;16(1):28-33.
- Chiche F, Missika P. Tratamiento de los espacios edéntulos. Segunda parte: Coronas unitarias implantosoportadas en el sector anterior. *Quintessence (ed esp)* 2003;16(2):105-12.
- Chiche G, Kokich V, Caudill R. Diagnosis and treatment planning of esthetic problems. En: Chiche G, Pinault A (eds.). *Esthetics of Anterior Fixed Prosthodontics*. Chicago: Quintessence 1994:33-52.
- Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee JJ, Lee JW. A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2002;1:9-13.
- Cho L, Song H, Koak J, Heo S. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *J Prosthet Dent* 2002; 88(4):388-95.
- Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. *Impl Dent* 2004;13(3):245-50.
- Choi BK, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont* 2009;1(3):129-35.
- Chun HJ, Yeo IS, Lee JH, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Han JS, Lee SJ. Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium inserts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30(2):346-50.
- Clelland NL, Seidt JD, Daroz L, McGlumphy EA. Comparison of strains for splinted and nonsplinted implant prostheses using three dimensional image correlation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25(5):953-9.
- Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 2013;29(4):419-26.

- Cosyn J, Sabzevar MM, De Bruyn H. Predictors of inter-proximal and midfacial recession following single implant treatment in the anterior maxilla: A multivariate analysis. *J Clin Periodontol* 2012;39(9):895–903.
- Covey DA, Kent DK, St Germain HA Jr, Koka S. Effect of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83(3):344-8.
- CRA Newsletter. Zirconia supported ceramic fixed prosthesis. Noviembre 2004;28:2-4.
- Creugers N, Kayser H, Van't Hof M. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol* 1994;22(6):448-52.

## D

- Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli 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(1):73-80.
- Degidi M, Nardi D, Piattelli A. Immediate versus one-stage restoration of small-diameter implants for a single missing maxillary lateral incisor: A 3-year randomized clinical trial. *J Periodontol* 2009;80(9):1393-8.
- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24 (3):299-307.
- Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade Yttria-Stabilised Zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;72(2):239-45.
- Dhingra A, Weiner S, Luke AC, Ricci JL. Analysis of dimensional changes in the screw and the surface topography at the interface of a titanium screw and a zirconia abutment under cyclic loading: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(3):661-9.
- do Nascimento C, Pedrazzi V, Miani PK, Moreira LD, de Albuquerque RF Jr. Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant-

- abutment interface. *Clin Oral Impl Res* 2009;20(12):1394-7.
- Döring K, Eisenmann E, Stiller M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant crowns: 8 years of clinical performance. *J Oral Implantol* 2004;30(3):198-209.
  - Duarte S, Sartori N, Cascione D, Phark JH. Ceramic-Reinforced Polymers: overview of CAD/CAM hybrid restorative materials. *QDT* 2014;32-48.
  - Dumfahrt H. Desarrollo y aplicación clínica de carillas de cerámica. Doce años de experiencia. *Quintessenz* 2000;51:357-67.
  - Dumfahrt H, Schäffer H. Veneers laminados de porcelana. Evaluación retrospectiva después de 1-10 años de servicio: Segunda parte- Resultados clínicos. *Int J Prosthodont* 2000;13:9-18.

## E

- Ekfeldt A, Fürst B, Carlsson GE. Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a retrospective and clinical follow-up study. *Clin Oral Impl Res* 2011;22(11):1308-14.
- Ekfeldt A, Øilo G. Occlusal contact wear of prosthodontic materials. An in vivo study. *Acta Odontol Scand* 1988;46(3):159-69.
- El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent* 2015 40(2):201-10.

## F

- Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004;31(1):18-22.
- Ferreiroa A, Peñarrocha-Diago M, Pradés G, Solá-Ruíz MF, Agustín-Panadero R. Cemented and screw-retained implant-supported single-tooth restorations in the molar mandibular región: a retrospective comparison study after an observation period of 1 to 4 years. *J Clin Exp Dent* 2015;7(1):89-94.
- Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution fo external and internal

- implant abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;15(8):625-32.
- Fons A, Solá MF, Granell M, Oteiza B. Cofias internas para jackets diseñadas y maquinadas por ordenador: sistema AllCeram. *Rev Int Prótesis Estomatolog* 2002;4(1):48-55.
  - Fons A, Solá MF, Martínez A, Casas J: Clasificación actual de las cerámicas dentales. *RCOE* 2001;6(6):645-56.
  - Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2013;109(5):304-12.
  - Freitas AC Jr, Bonfante EA, Martins LM, Silva NR, Marotta L, Coelho PG. Reliability and failure modes of anterior single-unit implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(9):1005-11.
  - Freitas AC, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NR, Marotta L, Coelho PG. Effect of implant connection and restoration design (screwed vs cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. *Eur J Oral Sci* 2011;119(4):323-30.

## G

- Gallucci GO, Grütter L, Nedir R, Bischof M, Belser UC. Esthetic outcomes with porcelain-fused-to-ceramic and all-ceramic single- implant crowns: A randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(1):62-9.
- Gallucci GO, Grütter L, Chuang SK, Belser UC. Dimensional changes of peri-implant soft tissue over 2 years with single-implant crowns in the anterior maxilla. *J Clin Periodontol* 2011;38(3):293-9.
- Gapski R, Neugeboren N, Pomeranz AZ, Reissner MW. Endosseous implant failure by crowns cementation: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23(5):943-6.
- Garvie RG, Nicholson PS. Structure and thermomechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO–ZrO<sub>2</sub> system. *J Am Ceram Soc* 1972;55(3):152-7.
- Gazzotti PD, Endruhn A. *La rehabilitación implanto-protésica*. 1a ed. Buenos Aires: Providence 2008.

- Geertman ME, van Waas MA, van't Hof MA, Kalk W. Denture satisfaction in a comparative study of implant-retained mandibular overdentures: a randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(2):194-20.
- Gehrke P, Johannson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30(3):546-54.
- Gehrke, P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Dwdigi M, Piatelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cycling loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006;37(1):19-26.
- Gemalmaz D, Kürker D. In vivo and in vitro evaluation of marginal fit of class II ceromer inlays. *J Oral Rehabil* 2006;33(6):436-42.
- Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137 Suppl:14S-21S.
- Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer SSchibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;17(3):285-90.
- Glauser R, Zembic A, Ruhstaller P, Windisch S. Five-year results of implants with an oxidized surface placed predominantly in soft quality bone and subjected to immediate occlusal loading. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S59-68.
- Gomes AL, Montero J. Zirconia implant abutments: a review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011; 16(1): e50-5.
- Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003;90(1):31-41.
- Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90(2):121-32.
- Goodacre CJ, Kan Jy, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81(5):537-552.
- Gracis S. Prosthetic and biomechanical factors affecting bone remodelling around implants. *Eur J Esthet Dent* 2013;8(2):314-33.
- Green D. J., Hannink, R. H. J. y Swain, M. V., "Transformation of ceramics", CRC Press Inc., Florida, (1989).

- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004;20(5):441-8.
- Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14(5):663-45.

## H

- Haster P. Tecnología de la cerámica. *Revista Española de Estomatología* 1991;1:387-94.
- Hebel KS, Gajjar RC. Cemented-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthetic Dent.* 1997;77(1):28-35.
- Heckmann SM, Linke JJ, Graef F, Foitzik Ch, Wichmann MG, Weber HP. Stress and inflammation as a detrimental combination for peri-implant bone loss. *J Dent Res* 2006;85(8):711-6.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):4-9.
- Helkimo E, Ingervall B. Bite force and functional state of the masticatory system in young men. *Swed Dent J* 1978;2(5):167-75.
- Hellsing G. On the regulation of interincisor bite force in man. *J Oral Rehabil* 1980. 7(5):403-11.
- Hemmings K, Schmitt A, Zarb G. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in edentulous mandible: a 5-years report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(2):191-6.
- Henriksson K, Jemt T. Evaluation of custom-made procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study. *Int J Prosthodont* 2003;16(6):626-30.
- Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5 year-multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(4):450-55.

- Holm C, Tidehag P, Tillberg A. Longevity and quality of FPDs: a retrospective study of restorations 30, 20 and 10 years after insertion. *Int J Prosthodont* 2003;16(3): 283-9.
- Horn HR. A new lamination: porcelain bonded to enamel. *N Y State Dent J* 1983;49(6):401-3.
- Hosseini M, Worsaae N, Schiodt M, Gotfredsen K. A 1-year randomised controlled trial comparing zirconia versus metal-ceramic implant supported single-tooth restorations. *Eur J Oral Implantol* 2011;4(4):347-61.
- Hosseini M, Worsaae N, Schiødt M, Gotfredsen K. A 3-year prospective study of implant-supported, single-tooth restorations of all-ceramic and metal-ceramic materials in patients with tooth agenesis. *Clin Oral Impl Res* 2013;24(10):1078-87.
- Hsu YT, Fu JH, Al-Hezaimi K, Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27 (4):894-904.

## I

- Ilijima T, Homma S, Sekine H, Sasaki H, Yajima Y, Yoshinari M. Influence of surface treatment of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal with hot isostatic pressing on cyclic fatigue strength. *Dent Mater J* 2013;32(2):274-80.
- International Organization for Standardization. International Standard ISO 14801- Dentistry- Implants- Dynamic- Fatigue Test for endosseous Dental Implants. Geneva, Switzerland: International Organization for standardization, 2007.

## J

- Jemt T, Laney WR, Harris D. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(1):29-36.
- Jemt T, Lekholm U, Gröndahl K. 3-year followup study of early single implant

- restorations ad modum Brånemark. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1990;10(5):340-349.
- Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(3):270-6.
  - Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. *J Prosthet Dent* 1986;55(2):243-7.
  - Jiménez-Melendo M, Llena-Blasco O, Bruguera A, Llena-Blasco J, Yáñez-Vico RM, García-Calderón M, Vaquero-Aguilar C, Velázquez-Cayón R, Gutiérrez-Pérez JL, Torres-Lagares D. Mechanical behavior of single-layer ceramized zirconia abutments for dental implant prosthetic rehabilitation. *J Clin Exp Dent* 2014;6(5): 485-90.
  - Joo HS, Yang HS, Park SW, Kim HS, Yun KD, Ji MK, Lim HP. Influence of preparation depths on the fracture load of customized zirconia abutments with titanium insert. *J Adv Prosthodont* 2015;7(3):183-90.
  - Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(3):353-9.
  - Jung YG, Peterson IM, Kim DK, Lawn BR. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J Dent Res* 2000;79(2):722-31.
  - Jung RE, Sailer I, Hämmerle CH, Attin T, Schmidlin P. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007;27(3):251-7.
  - Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hämmerle CH. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008;28(4):357-65.
  - Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(2):119-30.



- Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(6):2-21.

## K

- Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(3):367-78.
- Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008; 24 (3):289-98.
- Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81(6):652-61.
- Kent DK, Koka S, Froeschle ML. Retention of cemented implant-supported restorations. *J Prosthodont* 1997;6(3):193-6.
- Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88(6):604-10.
- Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross sectional study. *Acta Odontol Scand* 1993;51(5):323-31.
- Kim JH, Lee SJ, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dent* 2013; 22(1):66-70.
- Kim JH, Park JH, Park YB, Moon HS. Fracture load zirconia crowns according to the thickness and marginal design of coping. *J Prosthet Dent* 2012;108(2):96-101.
- Kim JS, Raigrodski A, Flinn BD, Rubenstein JE, Chung KH, Mancl LA. In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *J Prosthet Dent* 2013;109(4):255-63.
- Kim KS, Lim YS, Kim MJ, Kwon HB, Yang JH, Lee JB, Yim SH. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied

- tightening torque in external and internal implant abutment connection. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(8):834-9.
- Kim S, Kim HI, Brewer JD, Monaco EA. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent* 2009;101(4):226-30.
  - Kline R, Hoar JE, Beck GH, Hazen R, Resnik R, Crawford EA. A prospective multicenter clinical investigation of a bone quality based dental system. *Implant Dent* 2002;11(3):224-34.
  - Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(5):970-5.
  - Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO<sub>2</sub>-Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> solid electrolyte after aging. *Solid State Ionics* 1981;3-4:489-93.
  - Kohal RJ, Finke HC, Klaus G. Stability of prototype two-piece zirconia and titanium implants after artificial aging: an in vitro pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11(4):323-9.
  - Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Influence of cycling fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomater* 2008;4(5):1440-7.
  - Kohorst P, Borchers L, Stempel J, Stiesch M, Hassel T, Bach FW. Low temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomater* 2012;8(3):1213-20.
  - Koivumaa KK, Hedegard B, Carlsson GE: Studies in partial denture prostheses: I. An investigation of dentogingivally-supported partial dentures, *Suom Hammaslaak Toim* 1960; 56:248-306.
  - Kokich VG, Nappen DL, Shapiro PA. Gingival contour and clinical crown length: their effects on the esthetic appearance of maxillary anterior teeth. *Am J Orthod* 1984;86(2):89-94.
  - Koller M, Arnetzl GV, Holly L, Arnetzl G. Lava Ultimate resin nanoceramic for CAD/CAM : customization case study. *Int J Comput Dent* 2012;15(2):159-64.
  - Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci* 2010;52(4):531-9.

- Koo KT, Lee EJ, Kim JY, Seol YJ, Han JS, Kim TI, Lee YM, Ku Y, Wikesjö UM, Rhyu IC. The effect of internal versus external abutment connection modes on crestal bone changes around dental implants: a radiographic analysis. *J Periodontol* 2012;83(9):1104-9.
- Korsch M, Obst U, Walther W. Cement-associated peri-implantitis: a retrospective clinical observational study of fixed implant-supported restorations using a methacrylate cement. *Clin Oral Implants Res* 2014;25(7):797-802.
- Koutayas SO, Mitsias M, Wolfart S, Kern M. Influence of preparation mode and depth on the fracture strength of zirconia ceramic abutments restored with lithium disilicate crowns. *Int J Maxillofac Implants* 2012;27(4):839-48.
- Krejci I, Mueller E, Lutz F. Effects of the thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. *J Rest Dent* 1994;73(6):1228-32.
- Ku CW, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent* 2002;88(2):170-5.
- Kurbad A, Kurbad S. A new, hybrid material for minimally invasive restorations in clinical use. *Int J Comput Dent* 2013;16(1):69-79.
- Kurbad A, Reichel C. Restauraciones CAD/CAM de cerámica de óxido de zirconio sin metal. *Quintessence (ed.esp)*2006;19:458-69.

## L

- Land CH. Porcelain dental art. *Dent Cosmos* 1903;45:437-4.
- Lang LA, May KB, Wang RF. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. *J Prosthet Dent* 1999;81(4):411-7.
- Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa M, Finger WJ, Arksornnukit M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Mater J* 2014;33(5):705-10.
- Lauvahutanon S, Takahashi H, Oki M, Arksornnukit M, Kanehira M, Finger WJ. In vitro evaluation of the wear resistance of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Mater J* 2015;34(4):495-502.

- Lava Ultimate CAD/CAM restorative technical product profile. St Paul (MN): 3M Espe Dental Products; 2011.
- Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, van Steenberghe D. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(5):639-45.
- Lekholm U, Gröndahl K, Jemt T. Outcome of oral implant treatment in partially edentulous jaws followed 20 years in clinical function. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006;8 (4):178-86.
- Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(3):505-12.
- Levene, Howard (1960). Ingram Olkin, Harold Hotelling, et alia, ed. *Contributions to Probability and Statistics: Essays in Honor of Harold Hotelling*. Stanford University Press. pp. 278-292.
- Lewis S, Avera S, Engleman M, Beumer J 3rd. The restoration of improperly inclined osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(2):147-52.
- Lewis S, Beumer J 3erd, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3(3):183-9.
- Lima EM, Silva WJ, Moura JS, Faot F, Del Bel Cury AA. Evaluation of surface characteristics of Ti-6Al-4V and Tilite alloys used for implant abutments. *Braz Oral Res* 2006;20(4):307-11.
- Lindhe J, Berglundh T. The interface between the mucosa and the implant. *Periodontol 2000* 1998;17:47-54.
- Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23(3):449-56.
- Linkevicius T, Apse P, Grybauskas S, Puisys A. Influence of the thin mucosal tissues on crestal bone stability around implants with platform switching: a 1 year pilot study. *J Oral Maxillofac Surg* 2010;68(9):2272-7.
- Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Apse P. Does residual cement around implant-supported restorations cause periimplant disease? A retrospective case analysis. *Clin Oral Implant Res* 2013;24(11):1179-84.

- López MV, Martínez MA, Mañes JF, Amigó V, Bouazza K. Bond strength evaluation of the veneering core ceramics bonds. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010;15(6):919-23.
- 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.
- Lops D, Bressan E, Chiapasco M, Rossi A, Romeo E. Zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implant prostheses after 5 years of function in posterior regions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(1):281-7.
- Luo XP, Silikas N, Allaf M, Wilson NHF, Watts DC. AFM and SEM study of the effects of etching on IPS-Empress 2 dental ceramic. *Surface Science* 2001;491(3):388-94.

## M

- Magne P, Belser U. Bonded Porcelain Restorations in the anterior dentition. Chicago: Quintessence 2002:57-98.
- Magne P, Cravalho AO, Bruzi G, Giannini M. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent* 2015;114(4):574-9.
- Magne P, Gallucci GO, Belser UC. Anatomic crown width/length ratios of unworn and worn maxillary teeth in white subjects. *J Prosthet Dent* 2003;89(5):453-61.
- Magne P, Kwon KR, Besler C, Hodges JS, Douglas WH. Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operatory evaluation. *J Prosthet Dent* 1999;81(3):327-34.
- Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35(11):819-26.
- Marchack CB. A custom titanium abutment for the anterior single-tooth implant. *J Prosthet Dent* 1996;76(3):288-91.
- Marcus SE, Drury TF, Brown LJ, Zion GR. Tooth retention and tooth loss in the permanent dentition of adults : United States, 1988-1991. *J Dent Res* 1996;75 Spec

- No:684-95.
- Martin WC, Pollini A, Morton D. The influence of restorative procedures on esthetic outcomes in Implant Dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29(suppl):142-54.
  - Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four diferernt screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001;86(1):24-32.
  - Martínez-Rus F, Ferreiroa A, Özcan M, Bartolomé JF, Pradíes G. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implants abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(6):1448-55.
  - McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998;42(1):71-89.
  - Menchero-Cantalejo E, Barona-Dorado C, Cantero-Álvarez M, Fernández-Cáliz F, Martínez-González JM. Meta-analysis on the survival or short implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011;16(4):546-51.
  - Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont* 2007;20(6):623-5.
  - Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):519-26.
  - Michalakakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cemented-retained vs screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(5):719-28.
  - Misch CE, D'Alessio R, Misch-Dietsh F. Maxillary partial anodontia and implant dentistry-maxillary anterior partial anodontia in 255 adolescent patients: a 15 year retrospective study of 276 implant site replacement. *Oral Health* 2005; 95:45-57.
  - Misch CE. *Implantología contemporánea (3ªed)*. Barcelona: Mosby-Elsevier 2009.
  - Mitsias M, Koutayas SO, Wolfart S, Kern M. Influence zirconia abutment preparation on the fracture strength of single implant lithium disilicate crowns after chewing simulation. *Clini Oral Implants Res* 2014;25(6):675-82.

- Mitsias ME, Silva NR, Pines M, Stappert C, Thompson VP. Reliability and fatigue damage modes of zirconia and titanium abutments. *Int J Prosthodont* 2010;23(1):56-9.
- Morig G. Aesthetic all-ceramic restorations: a philosophic and clinical review. *Prac Periodontics Aesthet Dent* 1996;8(8):741-9.
- Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;20:113-25.
- Mühlemann S, Truninger TC, Stawarczyk B, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging. *Clin Oral Implants Res* 2014;25(1):74-81.

## N

- Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010;23(4):299-309.
- Nakamura T, Saito O, Fuyikawa J, Ishigaki S. Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the color of heat-pressed ceramic crowns. *J Oral Rehabil* 2002;29(9):805-9.
- Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls, JI. Load fatigue performance of Implant-ceramic abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(4):636-46.
- Nikellis I, Levi A, Nicolopoulos C. Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patient treatments with up to 2-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(1):116-23.
- Nissan J, Ghelfan O, Gross M, Chaushu G. Analysis of load transfer and stress distribution by splinted and unsplinted implant-supported fixed cemented restorations. *J Oral Rehab* 2010;37(9):658-62.
- Nogueira LB, Moura CB, Francischone CE, Valente VS, Alencar SM, Moura WL, Soares Martins GA. Fracture strength of implant-supported ceramic crowns with

- customized zirconia abutments: screw retained vs cement retained. *J Prosthodont* 2015; 5 (Epub ahead of print).
- Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;8(4):290-8.
  - Nothdurft F, Pospiech P. Prefabricated zirconium dioxide implant abutments for single-tooth replacement in the posterior región: evaluation of peri-implant tissues and superstructures after 12 months of function. *Clin Oral Impl Res* 2010;21(8):857-65.
  - Nothdurft FP, Doppler KE, Erdelt KJ, Knauber AW, Pospiech PR. Influence of artificial aging on the load-bearing capability of straight or angulated zirconia abutments in implant/tooth-supported fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25(5):991-8.
  - Nothdurft FP, Doppler KE, Erdelt KJ, Knauber AW, Pospiech PR. Fracture behavior of straight or angulated zirconia implant abutments supporting anterior single crowns. *Clin Oral Investig* 2011;15(2):157-63.

## O

- Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Magne P. Fatigue resistance and failure mode of adhesively restored custom implant zirconia abutments. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(12):1360-8.
- Oh TJ, Shotwell JL, Billy EJ, Wang HL. Effect of flapless implant surgery on soft tissue profile: A randomized controlled clinical trial. *J Periodontol* 2006;77(5):874-82.
- Osborn JW, Mao J. A thin bite-force transducer with three-dimensional capabilities reveals a consistent change in bite-force direction during human jaw-muscle endurance tests. *Arch Oral Biol* 1993;38(2):139-44.
- Otorp A, Jemt T, Wennerberg A, Berggren C, Brycke M. Screw preloads and measurements of surface roughness in screw joints: an in vitro study on implant frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(3):141-9.



- Özkurt Z, Kazazoglu E, Ünal A. In vitro evaluation of shear bond strength of veneering ceramics to zirconia. *Dent Mater* 2010;29(2):138-46.

## P

- Palmqvist S, Swartz B. Artificial crowns and fixed partial dentures 18 to 23 years after placement. *Int J Prosthodont* 1993;6(3):279-85.
- Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Archs Oral Biol* 1997;42(1):11-7.
- Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont* 2010;19(6):458-64.
- Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res* 2007;18(5):569-74.
- Passos SP, Linke B, Larjava H, French D. Performance of zirconia abutments for implant-supported single-tooth crowns in esthetic areas: a retrospective study up to 12-year follow-up. *Clin Oral Impl Res* 2014;00:1-8.
- Petersen P, Yamamoto T. Improving the oral health of older people: the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dent Oral Epidemiol* 2005;33 (2):81-92.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial, a review. *Biomaterials* 1999;20(1):1-25.
- Pietrokovski J. The bony residual ridge in man. *J Prosthet Dent* 1975;34(4):456-62.
- Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater* 2007;23(8):1018-29.
- Pjetursson BE, Karoussis I, Bärgin W, Brägger U, Lang NP. Patient's satisfaction following implant therapy. A 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2005;16(2):185-93.
- 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.

- Powers JM, Sakaguchi RL. Mechanical properties. Craig's restorative dental materials. 2012. 13th ed. St Louis: Mosby.
- Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. J Esthet Dent 1993;5(1):29-36.
- Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part II. J Esthet Dent 1993;5(1):63-8.
- Priest GF. Failure rates of restorations for single tooth replacement. Int J Prosthodont 1996;9(1):38-45.
- Pröbster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 1992;5(5):409-14.
- Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico (II). Quintessence Int 1997;48;1069-85.
- Protopapadaki M, Monaco EA Jr, Kim HI, Davis EL. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. J Prosthet Dent 2013;110(5):389-96.

## R

- 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.
- Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent 2004;92(6):557-62.
- Raigrodski AJ. Materials for all-ceramic restorations. J Esthet Rest Dent 2006; 18(3):117-18.
- Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10(3):326-34.
- Rasperini G, Maglione M, Cocconecelli PS, Simion M. In vivo early plaque

- formation on pure titanium and ceramic abutments: a comparative microbiological and SEM analysis. *Clin Oral Implants Res* 1998;9(6):357-64.
- Rekow ED, Silva NR, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res* 2011;90(8): 937-52.
  - 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(6):793-8.
  - Rinke S, Lattke A, Eickhold P, Kramer K, Ziebolz D. Practice-based clinical evaluation of zirconia abutments for anterior single-tooth restorations. *J Oral Rehabil* 2015;46(1):19-28.
  - Ritter JE. Critique of test methods for lifetime predictions. *Dent Mater* 1995;11(2): 147-51.
  - Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod* 1989; 59(4):247-56.
  - 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;15(1):95-100.
  - Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. Long-term survival and success of oral implants in the treatment of full and partial arches: a 7-year prospective study with the ITI dental implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(2):247-59.
  - Romeo M, Del Río J. ¿Tallar o implantar? La restauración del espacio edéntulo intercalar. *Rev Int Prot Estomatol* 2005;7(2):170-179.
  - Rosentritt, M, Hagemann A, Hahnel S, Behr M, Preis V. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *J Dent* 2014;42(8):1019-26.
  - Rufenacht C. Morphopsycology. In: Rufenacht CT (ed.) *Fundamentals of Esthetics*. Quintessence 1990:33-58.

## S

- Saadoun AP, LeGall M. Implant positioning for periodontal, functional, and aesthetic results. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1992;4(7):43-54.
- Saadoun AP, Sullivan DY, Krischek M, Legall M. Single tooth implant: management for succes. *Pract Periodontocs Aesthet Dent* 1994;6(3):73-80.
- Saadoun AP. The key to periimplant esthetics: hard and soft tissue management. *Dent Implantol Update* 1997;8(6):41-6.
- Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001;10(2):85-92.
- Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjeturson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(4):4-31.
- Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2009;24(5):850-8.
- Sailer I, Zembic A, Jung RE, Siegenthaler D, Holderegger C, Hämmerle CHF. Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Impl Res* 2009;20(3);219-25.
- Salama H, Salama MA, Garber D, Adar P. The interproximal height of bone: a guidepost to predictable aesthetic strategies and soft tissue contours in anterior tooth replacement. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1998;10(9):1131-41.
- Santing HJ, Meijer HJ, Raghoobar GM, Özcan M. Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: a comparison of composite resin crowns fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14(6):882-889.
- Santing HJ, Raghoobar GM, Vissink A, den Hartog L, Meijer HJ. Performance of the Straumann Bone Level Implant system for anterior single-tooth replacements in augmented and nonaugmented sites: A prospective cohort study with 60 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res* 2013;24(8):941-8.

- Santosa RE. Provisional restoration options in implant dentistry. *Aust Dent J* 2007;52(3):234-42.
- Scarano A, Piatelli M, Caputti S, Favero GA, Pattelli A. Baterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004;75(2):292-6.
- 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.
- Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent* 2011;105(4):217-26.
- Schröder S, Spiegel M. Vollkeramische Systeme. Diplomarbeit. Fachhochschule Osnabrück. 2005.
- Seetoh YL, Tan KB, Chua EK, Queck HC, Nicholls JI. Load fatigue performance of conical implant abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(4):797-806.
- Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995;8(3):239-46.
- Sghaireen MG. Fracture resistance and mode of failure of ceramic versus titanium implant abutments and single implant-supported restorations. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17(3):554-61.
- Shapoff CA, Lahey BJ. Crestal bone loss and the consequences of retained excess cement around dental implants. *Compend Contin Educ Dent* 2012;33(2):94-6.
- Sherif S, Susarla SM, Hwang JW, Weber HP, Wright RF. Clinician- and patient-reported long-term evaluation of screw- and cement- retained implant restorations: A 5-year prospective study. *Clin Oral Investig* 2011;15(6):993-9.
- Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002;28(2):67-73.
- Silva NR, Nourian P, Coelho PG, Rekow ED, Thompson VP. Impact fracture resistance of two titanium-abutment system versus a single-piece ceramic implant. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011;13(2):168-173.
- Simonsen RJ, Calamia JR. Tensile bond strengths of etched porcelain *J Dent Res*

- 1983;62: IADR abstr 1099.
- Sjogren U, Hagglund B, Sundqvist G. Factors affecting long-term results of endodontic treatment. *J Endod* 1990;16(10):498-504.
  - Skalak, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49(6):843-8.
  - Sohmura T, Kusumoto N, Otani T, Yamada S, Wakabayashi K, Yatani H. CAD/CAM fabrication and clinical application of surgical template and bone model in oral implant surgery. *Clin Oral Implant Res* 2009;20(1):87-93.
  - Solá-Ruiz MF, Labaig C, Suárez MJ. Cerámica para puentes de tres unidades sin estructura metálica: sistema IPS-Empress 2. *Rev Int Prótesis Estomatolog* 1999;1:41-7.
  - Solá-Ruiz MF, Lagos-Flores E, Román-Rodríguez JL, Del Rio-Highsmith J, Fons-Font A, Granell-Ruiz M. Survival Rates of a Lithium Disilicate-Based Core Ceramic for Three-Unit Esthetic Fixed Partial Dentures: a 10-year Prospective Study. *Int J Prosthodont* 2013;26(7):175-80.
  - Solá-Ruiz MF, Agustín-Panadero R, Campos-Estellés C, Labaig-Rueda C. *J Clin Exp Dent* 2015;7(2):278-83.
  - Solá-Ruiz MF, Agustín-Panadero R, Fons-font A, Labaig-Rueda C. A prospective evaluation of zirconia anterior partial fixed dental prostheses: Clinical results after seven years. *J Prosthet Dent* 2015;113(6):578-84.
  - Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62(5):581-5.
  - Spies BC, Nold J, Vach K, Kohal RJ. Two-piece zirconia oral implants withstand masticatory loads: An investigation in the artificial mouth. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015;53:1-10.
  - Spies BC, Sauter C, Wolkewitz M, Kohal RJ. Alumina reinforced zirconia implants: effects of cyclic loading and abutment modification on fracture resistance. *Dent Mater* 2015;31(3):262-72.
  - Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent* 2014;26(6):382-93 .

- Stach RM, Kohles SS. A meta analysis examining the clinical survivability of machined-surfaced and osseotite implants in poor-quality bone. *Implant Dent* 2003;12(1):87-96.
- Stappert CF, Ozden U, Gerds T, Strub JR. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent* 2005;94(2):132-9.
- Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:1276-84.
- Sterrett JD, Oliver T, Robinson F, Fortson W, Knaak B, Russell CM. Width/length ratios of normal clinical crowns of the maxillary anterior dentition in man. *J Clin Periodontol* 1999;26(3):153-7.
- Stimmelmayer M, Edelhoff D, Guth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dent Mater* 2012;28(12):1215-20.
- Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In vitro fatigue and fracture strength testing of one piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(2):488-93.
- Strub J, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont* 2003;16(2):167-71.
- Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. In vitro lifetime of dental ceramics under cycling loading in water. *Biomaterials* 2007;28(17):2695-705.
- Studart AR, Filser F, Kocher P, Glaucker LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater* 2007;23(1):106-14.
- Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Glaucker LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007;23(1):177-85.
- Suárez ML, Pradés GJ, Serrano B, Lozano JF. In-Ceram Zirconia: Alternativa estética en puentes posteriores. *Rev Int Prótesis Estomatológica* 2000;2(5):407- 12.

- Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005;21(5):476-82.
- 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.
- Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodont Restorat Dent* 1993; 13:409-31.

## T

- Tallgren A. The reduction in face height of edentulous and partially edentulous subjects during long-term denture wear. A longitudinal roentgenographic cephalometric study. *Acta Odontol Scand* 1966;24(2):195-239.
- Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. A systematic review of fixed partial dentures (FPD) after an observation period of at least 5 years: III. Conventional FPDs. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(6):654-66.
- Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M, et al. Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *J Biomed Mater Res* 2002;63(3):262–70.
- Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspectives and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):66-75.
- Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Dent Mater* 2000;28(7):529-35.
- Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14(3):231-8.
- Tomasi C, Wennström JL, Berglundh T. Longevity of teeth and implants: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2008;35 Suppl 1:23-33.



- Torrado E, Ercoli C, AL Mandini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained an cemented-retained implant-supported metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2004;91(6):532-7.
- Touati B, Miara P, Nathanson D y Giordano R, (2000) *Odontología Estética y restauraciones cerámicas*. Barcelona, Masson.
- Tripodakis AP, Strub JR, Kappert HF, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *Int J Prosthodont* 1995;8(3):265-72.
- Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implant Res* 2012;23(1):12-8.
- Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cycling loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J* 2009;28(4):373-81.

## U

- Uo M, Sjögren G, Sundh A, Watari F, Bergman M, Lerner U. Cytotoxicity and bonding property of dental ceramics. *Dent Mater* 2003;19(6):487-92.

## V

- 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;4(2):130-51.
- Vanlioğlu BA, Özcan Y, Evren B, Özcan YK. Experimental custom-made zirconia abutments for narrow implants in esthetically demanding regions: a 5-year follow-up. *Int J Maxillofac Implants* 2012;27(5):1239-42.

- Velázquez-Cayón R, Vaquero-Aguilar C, Torres-Lagares D, Jiménez-Melendo M, Gutiérrez-Pérez JL. Mechanical resistance of zirconium implant abutments: a review of the literatura. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2012;17(2):246-50.
- Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(4):575-80.
- VITA. Vita Enamic Thecnical and Scientifical Documentation, 2013.
- Von Wowern N, Gotfredsen K. Implant supported overdentures, a prevention of bone loss in edentulous mandibles? A 5 years follow up study. *Clin Oral Implant Res* 2001;12(1):19-25.

## W

- Waerhaug J: Periodontology and partial prosthesis 1968;18(1):101-7.
- 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.
- Waltimo A, Kempainen P, Könönen K. Maximal contraction force and endurance of human jaw-closing muscles in isometric clenching. *Scand J Dent Rest* 1993;101(6):416-21.
- Walton T. An up to 15 year longitudinal study of 515 metal-ceramic FDs: part 2. Modes of failure and influence of varius clinical characteristic. *Int J Prosthodont* 2003;16(2):177-182.
- Walton T. Estudio longitudinal de 10 años sobre prótesis fija: características clínicas y pronóstico de las coronas ceramometálicas. *Rev Int Prot Estomatol* 2000;2(2):133-140.
- Wannfors K, Smedberg J. A prospective clinical evaluation of different single-tooth restorations designs on osseointegrated implants. A 3-year follow-up of Brånemark implants. *Clin Oral Implants Res* 1999;10(6):453-8.
- Wat PY, Pow EH, Chow TW. A new prosthodontic technique for fabricating cemented-retained implant-supported prostheses. *Quintessence Int* 2000;31:187-90.
- Weber HP, Kim DM, Ng MW, Hwang JW, Fiorellini JP. Peri-implant soft-tissue

- health surrounding cement- and screw-retained implant restorations: a multi-center, 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(4):375-9.
- Weiger R, Axman-Krcmar D, Löst C. Prognosis of conventional root canal treatment reconsidered. *Endod Dent Traumatol* 1998;14(1):1-9.
  - Weinberg LA. The biomechanics of forcé distribution in implant supported prostheses. In *J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(1):19-31.
  - Weininger B, McGlumphy E, Beck M. Esthetic evaluation of materials used to fill access holes of screw-retained implant crowns. *J Oral Implantol* 2008;34(3):145-9.
  - Wennstrom JL, Ekestubbe A, Gröndahl K, Karlsson S, Lindhe J. Implant supported single-tooth restorations: a 5 year prospective study. *J Clin Periodontol* 2005;32(6):567-574.
  - 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.
  - Wilson TG Jr. The positive relationship between excess cement and periimplant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol* 2009;80(9):1388-92.
  - Wiskott HW, Jaquet R, Scherrer SS, Belser UC. Resistance of internal-connection implant connectors under rotational fatigue loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):249-57.
  - Wohlwend A, Studer S, Schärer P. The zirconium oxide abutment: an all ceramic abutment for the esthetic improvement of implant superstructures. *Quint Dent Technol* 1997;20:63-74.

## Y

- Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;90(4):325-31.
- Yilmaz B, Gilbert AB, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Displacement of Implant Abutments Following Initial and Repeated Torquening. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30(5):1011-18.

- Yilmaz B, Salaita LG, Seidt JD, McGlumpy EA, Clelland NL. Load to failure of different zirconia abutments for an internal hexagon implant. *J Prosthet Dent* 2015;114(3):373-7.
- Yilmaz B, Salaita LG, Seidt JD, Clelland NL, McGlumpy EA. Load failure of different titanium abutments for an internal hexagon implant. *J Prosthet Dent* 2015;114(4):513-6.
- Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant Dent* 2005;14(4):378-82.

## Z

- Zandparsa R, Albosefi A. An in vitro comparison of fracture load of zirconia custom abutments with internal connection and different angulations and thicknesses: Part II. *J Prosthodont* 2015;9 (Epub ahead of print).
- Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64(2):185-94.
- Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cemented-retained porcelain to fused meta single crowns: SEM fractographic analysis. *Dent Mater* 2007;23(3):296-301.
- Zarone F, Sorrentino R, Vaccaro F, Russo S. Prosthetic treatment of maxillary lateral incisor agenesis with osseointegrated implants: a 24-39 month prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(1):94-101.
- Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CH. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implants abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Impl Res* 2009;20(8):802-8.
- Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006;19(5):442-8.
- Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer HC. Micromovements at the implant-abutment interface: measurements, causes, and consequences. *Implantologie* 2007;15:31-46.
- Zuolo ML, Ferreira MO, Gutmann JL. Prognosis in periradicular surgery: a clinical prospective study. *Int Endod J* 2000;33(2):91-8.

