

Estudio in vitro sobre la Resistencia a la Fractura de Coronas Implantosoportadas Unitarias de Disilicato de Litio Cementadas y Cementoatornilladas

Joan Ferré i Martínez

Dipòsit Legal: B 4935-2016

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tesisenxarxa.net) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tesisenred.net) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tesisenxarxa.net) service has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading and availability from a site foreign to the TDX service. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service is not authorized (framing). This rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.



TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO *IN VITRO* SOBRE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA
DE CORONAS IMPLANTOSOPORTADAS UNITARIAS DE
DISILICATO DE LITIO CEMENTADAS Y CEMENTO-
ATORNILLADAS**

Joan Ferré i Martínez

Directores:

Dr. Josep Cabratosa i Termes y Dr. Jordi Cano i Batalla

Barcelona, 2015

A la Júlia i l'Anna.

Agradecimientos

A los directores de este trabajo, el Dr. Josep Cabratosa i Termes y el Dr. Jordi Cano i Batalla por su dedicación, ayuda y consejos.

Al Dr. Lluís Giner i Tarrida i al Dr. Miquel Cortada i Colomer por sus consejos en el inicio de este camino.

Al laboratorio Technos, en especial a Josep y Marta Torrents, por su generosa y desinteresada contribución en la confección de las coronas de este estudio.

A la empresa IPD, en especial a Jordi Díaz, Joan Carles Pérez, Carlos Soler y David Espinach, por aportar los análogos, tornillos y pilares utilizados en este estudio, adaptándose a los diseños y requerimientos que hemos necesitado.

A la empresa Ivoclar Vivadent, en especial a Romà Ferrer y a Tatiana Repetto-Bauchhage, por su soporte.

Al Dr. Jaume Llopis y al Dr. Òscar Figueras por su ayuda y consejo en la realización de la estadística y en la interpretación de los datos.

Al Departamento de Ciencias de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica de la Universitat Politècnica de Catalunya, en especial a Miquel Punset, por su colaboración y disposición de sus instalaciones.

A mis compañeros de la facultad por su amistad y constante apoyo, en especial a Nay Calvo-Mansilla, Marta Marcé, Angélica Reza, Anna Mañes y Mitchel Chávez, han sido una gran ayuda para mí en esta historia interminable.

A mi familia, en especial a mis padres y a mi hermana por su cariño y apoyo incondicional.

A mí esposa, Anna, y a mi hija, Júlia, a las que debo muchas horas.

“Si puedes soñarlo, puedes hacerlo”

Walter Elias Disney

ÍNDICE

Índice de contenidos

1. Resumen	19
2. Introducción	23
3. Estado de la cuestión	29
3.1. Contexto histórico.....	31
3.2. Opciones rehabilitadoras de un espacio edéntulo.....	33
3.3. Sistemas de retención en coronas sobre implantes.....	36
3.3.1. Generalidades y tipología	36
3.3.2. Ventajas e inconvenientes entre coronas cementadas y atornilladas.....	37
3.3.3. Sistema cemento-atornillado.....	42
3.4. Conexión implante-corona: externa vs. interna	43
3.5. Materiales para la confección de coronas sobre implantes.....	43
3.5.1. Corona metal-cerámica vs. totalmente cerámica	44
3.5.2. Cerámicas dentales	45
3.5.3. Pilares sobre implantes.....	51
3.5.4. Cementos en odontología restauradora.....	53
3.5.5. Adhesión de la resina a la cerámica y al metal	57
3.6. Complicaciones y fracasos en coronas sobre implantes.....	57
3.6.1. Tipos de complicaciones.....	58
3.6.2. Fractura cerámica en prótesis sobre implantes	60
3.7. Cargas compresivas verticales sobre cerámicas dentales.....	61
3.7.1. Fuerzas aplicadas en la cavidad oral.....	61
3.7.2. Estudios con cargas compresivas verticales.....	64
3.8. El termociclado en estudios in vitro	65
4. Hipótesis.....	69
5. Objetivos.....	73
6. Material y métodos	77
6.1. Diseño y preparación de la muestra.....	79
6.2. Pruebas de fractura por compresión	89
6.3. Recogida de datos y análisis estadístico.....	91

7. Resultados.....	95
8. Discusión	103
9. Conclusiones	125
10. Perspectivas de futuro	129
11. Bibliografía.....	133
12. Anexos.....	155
12.1. Tabla de resultados de resistencia a fuerzas compresivas hasta fractura	157
12.2. Imágenes anexadas	159
12.3. Carta de aprobación del proyecto	161
12.4. Carta de aprobación del CER	163

Índice de figuras

Figura 1: Fotografía que muestra un tratamiento de rehabilitación protésica anterior con coronas totalmente cerámicas.....	46
Figura 2: Diseño de la réplica del implante y fotografía de ésta.	79
Figura 3: Resina autopolimerizable Paladur® y base cúbica.....	80
Figura 4: Confección de la base de los modelos de estudio: Retención de la réplica del implante con resina rígida.....	80
Figura 5: Diseño de los pilares: conexión hexágono interno, interfase antirotativa, y alturas de 4,2mm y de 5,5mm.	81
Figura 6: Posicionamiento de los pilares en los modelos con las réplicas. Podemos observar ambas alturas.	81
Figura 7: Anatomía y tamaño de la corona emulando un primer molar inferior.....	82
Figura 8: Diseño de las coronas: cementada sobre pilar de 4,2mm (C-4,2), cemento-atornillada sobre pilar de 4,2mm (CA-4,2) y cemento-atornillada sobre pilar de 5,5mm (CA-5,5).	83

Figura 9: Coronas cemento-atornilladas. Podemos observar los diferentes grosores de cerámica sin soporte en función de la altura del pilar.....	83
Figura 10: Fotografías del proceso cementado de las coronas y algunos de los materiales empleados.	84
Figura 11: Coronas colocadas en un recipiente con agua tras la cementación.	85
Figura 12: Muestras colocadas a 37°C durante 24h.	86
Figura 13: Fotografía de la máquina de termociclado en las instalaciones de la Universitat Internacional de Catalunya.....	87
Figura 14: Fotografía que muestra la posición de la muestra en la máquina de tremociclado y contador de ciclos.	87
Figura15: Máquina de ensayos universal (MTS Bionix® 585 test system, modelo 358, USA) en las instalaciones de la Universitat Politècnica de Catalunya.....	89
Figura 16: Fotografía de la punta para aplicar compresión en este estudio.	90
Figura 17: Fractura de la corona por compresión. Previa colocación de papel de articular.	90
Figura 18: Fotografías que muestran la recogida de fragmentos tras cada uno de los ensayos.....	91
Figura 19: Imagen obtenida gracias al software TestWork 4 donde se observa gráficamente las curvas de carga y fractura de uno de los grupos del estudio.	92
Figura 20: Gráfico de intervalos de confianza LSD (95%) sobre el valor de fuerza a la fractura en función del diseño de la corona.....	101

Figura 21: Gráfico de intervalos de confianza LSD (95%) sobre el valor de fuerza a la fractura en función de si ha habido previamente un proceso de envejecimiento por termociclado.....	101
Figura 22: Gráfico de interacción de intervalos de confianza LSD (95%) del valor de resistencia a la fractura en función del tipo de diseño de la corona y si ha habido un proceso previo de termociclado.	102
Figura 23: Observamos fractura de la réplica por la intensidad de la fuerza compresiva durante una prueba piloto, en la que se utilizó un diámetro más pequeño.	159
Figura 24: Gráfico que muestra el aumento de fuerza de carga hasta la fractura de la corona. Imagen A corresponde a la fractura de una corona con sistema de retención cementado y la imagen B a una corona cemento-atornillada.	159

Índice de tablas

Tabla 1: Distribución de los 60 especímenes de la muestra de este estudio en los 6 grupos.....	97
Tabla 2: Prueba de Levene. El $p > 0,05$ indica que existe una homogeneidad en la varianza de los grupos de datos.....	97
Tabla 3: Prueba de Shapiro-Wilk. El $p > 0,05$ muestra que los datos de cada grupo siguen una distribución normal.	98
Tabla 4: Resumen estadístico de los diferentes grupos posibles La distribución por grupos está especificada en la tabla 1.	98
Tabla 5: Tabla de resultados Anova 2 factores.....	99
Tabla 6: Tabla de múltiples rangos.....	99
Tabla 7: Tabla de p-valor contrastando cada uno de los grupos. Los valores que indican diferencias significativas ($p < 0,05$) están resaltados en rojo.....	102

Tabla 8: Valores de resistencia a la carga compresiva hasta la fractura de las coronas. La codificación de los diseños: C-4,2 (corona cementada sobre pilar de 4,2mm); CA-4,2 (corona cemento-atornillada sobre pilar de 4,2mm); CA-5,5 (corona cemento-atornillada sobre pilar de 5,5mm). . 158

1. RESUMEN

En este estudio *in vitro* se evaluó la resistencia a la fractura de coronas unitarias implantosoportadas de disilicato de litio monolítico con sistema de retención cementado y cemento-atornillado, sometidas o no a termociclado.

Se realizaron 60 muestras formadas por: una réplica en titanio de un implante de conexión hexagonal interna con plataforma de 6mm, fijadas con resina rígida dentro de una pieza cúbica que servía de soporte; un pilar de titanio, con conexión antirotacional, fijado a la réplica mediante un tornillo de titanio; y una corona monolítica de disilicato de litio (IPS e.max press®) con forma de un primer molar inferior, cementada al pilar con un cemento resinoso, pudiendo ser la corona perforada (sistema de retención cemento-atornillada) o no (sistema de retención cementado). Las 60 muestras se dividieron en 3 grupos según diseño: 20 coronas tenían sistema de retención cementado sobre un pilar de 4,2mm, 20 coronas tenían sistema de retención cemento-atornillado sobre un pilar de 4,2mm y 20 coronas tenían sistema de retención cemento-atornillado sobre un pilar de 5,5mm. La mitad de las muestras de cada grupo fueron sometidas a un proceso de termociclado de 2000 ciclos en baños de 30 segundos a 5°C y 55°C (n=10). Los accesos oclusales de las coronas cemento-atornilladas, fueron obturados con composite. Todas las muestras fueron sometidas a carga compresiva vertical en una máquina de ensayos universal hasta la fractura.

Las coronas de disilicato de litio monolítico con sistema de retención cementado fueron más resistentes a la fractura por fuerzas compresivas verticales que las con sistema cemento-atornillado. No existieron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la resistencia cuando la altura de los pilares fue de 4,2mm o 5,5mm, lo que suponía que el grosor de la cerámica oclusal sin soporte del pilar protésico fuera de 3,3mm o de 2mm, respectivamente. Tampoco hubo diferencias significativas en la resistencia de las coronas tras un proceso de termociclado de 2000 ciclos.

Las coronas implantosoportadas de disilicato de litio monolítico, atendiendo a su resistencia a la fractura a fuerzas compresivas verticales, son una alternativa válida para rehabilitar prostodónticamente tanto sectores anteriores

como posteriores, bien sea con sistema de retención cementado o cemento-atornillado.

2. INTRODUCCIÓN

El reemplazo de una pieza dental ausente siempre debe ser un reto para el prostodoncista con el fin de conseguir el resultado más satisfactorio posible. La opción de sustituir una pieza dental perdida por una corona implantosoportada sobre un implante osteointegrado, suele ser la alternativa de tratamiento de primera elección y con una alta predicción de éxito (1).

La eficacia clínica de los implantes dentales para la rehabilitación de un espacio edéntulo ha sido ampliamente documentada y demostrada (2-5). Las prótesis implantosoportadas deben cumplir con los requisitos funcionales, mecánicos, estéticos, de biocompatibilidad, y no provocar acúmulo de placa (6,7). Estéticamente, la corona debe mantener una forma anatómica que imite la forma de un diente normal, ofreciendo una superficie funcional adecuada para su uso.

Las coronas implantosoportadas pueden ser de diferentes materiales, aunque las más comúnmente utilizadas son las de metal-cerámica (8). Sin embargo, cada vez se han ido desarrollando diferentes composiciones para ofrecer coronas totalmente cerámicas sobre implantes con el fin de mejorar las propiedades de dichas restauraciones, como por ejemplo lo sería la estética y la resistencia a la fractura. No obstante, los estudios de supervivencia muestran todavía una mayor tasa de complicaciones en las coronas totalmente cerámicas (1).

Las coronas implantosoportadas, en función de su sistema de retención o fijación, pueden ser atornilladas (9,10) o cementadas (11,12). La elección del tipo de retención ha sido motivo de mucho debate en multitud de estudios (13-17). Las coronas atornilladas ofrecen ventajas como la mayor capacidad de remoción, facilitando así el mantenimiento (14,16,17). Sin embargo la presencia de una apertura en la cara oclusal para acceder al tornillo supone una anomalía anatómica de la superficie masticatoria que puede afectar a la estética y a la oclusión (13). Las coronas cementadas ofrecen ventajas como presentar una anatomía oclusal más natural (13) y la posibilidad de ofrecer una mejor carga

pasiva sobre el implante (11,18). No obstante, son más difíciles de remover y la dificultad de retirar el exceso de cemento o la posible pérdida de éste con el tiempo pueden comportar complicaciones periimplantarias (14,17,19,20). Es por ello que también se ha trabajado en sistemas combinados que permitan confeccionar coronas cementadas a estructuras atornilladas para así conseguir una solución más beneficiosa (21-23).

Las complicaciones de las coronas implantosoportadas más comunes son el aflojamiento o fractura del tornillo de fijación, la pérdida del composite con el que se obtura el acceso al tornillo y fracturas de la cerámica de la corona (1). De hecho, la fractura de la cerámica se ha descrito como un problema común en todos los sistemas de retención para coronas unitarias (5,24). En varios estudios (10,12,25), en los que se comparó la resistencia a la fractura entre ambos sistemas de fijación, los resultados no fueron concluyentes, aunque hay estudios que sí encontraron alguna diferencia significativa, donde las coronas totalmente cementadas presentan una mayor resistencia (23,26,27).

En una revisión sistemática de la fractura de coronas totalmente cerámicas se observó una incidencia de 8%. Las piezas que presentaron una mayor incidencia a la fractura fueron los molares (21%), seguidos de los premolares (7%) y dientes anteriores (3%) (28-30).

Los cementos de resina son los más usados en coronas totalmente cerámicas, ofreciendo todos ellos un buen resultado, sin evidencias de variación en la resistencia de las coronas (31).

En la literatura científica se observó que la mayoría de estudios de resistencia para coronas sobre implantes están realizados sobre coronas metal-cerámica. Los estudios de resistencia de coronas totalmente cerámicas que se encontraron hacían referencia a coronas sobre dientes naturales, pero no sobre implantes. Tampoco se encontraron estudios que evaluaran la altura del pilar como posible factor de riesgo de fractura de la cerámica para coronas totalmente cerámicas sobre implante. También faltan estudios que comparen coronas totalmente cementadas, atornilladas o con técnica combinada sobre

implantes, los estudios que hay se realizaron para coronas metal-cerámica (23,26).

En casos de coronas sobre implante metal-cerámica, el grosor de cerámica que se coloca sobre el metal puede ser el mismo para coronas de diferentes tamaños y alturas. Sin embargo, las coronas totalmente cerámicas pueden presentar diferentes grosores de cerámica oclusal en función de la altura de la corona, ya que los pilares que se utilizan pueden ser prefabricados y de un tamaño concreto, posibilitando así que pueda haber diferentes alturas de grosor de cerámica sin soporte del pilar intermedio. En estudios de coronas metal-cerámica sobre implantes y en estudios de coronas totalmente cerámicas sobre dientes, se ha observado diferencias en cuanto a la resistencia a la fractura en función del grosor de la cerámica (32,33). Sin embargo, no se hallaron estudios que realicen esta valoración para coronas totalmente cerámicas sobre implante, cuando podría ser un factor de influencia importante.

Por todo ello, se consideró interesante realizar un estudio comparativo in vitro para coronas totalmente cerámicas sobre implante, utilizando las variables: sistema de retención y la altura del pilar intermedio.

3. ESTADO DE LA CUESTIÓN

3.1. Contexto histórico

Muchas culturas a lo largo de la historia han considerado los dientes como un elemento más que integra la estructura facial y asociado a la salud, la juventud, la belleza y la dignidad (34).

Aunque los primeros registros arqueológicos de tratamientos dentales datan de hace unos 14000 años en el norte de Italia, donde se observó una pieza con caries que había sido tratada para eliminarla aunque no se utilizaron rellenos dentales para obturarla (35), en el campo de la prostodoncia las primeras referencias encontradas son del 2000 a. de C. por parte de los egipcios, y del 700 a. de C. por los etruscos y los fenicios, que utilizaban bandas y alambres de oro para la construcción de prótesis dentales. En las bandas se colocaban dientes extraídos en las zonas en que no había dientes y, con los alambres, éstos eran retenidos en la boca. También, fueron los primeros en utilizar material para implantes, tales como el marfil y las conchas de mar (36). A lo largo de la historia y de las diferentes sociedades y culturas se han podido ir observado diferentes técnicas o soluciones para cubrir la necesidad de tratamiento de las patologías orales y, entre ellas, el edentulismo generado por la pérdida prematura de los dientes.

En el siglo XVIII Pierre Fauchard, considerado el Padre de la Odontología, por sus grandes aportes en este campo, publicó en 1728 su magna obra "Le chirugien dentiste; ou, traité des dents" (el cirujano dentista; o tratado sobre los dientes). En ella define las enfermedades del diente, encías y del hueso de soporte, y ya habla de la porcelana como posible sustituto del esmalte y la encía (37). En 1746, Claude Mouton describió un método para hacer coronas de oro ancladas en el conducto pulpar; Pfapp en 1756 describió un método para impresiones con cera que después eran vaciadas con yeso; y en 1789, Frenchman Nicolas Dubois de Chemant hizo la primera patente sobre un procedimiento para hacer dientes de porcelana (36,38).

En 1808 Giuseppangelo Fonzi describió en París unas coronas individuales con cerámica feldespática fijadas con pins de platino que supusieron un gran avance en la prostodoncia estética (38).

Se introdujeron grandes mejoras en la translucidez y el color de las porcelanas dentales gracias a las aportaciones de Elias Wildman in 1838 y a la posterior aparición del proceso de cocción al vacío en 1949 (34,39). En 1885 Logan resolvió los problemas de retención entre la cerámica y el poste fundiéndola a postes de platino (conocido como corona Richmond) (37). En 1886 Land introdujo las primeras coronas de cerámica feldespática fusionada a metal para la fabricación de incrustaciones y coronas (37,40).

Las coronas totalmente cerámicas, las cuales ofrecían unas grandes ventajas estéticas, aparecieron a mediados del siglo XX y consiguieron una gran popularidad tras la aparición de la alúmina como refuerzo para soportar la cerámica feldespática (41). Otro desarrollo notable se produjo en la misma época con la adición de leucita a formulaciones de porcelana que elevó el coeficiente de expansión térmica para permitir su fusión a ciertas aleaciones de oro para formar coronas completas y dentaduras parciales fijas (34). Las mejoras en los sistemas de metal-cerámica dominaron la investigación cerámica dental durante los siguientes 35 años que dieron lugar a la mejora de las aleaciones, la unión entre metal y cerámica, y de los tipos de porcelanas. La introducción de coronas totalmente cerámicas libres de contracción (Cerestore, Coors Biomedical, Lakewood, Cola) (42) y las coronas vitrocerámica moldeables (Dicer, Dentsply/York Division, York, Penn) (43) en los años 80 ofrecieron un nuevo impulso en el interés de la investigación de coronas totalmente cerámicas.

A partir de los estudios de Brånemark y Adell (44-46), apareció el concepto de la osteointegración y, en consecuencia, se inició “la implantología moderna” tal y como la conocemos hoy en día. Desde entonces la prótesis sobre implantes se ha convertido en una muy buena alternativa para el tratamiento del edentulismo total o parcial (47), frente a los procedimientos restauradores clásicos, por lo que la demanda de este tipo de tratamiento ha

ido en aumento, pasando a ser la primera opción en la mayoría de los casos (2,48). En la zona anterior, donde la exigencia estética es muy importante, se ha ido imponiendo en los últimos años la colocación de coronas totalmente cerámicas soportadas por implantes, las cuales, además de ofrecer una mejor estética que las metal-cerámica, ofrecen unas condiciones biomecánicas y biológicas adecuadas (7,49-52).

3.2. Opciones rehabilitadoras de un espacio edéntulo

La rehabilitación de un espacio edéntulo es un reto para cualquier prostodoncista. El objetivo es sustituir una pieza dental que se ha perdido o que se debe extraer recuperando su función y estética, y evitando al máximo efectos indeseables en el resto de la dentición remanente. Esto es especialmente complicado cuando se trata de espacios dentales unitarios, máxime si afecta a sectores que comprometan la estética (53). Las causas más frecuentes por las que un paciente puede perder un solo diente son: agenesia (33%), traumatismo (20%), complicaciones endodónticas (15%) traumatismo más complicaciones endodónticas (9%), enfermedad periodontal (4%), caries (13%), razones ortodónticas (2%) y dientes incluidos (2%) (54).

En la dentición natural, los dientes además de otra información, transmiten microdeformaciones al hueso circundante, que necesita este estímulo para mantener su forma y densidad (55). Al perderse los dientes, la falta de estímulo en el hueso provoca una disminución en la densidad ósea con pérdida de volumen, que puede llegar hasta el 50% en anchura tras el primer año de la extracción (56).

Una alternativa para restaurar el espacio edéntulo es la confección de una prótesis parcial removible (PPR). Una de las principales desventajas de las PPR es que no sólo no transmite el estímulo anteriormente citado para mantener el hueso, sino que la transmisión de las fuerzas de masticación se realiza en la zona superficial del hueso por parte de la prótesis, disminuyendo

el aporte sanguíneo y favoreciendo la pérdida de volumen óseo total (57); además, se pueden generar fuerzas horizontales que aceleran la remodelación (55), por lo que deberán realizarse rebases al cabo de un tiempo. Por otro lado, tanto los dientes remanentes como los tejidos blandos circundantes sufren también las consecuencias de la presencia de la PPR, como la necesidad de hacer preparaciones para apoyos oclusales y planos guía (58), mayor acúmulo de placa, mayor sangrado gingival, mayor incidencia de caries y mayor movilidad de los dientes pilares, además de cambios en el gusto y dificultad en el habla (59).

Otra alternativa para restaurar el espacio edéntulo, es la confección de una prótesis parcial fija dentosoportada (PPFD). Este tipo de tratamiento está ampliamente aceptado por profesionales y pacientes, con tasas de supervivencia a 10 y 15 años cercanas al 90% y al 74% respectivamente (60,61) y una tasa de éxito sin complicaciones de estas restauraciones a los 10 años próximo al 71% (62). A nivel de PPF de tres piezas, es decir para restaurar una sola pieza ausente, se ha observado una supervivencia del 73% al cabo de 20 años (48). Sin embargo, no está exento de complicaciones tanto de tipo biológico como de tipo mecánico, siendo éstas de una prevalencia del 20% y del 10%, respectivamente (62). La presencia de caries en los dientes pilares y la pérdida de retención (63), unidas a la posibilidad de necrosis pulpar debido al tallado del diente (28,64) han sido descritas como causa principal de fracaso de este tratamiento. También se han descrito otras complicaciones relacionadas con la salud periodontal, incluida la pérdida ósea alrededor de los dientes pilares (65), aumentando así la posibilidad de pérdida del soporte de los mismos y por tanto la posibilidad de fallo de este tratamiento. Estas complicaciones pueden llegar a suponer la pérdida de alguno de los pilares, con unos valores del 8 al 12% al cabo de los 10 años siguientes a su colocación (55). Esta pérdida de los dientes pilares no sólo suponen la pérdida de la prótesis, sino también la necesidad de emplear otros pilares para una nueva prótesis y que éstos estén en buenas condiciones para poder ser utilizados. En algunos casos, este hecho puede condicionar a

tener que emplear una prótesis parcial removible o implantoportada en detrimento de las prótesis fijas dentosoportada.

Las prótesis adhesivas también constituyen una buena solución estética y con ellas se obtienen altos grados de supervivencia (66), con las ventajas de ser una técnica no invasiva, fácil y reversible, aunque su uso queda principalmente limitado a sectores anteriores y no está exento de generar complicaciones en los dientes pilares y sus tejidos periodontales (54).

Finalmente disponemos de la opción implantoportada como solución para restaurar un espacio edéntulo, la cual ha demostrado ser un tratamiento predecible a largo plazo y está ampliamente avalado por la literatura científica, además de ser un tratamiento perfectamente tolerado por los pacientes desde el punto de vista funcional y psicológico (55).

Con respecto a las prótesis removibles, la prótesis implantoportada ofrece mayor retención, soporte, confort y estabilidad. Los medios mecánicos de retención al implante son bastante superiores a los retenedores de las prótesis removibles y ocasionan menores problemas asociados como el aumento de la movilidad dentaria o la reabsorción ósea (57,59).

Con respecto a las prótesis fijas dentosoportadas, el tratamiento mediante prótesis parcial fija implantoportada evita el tallado de los dientes pilares, desapareciendo con ello complicaciones como la sensibilidad dental, la necrosis pulpar con necesidad de tratamiento de conductos, la caries por acúmulo de placa o la pérdida de soporte dentario (28,63). Por otro lado, se reduce la reabsorción ósea gracias a la presencia del implante (55). Sin embargo, no todo son ventajas, ya que hay otras situaciones como la incidencia de fracturas del material de recubrimiento de las coronas, donde se observa mayor incidencia de fracturas en las prótesis fijas implantoportadas que en las dentosoportadas, lo que resulta razonable al carecer las primeras de la resiliencia que aporta el ligamento periodontal (67).

Por otro lado, a pesar de los grandes avances que ha habido en implantología, siguen existiendo un alto número de complicaciones en el tratamiento mediante prótesis implantosoportada. Estas complicaciones podrían dividirse en dos grupos principales: las complicaciones biológicas, que están principalmente relacionadas con el implante, y las complicaciones mecánicas o técnicas, que están principalmente relacionadas con la corona (30,68).

3.3. Sistemas de retención en coronas sobre implantes

3.3.1. Generalidades y tipología

Las prótesis sobre implantes pueden ser fijas o removibles. Las prótesis removibles, o sobredentaduras, se retienen a los implantes a través de unos aditamentos, llamados anclajes, que permiten que el paciente, cuando sea necesario, pueda desinsertar fácilmente la prótesis, principalmente para la higiene. Este tipo de solución protésica es de especial utilidad en pacientes que requieren restaurar una arcada completa y que presentan una gran reabsorción ósea o que presenten dificultades para la higiene (58). Por otro lado, las prótesis fijas sobre implantes, bien sean totales o parciales, utilizan principalmente dos sistemas de retención: atornillado o cementado (55).

La prótesis atornillada es un tipo de restauración que se retiene mediante un tornillo que une la prótesis al implante (69). Casi siempre se emplea el tornillo como medio de unión del pilar con el cuerpo del implante. También se puede emplear como medio de fijación de la prótesis con el pilar, o bien directamente de la prótesis con el cuerpo del implante (55). Las restauraciones atornilladas sobre implantes fueron desarrolladas como respuesta a la necesidad de obtener la posibilidad tanto de retratamiento como de solución de futuras complicaciones (11,70).

La prótesis cementada es un tipo de restauración muy similar a la prótesis fija dentosoportada, donde en vez de un muñón dental tallado se utiliza un pilar que ha sido previamente fijado al implante a través de un tornillo (55,71). Los pilares utilizados para este tipo de prótesis pueden ser confeccionados con diferentes formas (cilíndricas, antirotacionales, anatómicas, etc.) (72,73), diferentes materiales (titanio, zirconio, etc.) (73,74), o diferentes sistemas de fabricación (mecanizados, colados, fresado, etc.) (71).

Debemos tener en cuenta que el diseño de la prótesis se establecerá antes de la colocación de los implantes, ya que la colocación de éstos dependerá en gran medida de la elección del tipo de prótesis, pues si se planea una prótesis atornillada, los implantes situados a nivel anterior se deberán colocar en posición más lingualizada que si se tratase de una prótesis cementada (55). Este enfoque, es lo que conocemos como implantología protésicamente guiada. Una de las diferencias más evidentes entre la prótesis sobre diente natural o cementada sobre implantes y la prótesis atornillada es la presencia de una chimenea de acceso al tornillo encargado de retener la restauración protésica (27,75).

3.3.2. Ventajas e inconvenientes entre coronas cementadas y atornilladas

La rehabilitación de los espacios edéntulos de un paciente con prótesis implantosoportadas se ha establecido como una buena opción y de uso habitual en el tratamiento odontológico. Las posibilidades y expectativas de éxito en este tipo de tratamientos se han ido incrementando gracias a la evolución de la superficie de los implantes, los componentes protésicos, las técnicas clínicas y los materiales dentales. Una de las decisiones importantes en la prostodoncia sobre implantes es la elección del tipo de conexión entre la restauración final y el implante. Dicha fijación se realizará a través de un tornillo, pero puede hacerse mediante un sistema de atornillado directo de la corona al implante (coronas atornilladas) o mediante la cementación de la

corona a un pilar previamente atornillado al implante (coronas cementadas). En general, ambos sistemas tienen sus ventajas e inconvenientes (13,17,76-78).

Aunque aparentemente los pacientes no suelen tener preferencias por un sistema u otro (79), existen implicaciones clínicas y técnicas al respecto; como lo son la dificultad de fabricación, precisión, ajuste pasivo, retención, oclusión, estética, accesibilidad, retratabilidad, complicaciones y costes. Hay mucha literatura a cerca de comparar ambos sistemas de retención, aunque la mayoría de ellos no siguen un objetivo globalizador en el que todos los elementos anteriormente citados se valoren conjuntamente, sino que se valoran factores específicos que no permite definir criterios generales o globales al respecto (80).

Referente al tiempo de supervivencia de la prótesis, en una revisión sistemática previa, no se encontraron diferencias significativas entre ambos tipos de prótesis (81).

Hay otros estudios realizados *in vitro* o en animales que se centran en analizar diferentes factores biológicos y técnicos (7,26,82), los cuales aportan una información interesante para el diseño de estudios en humanos, sin embargo sus conclusiones no pueden ser aplicadas de modo absoluto a la práctica clínica.

Los porcentajes de supervivencia de prótesis implantosoportada y los porcentajes de complicaciones técnicas asociadas han sido analizados y establecidos para una supervivencia a los 5 años de un 94.5% en coronas simples, un 95,2% en prótesis parciales implantosoportadas, y un 94,3% en prótesis parciales implantosoportadas en la que existe una extensión en cantiléver (1,83,84).

La prevalencia de complicaciones técnicas es mayor en restauraciones sobre implantes que sobre dientes (83). Estas complicaciones suelen ser fractura de la cerámica, aflojamiento del tornillo y pérdida de retención(1,83,84). Referente a las complicaciones biológicas, la periimplantitis y la pérdida de hueso son las complicaciones de mayor prevalencia(1,83). Dichas

complicaciones no han sido atribuidas concretamente a un sistema atornillado o cementado (83,85).

Una minuciosa revisión sistemática sobre de sistemas de retención versus complicaciones fue presentada en la European Association of Osseointegration Consensus Conference del 2012 (86). En esta revisión se analizó las tasas de supervivencia a 5 y 10 años y las complicaciones biológicas y técnicas que presentaban. No se halló diferencias estadísticamente significativas respecto un sistema u otro referido a la supervivencia. Respecto a las complicaciones biológicas, se estimó una pérdida de hueso (más de 2 milímetros) mayor en implantes con restauraciones cementadas que en las atornilladas. Referido a complicaciones técnicas, sin embargo, las atornilladas presentan una mayor prevalencia. Basándose en su mayor facilidad para retratar, las prótesis atornilladas obtuvieron una mayor preferencia.

En una reciente revisión bibliográfica (2014) (80) sobre la comparativa de complicaciones clínicas entre la sistemática cementada y atornillada, se obtuvieron las siguientes conclusiones:

- No se observaron diferencias significativas entre ambas sistemáticas en cuanto al número de fracasos.
- No se encontraron diferencias significativas entre los índices de fracaso asociados al tipo de prótesis implantosoportada (corona individual, parcial fija con o sin extensión, arcada completa).
- Los fracasos en prótesis cementadas no guardaban relación estadísticamente significativa respecto el material del pilar o la elección del cemento.
- En cuanto a las complicaciones técnicas, eran estadísticamente mayores en prótesis cementadas. La complicación de fractura de la cerámica o *chipping* fue significativamente mayor en coronas atornilladas. El aflojamiento de los aditamentos protésicos fue más frecuente en prótesis cementadas. Otro tipo de complicaciones como fracturas del pilar, del tornillo o del implante no mostraron diferencias significativas.

- Referido a las complicaciones biológicas, fueron significativamente mayores para las prótesis cementadas que las atornilladas. La presencia de fístula o supuración se observó en mayor prevalencia en prótesis cementadas. Otras complicaciones biológicas como periimplantitis, pérdida de hueso, mucositis, recesión, etc. no presentaban prevalencia significativamente diferente para ninguna de las dos sistemáticas.

Por ello los autores de dicha revisión (80) abogaban por realizar una prótesis atornillada como primera elección, pues presentaban menos complicaciones y, a la vez, porque eran más sencillas de solucionar.

Si analizamos el debate entre ambas sistemáticas a partir de las propiedades que nos ofrece cada una de ellas podríamos valorar las siguientes aspectos (78):

- Facilidad y coste de fabricación: En principio una corona cementada suele ser más económica ya que es la que más se asemeja a la que se realiza convencionalmente sobre diente (13,17,55), mientras que la corona atornillada requiere de más elementos específicos para adaptar la corona al implante, que además suelen ser exclusivos del implante que se haya colocado (54). Sin embargo, los costes derivados de una complicación en una corona cementada son mayores que en una atornillada (76).
- Estética: Si el implante está colocado en su posición ideal, se puede conseguir una buena y predecible estética con cada uno de los dos sistemas (15). La posición de la chimenea de una corona atornillada en una zona estética puede condicionarnos excesivamente, obligándonos a cambiar de sistemática o a realizar un maquillaje de esa zona especialmente complicado (13,15,17,54,87).
- Accesibilidad: Las coronas cementadas ofrecen un acceso más cómodo en sectores posteriores de pacientes con una apertura limitada (13,55). Por otro lado, también se ha descrito el mayor riesgo de aspiración de algún tornillo o destornillador en prótesis atornillada (55,88).

- Oclusión: Es más fácil y viable establecer contactos oclusales ideales en prótesis cementadas ya que no presentan la apertura de acceso al tornillo (11,13,55). En una prótesis atornillada el material que se coloca para obturar el acceso del tornillo es más susceptible de provocar contactos inadecuados con componentes horizontales (14,55).
- Retención: Se considera uno de los factores más importantes que afectan a la longevidad del implante (17). Hay diversos factores que pueden afectar a esta característica como lo son la conicidad y altura del pilar, el tipo de cemento, superficie de adhesión (cantidad y tipo) (19). Si la altura para la corona es poca, en prótesis cementada no se debe trabajar a menos de 5mm, siendo la atornillada la recomendada para esas situaciones (15). La elección del tipo de cemento puede ser vital para conseguir una adecuada retención (13,89-91). El aflojamiento de los tornillos de fijación es una complicación que puede ser solucionada con más facilidad con coronas atornilladas y que hace que muchos clínicos opten por usar cementos temporales para la cementación de coronas sobre implante con los riesgos que ello supone (19). La falta de par de fuerzas, las fuerzas oclusales no axiales y la sobrecarga son algunos de los factores que pueden causar un aflojamiento del tornillo(13).
- Recuperabilidad: Sin duda es una de las principales ventajas de las coronas atornilladas, ya que permiten retirar fácilmente la prótesis sin dañarla (13,54), lo que también hace que sea más fácil de reparar tanto por la dificultad como por el coste (17).
- Ajuste pasivo: Existen muchas referencias sobre la correlación entre los problemas de ajuste pasivo de la prótesis y la aparición de complicaciones clínicas (92,93). Muchos autores han defendido que las prótesis cementadas reparten mejor esa carga siendo las que mejor ofrecen ese ajuste pasivo (11,13,14,94).
- Restricción de la posición del implante: Una corona atornillada requiere más de una posición ideal del implante que una cementada principalmente por sus consecuencias estéticas (14,71).

- Efecto en el tejido periimplantario: El uso de cemento en las cementadas puede favorecer la inflamación gingival, la cual puede generar incluso pérdidas de hueso (95).
- Provisionalización: Se aconseja el uso de coronas atornilladas para conseguir un mejor manejo de los tejidos blandos (15,96).
- Carga inmediata: El sistema atornillado es el considerado más indicado para este tipo de procedimientos, ya que permite una fijación más rígida y no se requiere cemento que podría ocasionar inflamación de los tejidos periodontales (15,95).

3.3.3. Coronas cemento-atornilladas

En un intento de aunar las ventajas de ambos sistemas, y minimizar sus defectos diversos autores han propuesto un sistema de retención que los combina. Es una técnica poco descrita pero que puede ofrecer soluciones muy interesantes para el clínico. Se trata del sistema de retención cemento atornillado (22,23,97,98).

Este diseño de corona permite trabajar con coronas cementadas a un pilar mecanizado, dando un buen ajuste pasivo. Las coronas pueden ser cementadas fuera de la boca, lo que permite trabajar con cementos resinosos que dan una mejor adhesión sin el compromiso que puede suponer para ello las condiciones de humedad de la cavidad oral y facilitando en control de polimerización o fraguado. Además es posible retirar fácilmente los excesos de cemento de los márgenes para una mejor salud de los tejidos periimplantarios (99). Por otro lado, ofrece las principales ventajas del sistema atornillado, ya que es fácil de reposicionar y retirar en boca tanto en casos de aflojamiento de tornillos, como de requerimiento de reparaciones o mantenimiento, pues el acceso al tornillo de fijación siempre es posible (21-23,97).

3.4. Conexión implante-corona: externa vs. interna

Desde los inicios de la implantología moderna, una de las características que ha sido objeto de debate es el diseño de la conexión que permite unir la estructura protésica a los implantes (100). Desde el principio, el sistema Brånemark se ha caracterizado por un hexágono externo que fue desarrollado para facilitar la inserción del implante en lugar de proporcionar un dispositivo antirrotacional. Esta configuración de hexágono externo ha sido muy útil y se ha incorporado en un gran número de sistemas. Sin embargo, tiene algunos inconvenientes debido a su altura limitada y, como consecuencia, eficacia limitada cuando son sometidos a cargas fuera del eje axial (101). Por lo tanto, se ha especulado que, bajo grandes cargas oclusales, el hexágono externo podría permitir micromovimientos del pilar, causando así inestabilidad de la conexión que puede resultar en el aflojamiento del tornillo o la fractura por fatiga (102).

Las conexiones internas se introdujeron para reducir o eliminar estas complicaciones mecánicas y reducir el estrés transferido a la cresta ósea (103). Esto no es del todo cierto para todos los sistemas de conexión. A diferencia de la conexión externa hexagonal, las configuraciones de la conexión interna adoptadas por los diferentes sistemas no son iguales. Se han identificado los factores que afectan a la unión del tornillo, y son: la altura del hexágono, el diámetro de la plataforma, el desajuste de los componentes y el asentamiento de los tornillos o los pilares (104).

Se ha señalado el tipo de conexión implante-pilar como la variable más relevante que puede asegurar la estabilidad de dicha unión, y se ha referido que la conexión interna demuestra una mayor resistencia a la flexión y una mejor distribución de la fuerza sobre las configuraciones externas (105) debido a su capacidad para disipar las cargas laterales dentro del implante y para resistir conjuntamente creando un cuerpo unificado con una distribución de carga más favorable en el área de conexión (106,107).

3.5. Materiales para la confección de coronas sobre implantes

Los materiales dentales utilizados en odontología pueden tener un origen natural o artificial, siendo éste último el más habitual en los tratamientos restauradores (108). Estos materiales pueden ser utilizados para la elaboración de estructuras, para recubrimiento de dichas estructuras o para confeccionar prótesis en bloque (109).

3.5.1. Coronas metal cerámica vs. totalmente cerámicas

Desde los inicios de los años setenta del siglo pasado, la elección preferida por los prostodoncistas ha sido la combinación metal-cerámica en los casos de prótesis parcial fija (110,111). Tradicionalmente, las coronas de metal-cerámica también han sido la opción más popular a la hora de realizar prótesis sobre implantes (112).

El motivo clínico de utilizar el metal-cerámica se debe a que ofrece resistencia y estética, gracias a un adecuado manejo de cerámicas añadidas por capas (estratificación) y glaseadas sobre una estructura rígida de una aleación metálica. Las aleaciones metálicas pueden ser muchas, puesto que han estado en constante desarrollo, con el fin de conseguir las mejores propiedades, no sólo mecánicas sino también biológicas, ya que con el paso de los años los clínicos han podido observar reacciones adversas o la aparición de efectos secundarios no deseados. Es por ello que se ha intentado trabajar con aleaciones con metales nobles, como oro, e incluso con estructuras de titanio para evitar al máximo las complicaciones de biocompatibilidad (113).

Por otro lado ante la creciente demanda e interés por mejorar la estética de los tratamientos restauradores, los avances científicos y tecnológicos han favorecido la creación de nuevos materiales y nuevas técnicas para la restauración de piezas dentarias, con el objetivo de aumentar la resistencia y la estética (114). Con esta finalidad se introdujo en el mercado las restauraciones cerámicas sin metal que a lo largo de los últimos años han experimentado un

auge creciente gracias a su biocompatibilidad y sus magníficas cualidades estéticas (115).

Debido a la mayor experiencia y uso más extendido de las prótesis metal-cerámica, sobretudo en sectores posteriores, se suelen utilizar los valores de supervivencia de éstas para evaluar las totalmente cerámicas (116). Aunque a priori se espera que sean menos resistentes a las fuerzas de la masticación, lo cierto es que presentan unos valores de resistencia muy buenos y que varían en función del tipo de cerámica (o combinación de ellas) y la técnica de confección (115). De hecho, en sectores anteriores las tasas de supervivencia de coronas totalmente cerámicas a 5 años son muy similares a las de las metal-cerámica, sin embargo, a nivel posterior estas tasas de supervivencia son levemente menores (52).

3.5.2. Cerámicas dentales para la confección de coronas

Los materiales cerámicos están siendo cada vez más utilizados en tratamientos restauradores dentales, debido a su superioridad estética, durabilidad, baja reacción química (bioinercia) y biocompatibilidad. En el campo de la implantología se ha utilizado para la confección de implantes, aditamentos protésicos y coronas [Figura 1]. Bien sea por capas, en bloque o combinadas, como el zirconio recubierto con porcelana feldespática, que permite el diseño de las prótesis dentales proporcionando en conjunto resistencia mecánica y apariencia estética, requisito fundamental en el campo dental (29,109).

Sin embargo, la fragilidad de estos materiales, implica que están sujetos a fracturas prematuras, especialmente cuando se exponen a ambientes húmedos bajo cargas de contacto continuas como bien se observa en las funciones orales (117,118).



Figura 1: Fotografía que muestra un tratamiento de rehabilitación protésica anterior con coronas totalmente cerámicas.

Tipos de cerámicas en odontología:

En la actualidad existen tres clasificaciones principales para las cerámicas dentales según los siguientes parámetros (119):

- Temperatura de sinterización.
- Composición química.
- Técnica de procesamiento.

Clasificación 1: Temperatura de sinterización:

Las porcelanas se clasifican en función de la temperatura a que deben ser llevadas para que se dé la cocción óptima:

- Alta sinterización (por encima de 1300°C)
- Media sinterización (1050-1300°C)
- Baja sinterización (850-1050°C)
- Muy baja sinterización (por debajo de 850°C).

Las más utilizadas para las restauraciones y prótesis son las de baja y muy baja sinterización (119,120).

Clasificación 2: Según composición química

- Cerámicas de silicatos:

Las cerámicas de silicatos están compuestas por los tres componentes básicos: cuarzo, feldespato y caolín, en los que el componente fundamental es el dióxido de silicio. Son materiales heterogéneos, constituidos por cristales rodeados de una fase vítrea (121,122). Dependiendo de la relación de mezcla y del tamaño del grano de la sustancia en crudo, así como del porcentaje de concentración de los distintos componentes y de la temperatura de sinterización, se crea un amplio espectro de materiales cerámicos. Dentro de este grupo distinguimos a su vez:

- Feldespáticas clásicas convencionales

Son cerámicas muy translúcidas y por tanto muy estéticas. Tienen un índice de contraste de 0.6 (la medición de la translucidez se realiza dividiendo la refractancia o intensidad de flujo radiante reflejado por el incidente) (123). A su vez son frágiles, ya que su resistencia a la flexión es de 56-144 Mpa. Se utilizan como material de recubrimiento sobre cofias metálicas o cerámicas, o para confeccionar frentes laminados de porcelana e incrustaciones en pacientes que presentan dentinas claras y homogéneas que requieran espesores mínimos de porcelana (0,3-0,5 mm) y una oclusión favorable, sin parafunciones (124). Se confeccionan en el laboratorio mediante la técnica de sinterización).

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

- Feldespáticas de alta resistencia

Son también porcelanas muy estéticas (con un índice de CR de 0.64). Presentan una mayor resistencia a la fractura que las anteriores, estando indicadas para la confección de restauraciones sin metal (coronas, incrustaciones y frentes laminados de porcelana) (124). Existen numerosas

cerámicas, de las cuales reseñamos a continuación las más representativas: Optec-HSP (Jeneric Pentron Dentalite), Mirage II Fiber (Chamelon Dental Products EE.UU), IPS Empress I (Ivoclar Vivadent), Finesse All-ceramic (Dentsply), Cergogold (Degussa), IPS Empress II (Ivoclar Vivadent), Style-Press (Metalor), IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent), IPS e. max Press. (Ivoclar Vivadent),

- Cerámicas de óxidos:

Las cerámicas de óxidos se obtienen añadiéndoles boruro, carburo, nitruro, siliciuro, titanato e itrio para conseguir las exigencias mecánicas. Presentan una gran resistencia a la fractura por su composición fundamentalmente de partículas cristalinas que tienen un elevado módulo de ruptura y que actúan evitando la progresión de las microfracturas y la escasa o nula fase vítrea que representa la parte débil de la porcelana (121). No son demasiado estéticas, por lo que se emplean principalmente para la confección de los núcleos o estructuras internas de las restauraciones debiendo ser recubiertas con una porcelana feldespática convencional compatible con su coeficiente de expansión térmica (CET) y temperatura de sinterización o fusión. Diferenciamos dos subgrupos:

- Porcelanas compuestas de óxido de aluminio (alúmina):

Respecto a las cerámicas anteriores, mejoran extraordinariamente las propiedades mecánicas de la cerámica. Esta mejora en la tenacidad de la porcelana animó a realizar coronas totalmente cerámicas. Sin embargo, este incremento de óxido de aluminio provocaba en la porcelana una reducción importante de la translucidez, que obligaba a realizar tallados agresivos para alcanzar una buena estética. Cuando la proporción de alúmina supera el 50% se produce un aumento significativo de la opacidad (125). Por ello se utilizan principalmente para estructuras internas o tratamientos estéticos que requieran de gran opacidad.

Son representantes de este tipo de cerámicas:

- In-Ceram Alúmina (Vita): Destinado a la realización de núcleos de coronas y pequeñas estructuras fijas (125).
- In-Ceram Spinelle: Incorpora a la fórmula de In-Ceram un óxido mixto de magnesio y aluminio, proporcionándole una mayor translucidez en detrimento de su resistencia mecánica (126).
- In-Ceram Zirconia: (Vita): Está compuesta de óxido de aluminio e incorpora un 33-35% de óxido de circonio, proporcionándole una resistencia a la flexión y escasa translucidez) (127).
- Procera All-Ceram Alúmina (Procera-Allceram, Nobel Biocare, Gotemburgo, Suecia). Este sistema emplea una alúmina de elevada densidad y pureza (>99,5%). Con esta técnica, el material se compacta hasta su densidad teórica, adquiriendo una microestructura completamente cristalina. El resultado es una cerámica con una alta resistencia mecánica porque al desaparecer el espacio residual entre los cristales se reduce la aparición de fisuras (125).

- Porcelanas compuestas de óxido de circonio.

La principal característica de este material es su elevada tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado «transformación resistente». El aumento de la tenacidad de fractura de las cerámicas de circonia está basado en la capacidad de retener la fase tetragonal metaestable a temperatura ambiente y en la capacidad de transformarla bajo tensión en las cercanías de la punta de la grieta (128). Su estabilidad parcial se logra mediante la adición de óxidos dopantes como Y_2O_3 , MgO , CaO y CeO_2 a una concentración de 2-10% (129,130).

Otras características de las cerámicas de óxido de circonio a destacar son el buen ajuste marginal, con valores entre 50-100µm (131), conseguido gracias a la técnica CAD-CAM utilizada en su manipulación, buena estética final aunque con cierto grado de opacidad, alta biocompatibilidad y baja conductividad térmica. Su uso para confeccionar estructuras cubiertas con otro tipo de cerámicas se ha visto comprometidas por la mala adhesión a esos materiales y la aparición de fracturas (*chipping*) (132).

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

Clasificación 3: Según técnicas de procesamiento

Se estimó como muy útil este tipo de clasificación ya que ayudaba al clínico a conocer los distintos sistemas de confección y a elegir el tipo de porcelana en función de la indicación clínica, así como de los medios técnicos de que disponga el laboratorio.

- Técnica de sinterización:

Es la técnica empleada para las porcelanas que se elaboran en el laboratorio mediante condensación o modelado por capas previamente a la fase de cocción. La técnica de condensación se puede realizar, bien sobre hoja de platino, sobre cofias metálicas o cofias cerámicas y sobre modelos duplicados en material de revestimiento de los modelos primarios (115,133).

- Técnicas de sustitución a la cera perdida:

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

una restauración completa de porcelana, tal y como clásicamente se efectúa con metal (115).

- Técnica de procesado por ordenador:

El sistema CAD-CAM (Computer Assisted Design, Computer Assisted Manufacturing) se basa en la técnica de diseño y procesado por ordenador para la confección de incrustaciones, coronas unitarias o puentes de cerámica libres de metal. Esta técnica suele utilizar bloques de materiales cerámicos prefabricados (134).

Las tres partes básicas del sistema CAD-CAM son:

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

Existen múltiples sistemas en el mercado como: Lava, Everest, IPS e.max ZirCAD, Precident-DCS, Procera AllCeram Circonio, Vita In-Ceram Cubes YZP.

3.5.3. Pilares sobre implantes

Los pilares son los componentes del sistema de implantes que se atornillan directamente al implante. Pueden ser de una sola pieza o de dos piezas. Los pilares de una pieza carecen de elementos antirotacionales, dado que es el mismo pilar el que se enrosca directamente al implante. Los pilares de dos piezas son los que pueden presentar conexión antirotacional, dado que tras posicionarlos son fijados con el segundo elemento (tornillo). Los pilares de una sola pieza son más gruesos (por lo que permiten hacer más adaptaciones), no sufren desaflojamientos, ni requieren de llave dinamométrica (al carecer de tornillo); sin embargo, tienen más tendencia a la fractura, no pueden ser angulados y su utilización se limita a casos de pilares múltiples, por lo que no

pueden ser utilizados en prótesis unitarias. Los pilares de dos piezas pueden presentar problemas de ajuste, aflojamientos y precisan de llaves dinamométricas, requiere de espacio para el tronillo, lo que obliga a que tengan unas paredes más delgadas; sin embargo son los que permiten trabajar con pilares angulados, elementos antirotacionales y ser aplicados en prótesis unitarias y con múltiples pilares (55).

Las paredes de los pilares suelen ser lisas, pulidas y rectas. El material suele ser de titanio o aleaciones de titanio, aunque últimamente se han ido introduciendo nuevos materiales de otras aleaciones como el cromo-cobalto, o cerámicos como los de circonio o de alúmina reforzada, con el fin de mejorar sus propiedades físicas y sobretodo estéticas (135).

Para corregir una vía de inserción inadecuada o por cuestiones estéticas, en ocasiones se utilizan pilares angulados de dos piezas, que suelen tener entre 15° y 30°. Cuanto mayor sea el ángulo, más riesgo hay de fractura del pilar a las fuerzas no axiales, lo cual es debido a que hay menos grosor o soporte en la zona de inserción del tronillo (55). En estas situaciones, también es posible realizar pilares personalizados gracias a sistemas como el pilar UCLA (17). Son aditamentos de plástico, base circular y morfología cilíndrica, que presentan huecos en su parte interior para poder atornillar directamente al implante, sin necesitar aditamentos transmucosos (136). Este aditamento fue diseñado para proporcionar un collar metálico en la base de la restauración, el cual provee una integridad estructural tanto para el metal como para la cerámica, sin comprometer la estética de la restauración (136).

La posibilidad de realizar pilares personalizados ha permitido la llegada de los pilares anatómicos, los cuales son de mucha utilidad en zonas estéticas, sobretodo en la adaptación de los tejidos blandos (55).

Independientemente de sus otras posibles funciones, la principal función de un pilar es retener la prótesis implantosoportada. Dicha retención está afectada por los siguiente factores: La angulación de las paredes del pilar, la

superficie, la altura, las formas de resistencia que incorpore, la textura superficial y la guía de inserción (55).

Referente a la altura del pilar, un pilar alto ofrece más retención que un pilar corto (64,137). La altura adicional no sólo incrementa la superficie, sino que permite que las paredes axiales puedan estar sometidas a más fuerzas de cizallamiento. El aumento de la altura y la proporción altura anchura son importantes para la retención y para la resistencia (55).

3.5.4. Cementos en odontología restauradora

En el campo de los materiales utilizados en odontología, el grupo de los cementos dentales es muy amplio. Establecer una definición o delimitar exactamente lo que es estrictamente un cemento o no, puede ser muy complejo, pues las técnicas y utilidades son muchas, siendo posible clasificar un cemento como material restaurador y viceversa (138). El concepto de cemento sugiere adhesión o unión y, de hecho, es una de sus principales utilidades, sin embargo, también pueden ser utilizados como sellantes en tratamientos endodónticos, bases cavitarias, restauraciones provisionales, etc. De todos modos, podríamos caracterizar los cementos como uno material que en estado fluido suele deslizarse bastante bien por todas las irregularidades superficiales, que fragua en un tiempo razonablemente útil y, desde el punto de vista clínico, debería adquirir un cierto grado de resistencia mecánica y tenacidad, pudiendo de esta manera mantener retenidas dos superficies (139).

Los cementos en prostodoncia deberían cumplir unas funciones básicas: mantener la integridad de la restauración, y el sellado de sus márgenes, y establecer o incrementar la retención a los pilares bien sean dientes naturales, o pilares sobre implantes. A modo de resumen, las propiedades ideales de un cemento serían las siguientes (139-141):

- A nivel biológico: bajo potencial alergénico, no tóxico, y poca interacción con los tejidos y fluidos con los que contacte. Siendo

muy importante el sellado para evitar filtraciones y desadaptaciones que favorezcan colonizaciones microbianas (7).

- A nivel mecánico: resistencia a las fuerzas a largo plazo, a la degradación en medio oral y a la carga cíclica de las fuerzas masticatorias.
- A nivel físico: debe ser consistente, mal conductor térmico y eléctrico, insoluble y resistente a la degradación.
- A nivel estético: traslúcido y de color estable para no interferir la estética de la restauración. Por otro lado, debería ser radiopaco para controlar mejor su ajuste marginal y evitar excesos.
- A nivel de las propiedades de manipulación: Es importante la viscosidad, el tiempo de trabajo y de fraguado, y el grosor del film que requiere el cemento. Que un material sea muy técnico-sensible debería ser considerado como una desventaja (138). Idealmente un cemento debería de ser lo suficientemente resistente para mantener la restauración, pero lo suficientemente débil como para facilitar su remoción cuando esta se requiera (142,143).

Lamentablemente, a pesar del gran surtido de cementos de los que dispone el clínico para trabajar, no existe un agente cementante ideal que se pueda utilizar en todas las restauraciones (140).

De los cementos dentales no debe preocuparnos sólo su biocompatibilidad con el medio oral del paciente, sino que también deben ser compatibles con los otros materiales de la restauración con los que se van a poner en contacto, de manera que no interfieran en el fraguado, en sus propiedades o en su función (139).

Debido a la diversidad de características y usos de los cementos dentales, existen varios tipos de clasificaciones, entre ellas la relacionada al uso y la composición.

Según su uso o aplicación clínica, los podemos clasificar en 2 grandes grupos (138,140,141):

- Cementos provisionales: Son aquellos que no tienen un requerimiento a largo plazo y que facilitan la remoción, ya que van a ser utilizados para soportar prótesis o restauraciones provisionales. Sin embargo, es muy frecuente su uso para retener prótesis definitivas sobre implantes (19,142).
- Cementos definitivos: Son aquellos que tienen un requerimiento de uso a largo plazo, por lo que deben mantener unas propiedades lo más longevas posibles, ya que son las que deben retener prótesis o restauraciones finales o definitivas. La llegada de las técnicas adhesivas ha permitido un aumento en las tasas de éxito de los tratamientos restauradores a largo plazo (140). En función de su capacidad de adhesión, estos cementos pueden dividirse en cementos de baja adhesividad (fosfato de zinc y cementos de silicatos), cementos de adhesividad media (policarboxilatos) y cementos de alta adhesividad (ionómero de vidrio y resinas) (141).

Según su composición, los cementos dentales utilizados como agentes cementantes, pueden clasificarse como (138):

- Cementos de fosfato de zinc: Su reacción de fraguado es por ácido-base (90%ZnO, 10%MgO) (138). Estos cementos no se unen al sustrato de manera química, por lo que su retención es mecánica o a fricción (144).
- Cementos de óxido de Zinc (con o sin eugenol): Se trata de un cemento de reacción de fraguado ácido-base que se utiliza principalmente para cementación provisional (138,139).
- Cementos de ácido orto-etoxibenzoico (EBA): De reacción ácido-base, presenta unas características y usos muy similares al anterior.

- Cementos de policarboxilato de zinc: Reacción de fraguado ácido, base. Son resistentes mecánicamente, insolubles y opacos. Presentan una mayor resistencia a la tracción que los de fosfato de zinc (119).
- Cementos de ionómero de vidrio: Fraguan por reacción de ácido-base. Son menos solubles y más resistentes a la compresión que los de policarboxilato, sin embargo son más traslúcidos que éstos (144). Podemos encontrar variantes en esta familia, son cementos de ionómero reforzados con otros materiales en su composición, con el fin de mejorar sus propiedades (138).
- Compómeros: Con unas propiedades que quedan entre los ionómeros y los cementos resinosos, suele ser más utilizado como material restaurador o cemento de ortodoncia (138).
- Cementos resinosos: Fraguan por reacción química que puede ser por autopolimerización, fotopolimerización o por ambos a la vez. Son el resultado de variaciones de rellenos de BIS-GMA y otros metacrilatos (144). Son altamente resistentes e insolubles. Permiten el uso de diferentes colores, favoreciendo el resultado estético (138). Existe una gran variedad de cementos resinosos en los que se mantiene la estructura del relleno de Bis-GMA con metacrílico o poliuretano o incluso reforzado con estructuras cerámicas o vítreas (145). A destacar la variante de cemento resinoso con ionómero de vidrio (144), se trata de un cemento con unas propiedades intermedias entre los resinosos y los ionómeros, donde destaca su fácil manipulación y como principal desventaja su menor translucidez (146).

A pesar de que el papel del cemento es básico para conseguir una adecuada retención, existen otros factores altamente influyentes como lo son la angulación, altura y superficie del pilar, las formas de resistencia, la textura superficial y la guía de inserción (55).

3.5.5. Adhesión de la resina a la cerámica y al metal

La unión porcelana-resina es de dos tipos: micromecánica y química. Es una unión que implica realizar microirregularidad, entre las opciones de tratamiento que se utilizan están la abrasión con instrumento rotatorio de diamante, microarenado con partículas de óxido de aluminio, un micrograbado de la porcelana con un ácido (fluorhídrico o el sulfúrico) (147). Que selectivamente elimina la matriz vítrea, dejando expuesta la estructura cristalina. Posteriormente se recomienda un agente de acoplamiento como los silanos, estas moléculas bifuncionales proporcionan enlaces covalente y enlaces de hidrógeno, las moléculas de silano, adhieren al dióxido de silicón con los grupos OH de la superficie de la cerámica. También tienen un grupo funcional degradable que co-polimeriza con la matriz orgánica de la resina (148). El silano también proporciona una mayor humectabilidad a la superficie de la cerámica (149).

En cuanto a la adhesión a metal, las superficies metálicas tienen una alta energía superficial. En presencia de aire, la superficie del metal se oxida y se recubre por grupos hidroxilo OH. Los grupos silanol ácido por tanto pueden reaccionar con los grupos OH- del metal. La basicidad de la superficie del metal dependerá del metal por sí mismo, y del pretratamiento previo tratamiento con silano (150).

3.6. Complicaciones y fracasos en coronas sobre implantes

Los tratamientos restauradores sobre implantes son, en general, cada vez más previsibles, ofreciendo a los pacientes una solución más a su edentulismo, bien sea total, parcial o unitario, con unas buenas tasas de supervivencia y funcionamiento a largo plazo. Sin embargo, es frecuente la aparición de complicaciones con el tiempo, las cuales pueden llevar al fracaso del tratamiento (1,30,85,151,152).

Podríamos definir el fracaso como el malogro o ruina de un tratamiento, bien sea por causa biológica, física o por incumplimiento de las expectativas generadas tanto por parte del clínico o del paciente. Una complicación haría más bien referencia a una dificultad o inconveniente en alguna fase del tratamiento, pudiendo condicionar la evolución de éste, y que si no se consigue resolver puede llegar a generar su fracaso.

Dado que el interés de este estudio se centra en la resistencia de la cerámica, a continuación se realiza una breve y escueta recopilación de las complicaciones y fracasos en prostodoncia implantosoportada, desarrollando solamente lo que hace referencia a la fractura de la cerámica.

3.6.1. Tipos de complicaciones

El campo de las complicaciones y fracasos de los tratamientos restauradores sobre implantes puede ser muy amplio, donde se pueden establecer dos grupos principales: aquellos que son debidos a factores biológicos, normalmente asociados al implante y tejidos perimplantarios, y aquellos que son debidos a causas biomecánicas o técnicas, normalmente asociados a la prótesis implantosoportada.

Un recopilatorio general de las complicaciones y fracasos recogidos en diversos estudios (30,85), nos permite clasificar las complicaciones de la siguiente manera:

- Complicaciones biológicas:
 - Pérdida del implante.
 - Complicaciones del tejido blando peri-implantar (inflamación, agrandamientos, recesiones, acortamiento o pérdida de papilas, fenestración/deshiscencia, fístulas).
 - Perimplantitis.
- Complicaciones técnicas o biomecánicas:
 - Aflojamiento de tornillos de retención.

- Descementación.
- Fractura del implante.
- Fractura de aditamentos protésicos (tornillo, pilar).
- Fractura de la prótesis (*chipping*, fractura de la cerámica).
- Pérdida de la restauración que cubre el agujero de acceso al tornillo en prótesis atornilladas.

En una revisión realizada por Jung y cols. (85), en la que se recoge la incidencia de complicaciones biológicas, técnicas y estéticas en coronas unitarias sobre implante durante un periodo de 5 años, se obtuvieron los siguientes resultados:

- A nivel de supervivencia, los implantes presentaron un éxito del 97,2% y del 96,3% en coronas unitarias implantosoportadas
- A nivel biológico, hubo una incidencia de complicaciones de tejidos blandos del 7,1% y de pérdida de hueso de más de 2mm del 5,2%
- A nivel técnico se observó una incidencia de 8,8% en aflojamientos de tornillos, un 4,1% en descementaciones y un 3,5% en fracturas de la cerámica

A nivel de materiales, no se observaron diferencias significativas de fracturas entre coronas metal-cerámica y totalmente cerámicas, del mismo modo que tampoco en aquellos casos en los que se habían utilizado aditamentos metálicos o cerámicos).

Estos resultados muestran una mejora respecto otro estudio similar realizado por el mismo autor anteriormente (1), lo que muestra que la constante mejora tanto en los conocimientos, la técnica empleada y los materiales utilizados nos ofrecen unos resultados cada vez más predecibles, lo que supone una mayor garantía de éxito.

3.6.2. Fractura cerámica en prótesis sobre implantes

La cerámica es un material ampliamente utilizado en odontología restauradora no sólo por sus excelentes propiedades de biocompatibilidad o por su menor adherencia a la placa dental comparado con las resinas de composite, sino también por sus excelentes propiedades estéticas (153). Se trata, por ello, en la primera opción de tratamiento protodóntico sobre implantes por ser muy duradera y estética (154).

La utilización de prótesis de metal-cerámica es ampliamente utilizada con unas altas tasas de éxito (155,156). La principal desventaja de este tipo de material es la fractura de la cerámica debido a sus propiedades mecánicas y de adherencia (153,154,157). Esta complicación ha sido referida en los estudios como habitual (156), lo que puede suponer el fracaso prematuro del tratamiento protodóntico (158).

En un estudio de Brägger y cols. (67) se reportaron significativamente más fracturas de la cerámica en prótesis sobre implantes que sobre dientes naturales. Estas fracturas suponen una complicación importante para la estética en el grupo de dientes anteriores, sin embargo también puede suponer un problema funcional cuando estas fracturas suceden en dientes posteriores (156).

Por otro lado, las fracturas de la cerámica no tienen por qué suponer directamente el fracaso de la restauración, pues a veces es posible repararla, lo que no deja de suponer un gasto, a veces importante, aparte de que en ocasiones no es fácil llevarla a cabo (154,156,158,159).

Las prótesis sobre implantes pueden ser realizadas de modo atornillado o cementado. Ambos sistemas han sido ampliamente comparados desde diferentes perspectivas y características sin llegar a postularse ninguna de las dos opciones como ideal (7,13-15,26,78,82,86). En lo referente a la fractura de la cerámica, el sistema de retención parece ser que podría influir (26,27).

3.7. Cargas compresivas verticales sobre cerámicas dentales

3.7.1 Fuerzas aplicadas en la cavidad oral

Durante el funcionamiento mandibular, las cargas que reciben las piezas dentales (naturales o artificiales) pueden ser muy diferentes en función de la configuración dental de la arcada (alineación de los dientes, número de dientes y de contactos, modo de intercuspidación, etc.), la edad del individuo, hábitos, la presencia de parafunción, o la presencia de algún tipo de prótesis dental (el tipo, y el tiempo que hace que la lleva) y otra serie de factores (raza, sexo, estado de salud, etc.) (160-167). En condiciones de oclusión funcional óptima, los contactos compresivos angulados (componente vertical y horizontal) deben darse en la zona anterior, siendo las cargas compresivas verticales las que se deben dar en dientes posteriores y en mayor intensidad para proteger así a los anteriores; es el concepto de oclusión mutuamente protegida (160).

Debido a la ausencia de ligamento periodontal, los implantes osteointegrados, reaccionan biomecánicamente en una forma diferente a los dientes naturales en lo referente a la fuerza oclusal. Por ello se cree que los implantes dentales pueden ser más propensos a sobrecarga oclusal, la cual es frecuentemente considerada como una de las causas potenciales de pérdida ósea periimplantaria y fracaso de la prótesis diente/implante. Los factores de sobrecarga que pueden influir negativamente en la longevidad del implante incluyen largas piezas en extensión, parafunciones, diseños oclusales inadecuados, y contactos prematuros. Por lo tanto, es importante mantener la oclusión del implante dentro de límites fisiológicos y por ello suministrar una carga del implante óptima para asegurar un éxito del implante a largo plazo (168).

Cuando se hace referencia a las cargas compresivas verticales que se dan en la cavidad oral, debemos diferenciar dos conceptos: lo que serían las cargas oclusales que se pueden dar durante la función normal (masticación) y

la carga máxima que puede llegar a realizar un individuo (MBF, *Maximum Bite Force*) (169).

Durante la masticación normal, en el ambiente húmedo que proporciona la saliva, la carga aplicada a los dientes al inicio del contacto está en el rango de 5 a 20N intensificándose hasta alcanzar intervalos de 50 a 364N al finalizar el ciclo (169-172). Los valores de máxima fuerza de mordida suelen estar entre los 216 y los 890N (161,169,173). Por otro lado, en comportamientos parafuncionales como el bruxismo se han observado cargas más elevadas (de 450 a 900N) por períodos cortos (108,174).

La enorme variedad de valores de fuerza que se observan en la bibliografía se debe a diversos factores, entre ellos los condicionantes propios del estudio (175) y del individuo. Respecto al condicionante individuo sabemos que los sujetos con maloclusión tienden a realizar fuerzas menores que aquellos que tienen una oclusión normal o ideal (176,177), también presentan valores más bajos aquellos que presentan disfunción craneomandibular (177,178), al igual que aquellos individuos que han sufrido la pérdida de alguna pieza posterior (164,179). Sin embargo, al reponer los dientes con soluciones protodónticas los valores de fuerza máxima de mordida vuelven a aumentar (166).

La edad del individuo es otro factor a tener presente. En un estudio reciente de Takaki y cols. (161), los resultados mostraron que la edad iba disminuyendo la fuerza de mordida máxima en hombres, de modo que el valor más alto se dio en la prepubescencia y, de manera gradual, iba disminuyendo al avanzar la edad, sin embargo, en mujeres, los valores más altos se dieron durante la fase de adulto joven. Es por ello por lo que concluyeron que la edad y el sexo son factores determinantes en el valor de mordida máxima, siendo los valores más altos en hombres que en mujeres.

Hay autores que defienden la relación con el índice de masa corporal, siendo la máxima fuerza de mordida directamente proporcional, es decir, que es mayor cuando el índice de masa corporal también lo es (180).

El ámbito de vida del individuo también se ha mostrado como un factor influyente en la capacidad de fuerza de mordida máxima, en ambientes urbanos los valores son más bajos que en ambientes rurales, donde se han registrado los valores más altos hasta ahora que han sido 1500N en una población esquimal (181).

En lo referente a la prostodoncia, se ha observado que los pacientes portadores de prótesis completa presentan unos valores de fuerza de mordida máxima que corresponden a una cuarta parte de lo que correspondería a un individuo totalmente dentado (160), pero en el momento que esta prótesis es soportada por implantes, aumenta. En el estudio de Mansour y cols. (166) donde los pacientes que pasaban de ser portadores de prótesis completa a sobredentadura sobre implantes, su fuerza de mordida máxima aumentaba por lo menos el doble. Meena y cols. (167) refirieron en su estudio que los pacientes con edentulismo bilateral posterior tratados con prótesis fija implantosoportadas recuperaban con el tiempo unos valores de fuerza de mordida máxima similares a los de un individuo dentado normal. En pacientes desdentados posteriores unilaterales rehabilitados con coronas implantosoportadas se ha visto que los valores de fuerza se recuperan en el lado rehabilitado llegando a valores casi tan altos como en el lado dentado, aunque significativamente inferiores, como muestran los estudios recientes de Al-Omiri y cols. (182) y de Al-Zarea y cols. (165).

Shinogaya y cols. (183) refirió en su estudio que el 80% de la fuerza masticatoria se da en la zona molar en pacientes adultos jóvenes, siendo el primer molar donde se da la mayor intensidad. Otros autores también lo refieren (164,184). Este es uno de los principales motivos por lo que la mayoría de estudios utilizan el primer molar para medir la fuerza de mordida máxima (161,164-167,175,182).

3.7.2. Estudios *in vitro* con cargas compresivas verticales

Una de las propiedades físicas mecánicas de los biomateriales en odontología es la tensión compresiva o resistencia, referida a la “capacidad de un material de tolerar una carga de dos fuerzas de igual dirección y en sentido contrario, tendiendo a disminuir la longitud de un cuerpo” (119).

Los estudios de carga compresiva suelen tener por objetivo conocer la resistencia de un determinado material, o elemento compuesto por diversos materiales, a la fractura tras ejercer una presión compresiva sobre éste. Estas cargas pueden ser únicas o varias, o aplicadas en diferentes ángulos según el tipo de estudio (169,174).

Las cargas compresivas pueden ser de baja intensidad pero continuamente repetidas, en forma de ciclos, lo que se denomina carga cíclica. Las cargas cíclicas pueden ser aplicadas hasta fractura o durante un número determinado de ciclos para simular la fatiga del material que correspondiente a la función mandibular durante un periodo de tiempo (32,33,98,106,174,185,186).

Los estudios de fractura por carga compresiva hasta fractura tienen por objetivo evaluar la capacidad mecánica de un material, o elemento compuesto por diversos materiales, hasta que el módulo de elasticidad de éste falla y se produce la fractura (169,174): Este tipo de metodología puede ser utilizada aplicando una presión vertical (especialmente cuando el elemento que se somete a carga corresponde con un diente del grupo posterior) (23,121,187,188), o una presión angulada, con componentes verticales y horizontales (normalmente aplicado en estudios que evalúen elementos sometidos a carga que correspondan a dientes del sector anterior) (5,32,33,189).

Las cargas de fuerza compresiva se realizan en máquinas de ensayo que presentan una base sobre la que se coloca la muestra que va a ser sometida a carga y un puntero que se desplaza contra ella. La posición de la muestra en la plataforma va a determinar la angulación en la que se produce la carga, es

decir, perpendicular al puntero para cargas totalmente verticales o plataformas inclinadas que permitan general cargas compresivas anguladas (23,27,32,33,187,188). La forma del puntero es de gran importancia en el tipo de carga y fractura que se quiera producir, lo que dependerá también del material que esté siendo sometido a carga, pues su comportamiento elástico será diferente (169,174). La utilización de punteros con forma de bola (esféricos o semiesféricos) permiten realizar cargas con efecto Hertziano, lo que genera conos de presión como lo hacen las curvaturas de las cúspides dentales, a diferencia de los acabados en forma de punta (174). Los punteros acabados en punta no respetan la elasticidad inicial del material, sino que inician su deformidad plástica desde el inicio de la carga (190). Es por ello que la mayoría de estudios que realizan cargas compresivas sobre cerámicas de recubrimiento utilizan punteros esféricos (23,27,49,188), también en cerámica monolítica (174), aunque no todos los autores utilizaron la misma forma (187,189). Algunos autores interponen materiales blandos de un grosor mínimo entre el puntero y la superficie de la muestra para ayudar a asentar o repartir el inicio de la carga (49,73,189,191-193); no hay consenso al respecto. En cuanto al diámetro de la esfera o semiesfera a utilizar en los test de carga compresiva vertical sobre materiales cerámicos, tampoco lo hay. En la revisión que se realizó, se halló que lo más habitual eran las esferas de 6mm de diámetro, aunque también se encontraron autores que utilizaron esferas o semiesferas de un diámetro de 3,5mm, 4mm, 5mm, 7mm, etc. (23,27,188,194-197).

3.8. El termociclado en estudios in vitro

El proceso de termociclado en odontología hace una simulación de los cambios de temperatura que se producen en el medio oral. Se ha observado que este tipo de proceso afecta especialmente a los materiales resinosos (198), aunque también a otros materiales. Así, en el estudio de Abou-Madina y cols. (187) se observaron diferencias significativas en la resistencia a la

fractura por fuerzas compresivas verticales de coronas de disilicato de litio tras un proceso de termociclado respecto a las que no lo habían sufrido, haciendo que las primeras fueran menos resistentes.

El proceso de termociclado se realiza en medio húmedo imitando la boca del paciente. Habitualmente, se realiza en 2 cubas, normalmente rellenas con agua destilada, a diferentes temperaturas, en las que se sumerge la muestra a la que se quiere someter al proceso durante un tiempo, y se va cambiando de una a la otra haciendo diferentes ciclos. Los cambios térmicos orales van entre temperaturas mínimas de 0°C a temperaturas máximas de 64°C (199). En los estudios *in vitro* con termociclado con mayor frecuencia se suele hacer baños a 5°C y a 55°C, dejando sumergida la muestra en la cuba durante 30 segundos (143,193,200-206). Sin embargo hay estudios en los que se ha utilizado un tiempo de inmersión diferente (49,207-210).

El número de ciclos es un tema que ofrece mucha más variabilidad, ya que hay poco consenso. En la literatura encontramos, entre otros, estudios con 400 ciclos (211), con 500 (212), con 1000 ciclos (200,203,204,213), con 2000 (205), con 2400 (158), con 5000 (187,193), con 5500 (202), con 8000 (208), con 10000 (214), etc. No existe un consenso en el número de ciclos ni en su equivalencia con el envejecimiento al que correspondería en el medio oral. Si bien hay estudios como los de Leibrock y cols.(158) o de Krejci y cols. (215) en los que hicieron una extrapolación y refirieron que un proceso de termociclado de unos 2000 ó 2400 ciclos correspondería a un envejecimiento de dos años aproximadamente, esta valoración no es compartida por otros autores como recoge la revisión realizada en el estudio de Gale y cols. (216). Por otro lado, Garey y cols. (211) en su estudio referían que termociclados superiores a 400 ciclos no influían en los resultados

El proceso de envejecimiento mediante termociclado se ha realizado en algunos estudios para poder valorar el comportamiento del cemento y poder conocer su comportamiento a lo largo del tiempo (72,143,200,217). Hay que tener en cuenta que tanto las propiedades adhesivas como mecánicas pueden

verse afectadas por la existencia de humedad o bien por un proceso de termociclado (218).

.

4. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Hipótesis 1:

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de la cerámica por compresión vertical entre coronas unitarias implantosoportadas de disilicato de litio monolítico con sistema de retención cementado y con sistema de retención cemento-atornillado.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de la cerámica por compresión vertical entre coronas unitarias implantosoportadas de disilicato de litio monolítico con sistema de retención cementado y con sistema de retención cemento-atornillado.

Hipótesis 2:

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de la cerámica por compresión vertical entre coronas unitarias implantosoportadas de disilicato de litio monolítico con sistema de retención cemento-atornillado sobre pilares de diferentes alturas.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de la cerámica por compresión vertical entre coronas unitarias implantosoportadas de disilicato de litio monolítico con sistema de retención cemento-atornillado sobre pilares de diferentes alturas.

Hipótesis 3:

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de la cerámica por compresión vertical entre coronas unitarias implantosoportadas de disilicato de litio monolítico tras un proceso de termociclado de 2000 ciclos.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de la cerámica por compresión vertical entre coronas unitarias

implantosoportadas de disilicato de litio monolítico tras un proceso de termociclado de 2000 ciclos.

Hipótesis 4:

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de la cerámica por compresión vertical entre coronas unitarias implantosoportadas de disilicato de litio monolítico con sistema de retención cementado y con sistema de retención cemento-atornillado, tras un proceso de termociclado de 2000 ciclos.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de la cerámica por compresión vertical entre coronas unitarias implantosoportadas de disilicato de litio monolítico con sistema de retención cementado y con sistema de retención cemento-atornillado, tras un proceso de termociclado de 2000 ciclos.

Hipótesis 5:

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de la cerámica por compresión vertical entre coronas unitarias implantosoportadas de disilicato de litio monolítico con sistema de retención cemento-atornillado sobre pilares de diferentes alturas, tras un proceso de termociclado de 2000 ciclos.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de la cerámica por compresión vertical entre coronas unitarias implantosoportadas de disilicato de litio monolítico con sistema de retención cemento-atornillado sobre pilares de diferentes alturas, tras un proceso de termociclado de 2000 ciclos.

5. OBJETIVOS

Objetivo general

Estudio *in vitro* sobre la resistencia a la fractura de coronas unitarias implantosoportadas de silicato de litio cementadas y cemento-atornilladas a pilares de diferentes alturas, sometidas o no a termociclado.

Objetivos específicos

1.- Determinar y comparar la resistencia a la fractura de coronas unitarias implantosoportadas de disilicato de litio utilizando sistemas de retención cementado y cemento-atornillado.

2.- Determinar y comparar la resistencia a la fractura de coronas unitarias sobre implante totalmente cerámicas con sistema de retención cemento-atornillado sobre pilares de diferentes alturas, quedando una mayor o menor cantidad de cerámica de la corona sin soporte del pilar.

3.- Determinar y comparar el efecto del proceso de termociclado en la resistencia a la fractura en coronas unitarias sobre implante totalmente cerámicas.

4.- Determinar y comparar el efecto del proceso de termociclado en la resistencia a la fractura de coronas unitarias sobre implante totalmente cerámicas utilizando sistemas de retención cementado y cemento-atornillado.

5.- Determinar y comparar el efecto del proceso de termociclado en la resistencia a la fractura de coronas unitarias sobre implante totalmente cerámicas con sistema de retención cemento-atornillado sobre pilares de diferentes alturas, quedando una mayor o menor cantidad de cerámica de la corona sin soporte del pilar.

6. MATERIALES Y MÉTODOS

6.1. Diseño y preparación de la muestra

Se fabricaron un total de 60 muestras para este estudio. Cada uno de los modelos incluía una réplica en titanio (Titanio Al6v4 Gr.5) de un implante de conexión interna hexagonal de 6mm de plataforma (IPD-DAAR00, I.P.D.®, Barcelona, España) [Figura 2].

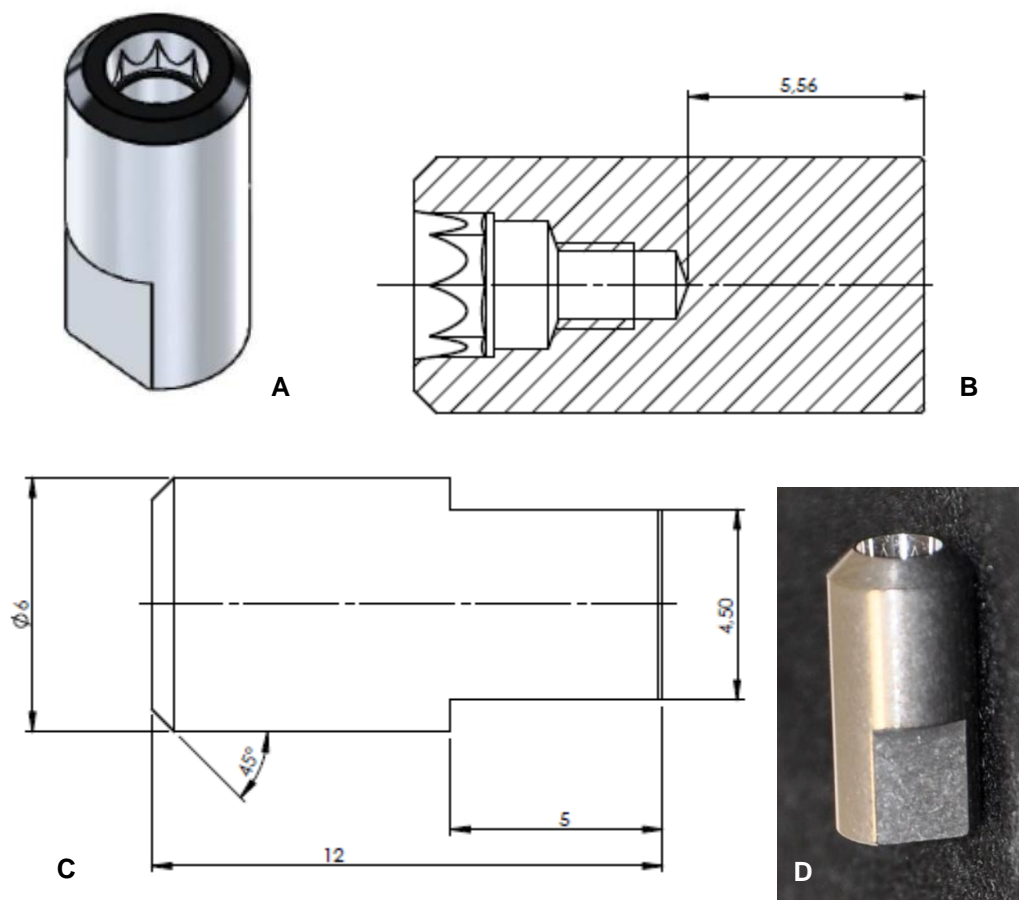


Figura 2: Diseño de la réplica del implante (A, B, C) y fotografía de ésta (D).

Cada una de las réplicas fue retenida dentro de una pieza cúbica, metálica y hueca, de 22 mm por lado y 2,5 mm de grosor de pared, con una resina rígida autopolimerizable (Paladur®, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Alemania) [Figura 3].

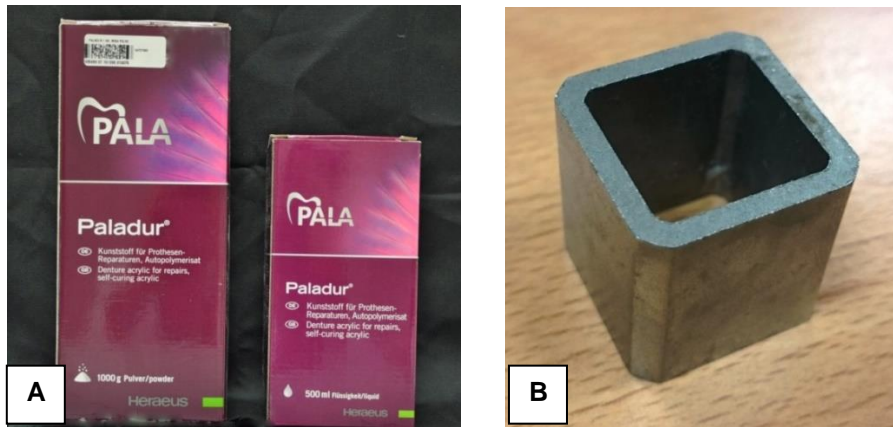


Figura 3: Resina autopolimerizable Paladur® (A) y base cúbica metálica (B).

Todas las réplicas se colocaron completamente verticales, en la misma posición, con la ayuda de un paralelizador la primera y el resto utilizando una llave de silicona rígida (Labosil®, Protechno, Girona, España). La llave de silicona se realizó con una impresión a cubeta cerrada con un transfer individualizado con composite (Tetric EvoCeram®, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), de tal modo que siempre se usó la misma llave y el mismo transfer para las 60 muestras, con el fin de asegurar el mismo posicionamiento de cada réplica en todas ellas [Figura 4].

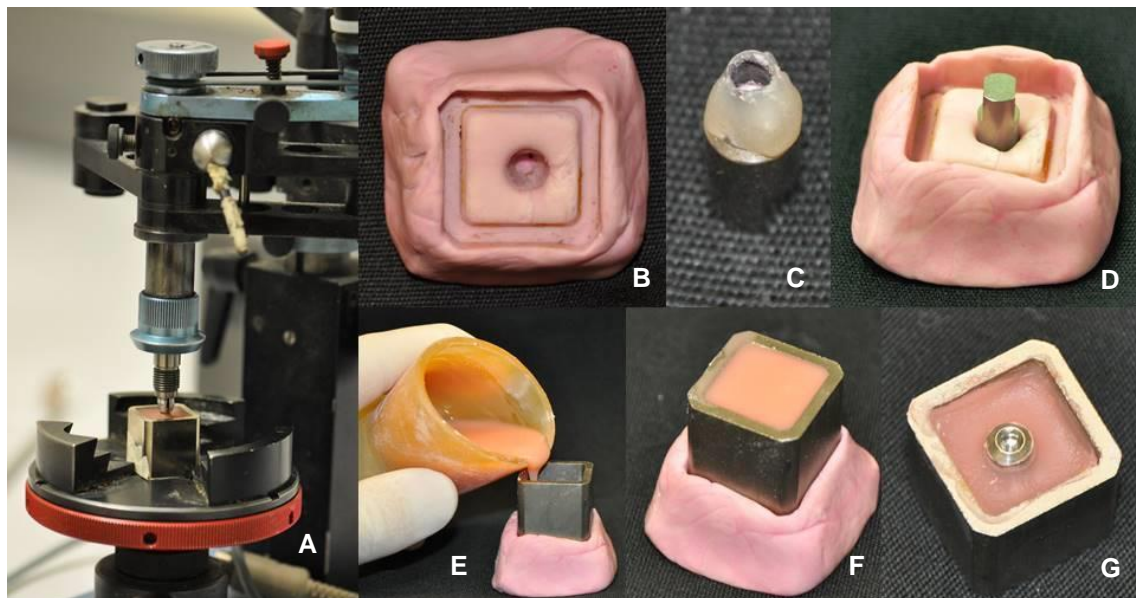


Figura 4: Secuencia de la confección de la base de los modelos de estudio: Retención de la réplica del implante con resina rígida. (A) Posicionamiento con paralelizador, (B) Llave de silicona, (C) Transfer individualizado con resina, (D) Réplica reposicionada en la llave de silicona, (E) Vertido de la resina, (F) Fraguado de la resina, (G) Réplica retenida por resina en base cúbica.

Por otro lado, se confeccionaron para este estudio 60 pilares de titanio (Titanio Al6v4 Gr.5) con interfase antirotacional y de conexión interna hexagonal (IPD-DAIR00, I.P.D.®, Barcelona, España) para cada una de las réplicas de implante. De los 60 pilares, 40 tenían una altura estándar de 4,2mm y 20 tenían una altura de 5,5mm. Cada pilar fue posicionado en un modelo diferente con un tornillo del mismo material y atornillado al mismo par de fuerzas (35Ncm), con llave dinamométrica calibrada, según indicaciones del fabricante [Figura 5 y 6].

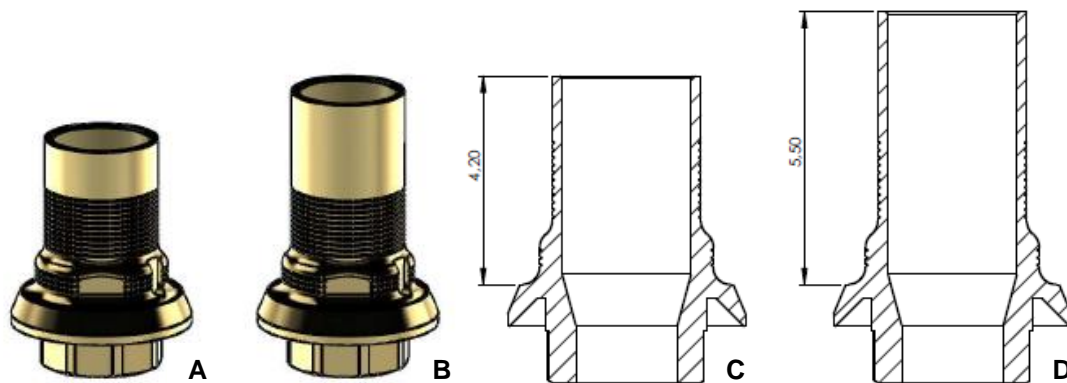


Figura 5: Diseño de los pilares: conexión hexágono interno, interfase antirotativa, y alturas de 4,2mm (figuras A y C) y de 5,5mm (figuras B y D).

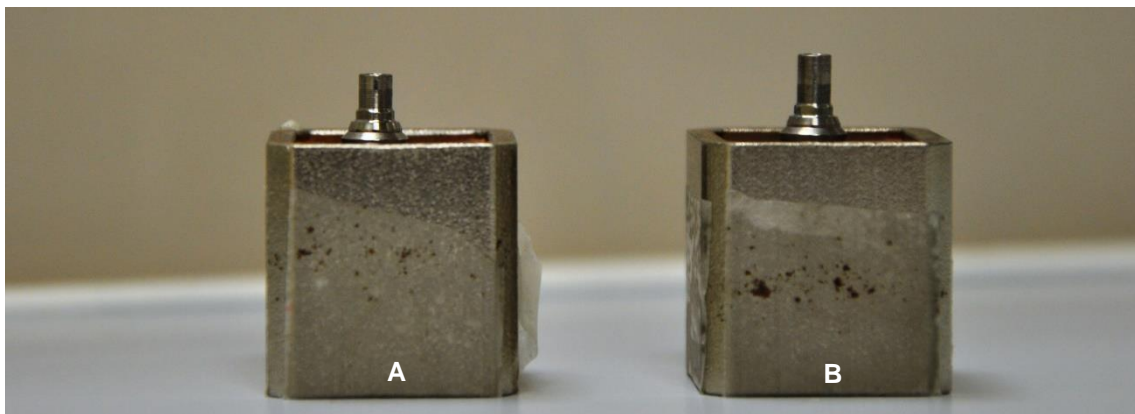


Figura 6: Posicionamiento de los pilares en los modelos con las réplicas. Puede observarse ambas alturas: (A) pilar de 4,2mm y (B) pilar de 5,5mm.

Finalmente, se realizó el diseño de las coronas emulando un primer molar inferior y adaptando la zona cervical a los pilares utilizados [Figura 7]. Se utilizaron valores dimensionales estándar (219):

- Longitud cérvico-oclusal: 7,5mm
- Diámetro mesio-distal: 11mm
- Diámetro vestíbulo-lingual: 10,5mm

El modelo anatómico se diseñó y confeccionó por ordenador, aplicando una morfología oclusal estándar de primer molar inferior.

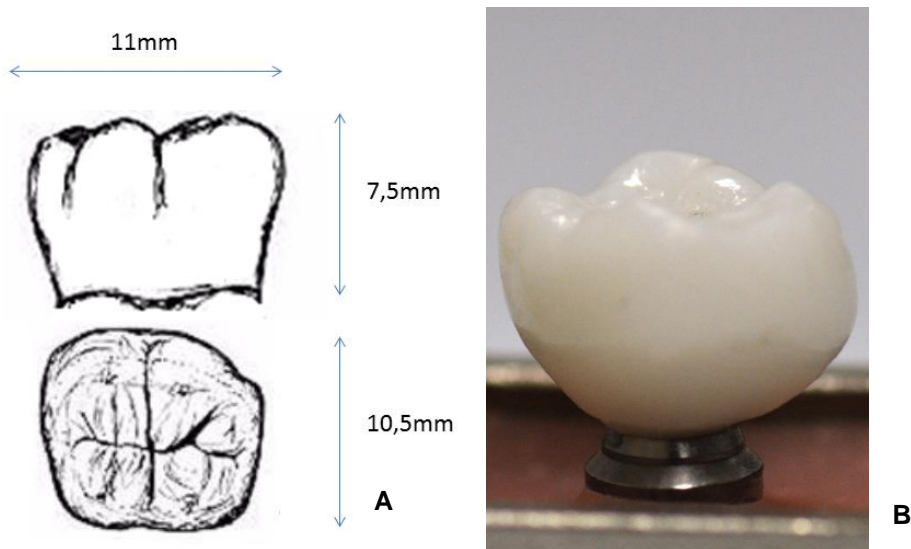


Figura 7: Anatomía y tamaño de la corona emulando un primer molar inferior. (A) diseño de la corona, (B) Corona acabada.

Se confeccionaron un total de 60 coronas totalmente cerámicas de disilicato de litio (IPS e.max press®, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) por técnica inyectada a presión, utilizando el mismo modelo anatómico, para todas ellas, con el fin de que fuesen iguales. De las 60 coronas confeccionadas:

- 20 fueron preparadas para ser cementadas a un pilar de 4,2mm, conservando la anatomía oclusal (sistema de retención cementado). Código de este grupo: C-4,2
- 20 fueron preparadas para ser cementadas a un pilar de 4,2mm, pero con un acceso oclusal para acceder al tornillo (sistema de retención cemento-atornillado). Código de este grupo: CA-4,2

- 20 fueron preparadas para ser cementadas a un pilar de 5,5mm, pero con un acceso oclusal para acceder al tornillo (sistema de retención cemento-atornillado). Código de este grupo: CA-5,5

Debido a la utilización de pilares de 2 diferentes alturas y un mismo tamaño de corona, se generaron 2 situaciones diferentes: las coronas que utilizaban un pilar estándar de 4,2mm dejaban libre hasta la superficie oclusal 3,3mm de cerámica, mientras que cuando se utilizaba un pilar más largo, en este caso 5,5mm el grosor de cerámica libre de pilar era de 2mm. [Figuras 8 y 9]

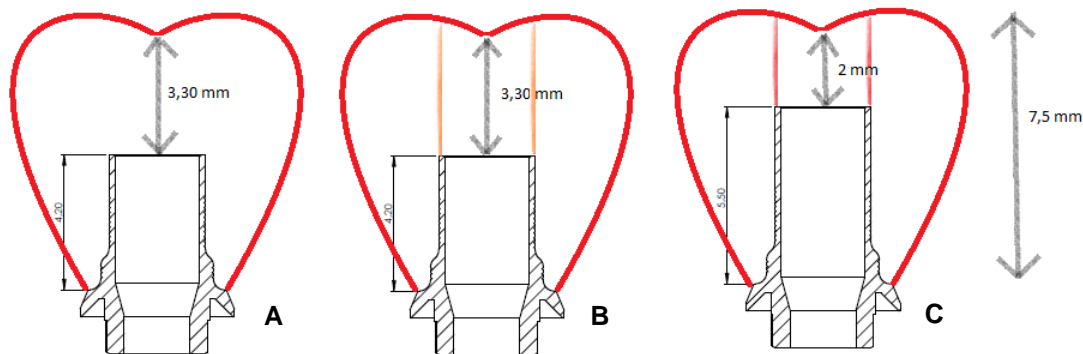


Figura 8: Diseño de las coronas: (A) cementada sobre pilar de 4,2mm (C-4,2), (B) cemento-atornillada sobre pilar de 4,2mm (CA-4,2) y (C) cemento-atornillada sobre pilar de 5,5mm (CA-5,5).

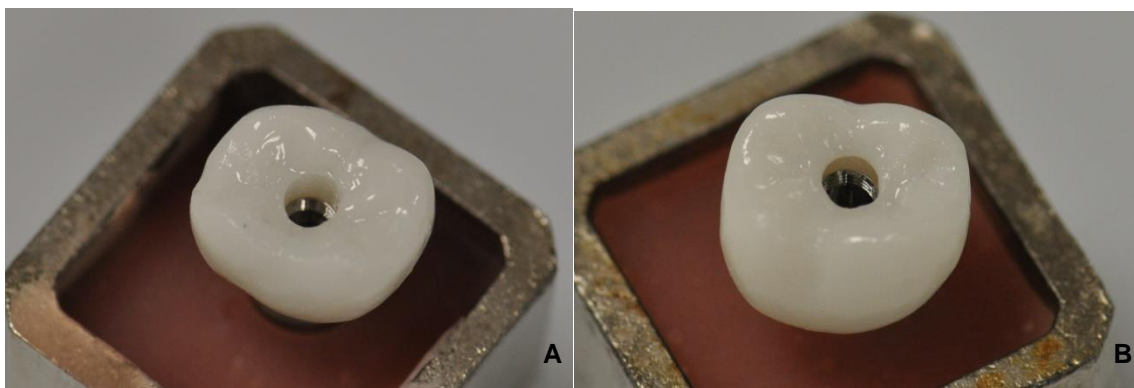


Figura 9: Coronas cemento-atornilladas. Se puede observar los diferentes grosores de cerámica sin soporte en función de la altura del pilar. (A) 3,3mm cuando el pilar era de 4,2mm (CA-4,2) y (B) 2mm cuando el pilar era de 5,5mm (CA-5,5).

Todas las coronas fueron cementadas utilizando el cemento resinoso SpeedCEM (SpeedCEM, Ivoclar Vivadent®, Liechtenstein) siguiendo las indicaciones del fabricante [Figura 10]. A la corona se le realizó grabado con ácido hidrofúorídrico al 5% (IPS® Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent®, Liechtenstein) durante 20 segundos, lavado y secado con jeringa de agua/aire, aplicación de Monobond® Plus (Ivoclar Vivadent®, Liechtenstein) durante 60 segundos y secado con jeringa de aire. Una vez preparadas las coronas se aplicó el cemento, mezclado con puntas de automezcla, en la superficie del pilar y de la cara interna de la corona. En todos los casos se protegió el interior del pilar colocando una bola de teflón y se eliminó el excedente de cemento de los accesos oclusales en las coronas cemento-atornilladas. El cementado se realizó a la temperatura ambiente del laboratorio (23°C) y bajo una carga vertical de 5 kg durante 10 minutos siguiendo el protocolo establecido por la ADA (ANSI/ADA Specification No. 96—Dental Water-Based Cements: 2000) (ISO 9917) (220). Los excesos de cemento fueron retirados mediante de una cureta metálica Columbia 4R/4L (Hu-Friedy, Chicago, Illinois, USA).

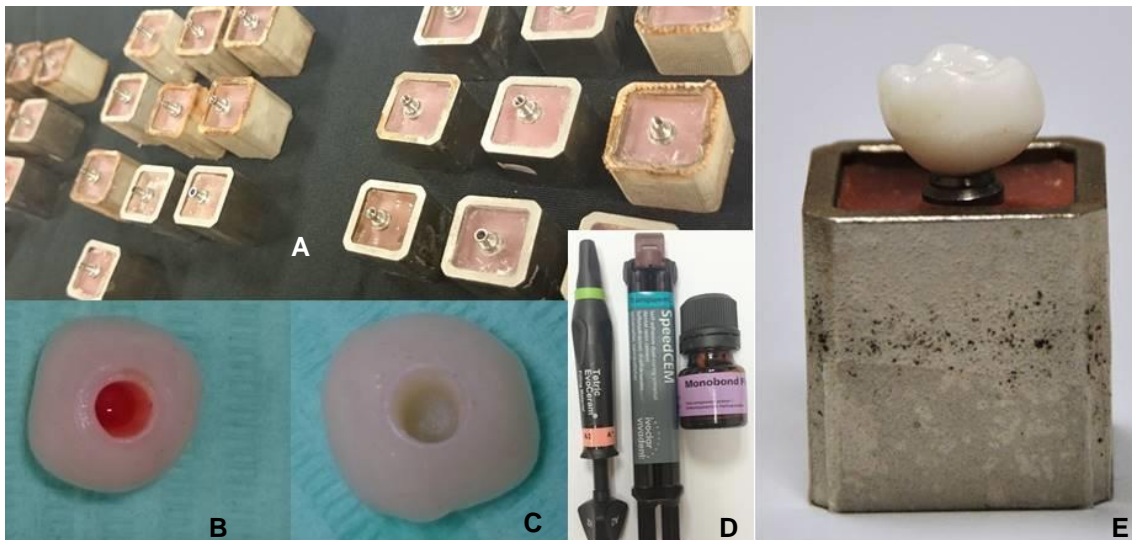


Figura 10: Fotografías del proceso cementado de las coronas y algunos de los materiales empleados. (A) Muestras con pilares preparadas para la cementación. (B) Grabado con ácido fluorhídrico al 5%. (C) Silanizado. (D) Materiales para el cementado: composite (Tetriceram®), cemento resinoso (SpeedCem®) y silano (Monobond®). (E) Corona cementada.

A las coronas cemento-atornilladas se les obturó el acceso oclusal con teflón y composite (Tetric EvoCeram, Ivoclar Vivadent®, Liechtenstein). Previo a la colocación del composite, se preparó la cerámica del acceso oclusal con grabado con ácido hidrofúorídrico al 5% (IPS® Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent®, Liechtenstein) durante 20 segundos, lavado y secado con jeringa de agua/aire, aplicación de silano (Monobond® Plus, Ivoclar Vivadent®, Liechtenstein), secado con jeringa de aire, aplicación de adhesivo (Excite®, Ivoclar Vivadent®, Liechtenstein) durante 10 segundos, secado con jeringa de aire y fotopolimerización durante 20 segundos. Posteriormente se colocó el teflón, que fue impactado hasta rellenar el pilar, y, seguidamente, el composite que fue compactado y adaptado con espátulas, y fotopolimerizado durante 20 segundos a una intensidad de 1.200 mW/cm² mediante la lámpara de polimerización (Bluephase G2®, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein).

Al terminar el tiempo de cementado y tras haber obturado los accesos oclusales en las coronas cemento-atornilladas, cada una de las muestras se fue depositando en un recipiente [Figura 11] y posteriormente se colocaron en un horno a 37° C durante 24 horas a una humedad del 100% [Figura 12].



Figura 11: Coronas colocadas en un recipiente con agua en la base tras la cementación.



Figura 12: Muestras colocadas a 37°C durante 24h a un 100% de humedad.

De los 3 diseños de coronas, del total de 20 modelos de cada tipo se procedió a un proceso de termociclado a la mitad de cada uno de ellos, es decir 10 modelos se reservaron sin termociclar y los otros 10 se sometieron a un proceso de termociclado. Este proceso se realizó en la máquina de termociclado (Polyscience, Illinois, USA) en las instalaciones de la Universidad Internacional de Catalunya [Figura 13]. Las muestras se termociclaron en dos baños de 5° y 55° durante 2000 ciclos, y con una duración de 30 segundos por baño [Figura 14].



Figura 13: Fotografía de la máquina de termociclado en las instalaciones de la Universitat Internacional de Catalunya.



Figura 14: Fotografías en las que se observa la posición de la muestra en la máquina de termociclado(A), dentro del cesto que transporta las muestras (B) y contador de ciclos (C).

Tras todo este procedimiento de las 60 muestras se obtuvieron los siguientes 6 grupos de muestras:

- 10 modelos con coronas de disilicato de litio con sistema de retención cementado sobre pilar de 4,2mm no termociclados.
- 10 modelos con coronas de disilicato de litio con sistema de retención cementado sobre pilar de 4,2mm termociclados.
- 10 modelos con coronas de disilicato de litio con sistema de retención cemento-atornillado sobre pilar de 4,2mm no termociclados.
- 10 modelos con coronas de disilicato de litio con sistema de retención cemento-atornillado sobre pilar de 4,2mm termociclados.
- 10 modelos con coronas de disilicato de litio con sistema de retención cemento-atornillado sobre pilar de 5,5mm no termociclados.
- 10 modelos con coronas de disilicato de litio con sistema de retención cemento-atornillado sobre pilar de 5,5mm termociclados.

El tamaño muestral para la valoración de la resistencia a la fractura se determinó a partir de los resultados de una prueba piloto con 9 muestras (tres de cada diseño y todas ellas sin termociclar). De ella resultaron unos valores de fractura a los 2105, 2476, 2176, 2805, 2379, 2179, 2886, 2845 y 2874N con una varianza de 207,88. Se estableció un nivel de confianza del 95%, un poder estadístico del 90%, una precisión de 21N (atendiendo a que la desviación estándar era de 337,813N y que el rango era de 781N) y que la hipótesis fuese bilateral. El tamaño muestral resultante ajustado a pérdidas del 5% fue de 10 muestras por grupo, por lo que optamos por establecer este tamaño muestral en nuestro estudio. Valor que estaba en consonancia con estudios similares (23,26,27,33,187,189,194,197)

6.2. Pruebas de fractura por compresión

Para la valoración de la resistencia a la fractura de las coronas implantosoportadas de disilicato de litio monolítico a fuerzas compresivas verticales, se sometieron las muestras a fuerza de compresión mediante la máquina de ensayos universal de tracción-compresión, marca MTS Bionix® modelo 858 (MTS, USA), provista de video extensometría y equipada con una célula de carga MTS de 25KN, [Figura 15] a una velocidad constante de 0,5 mm por minuto (siguiendo la norma ISO 14801 (73,221)) y tras una precarga de 10N, estableciendo el final de la prueba cuando la corona se fracturaba [Figura 17]. El equipo fue controlado por medio de la conexión a un PC equipado con un paquete de software TestWorks 4® (MTS Systems Corporation, USA).

El ensayo mecánico fue realizado en las instalaciones del departamento de ciencia de los materiales e ingeniería metalúrgica de la Universidad Politécnica de Cataluña (U.P.C.).

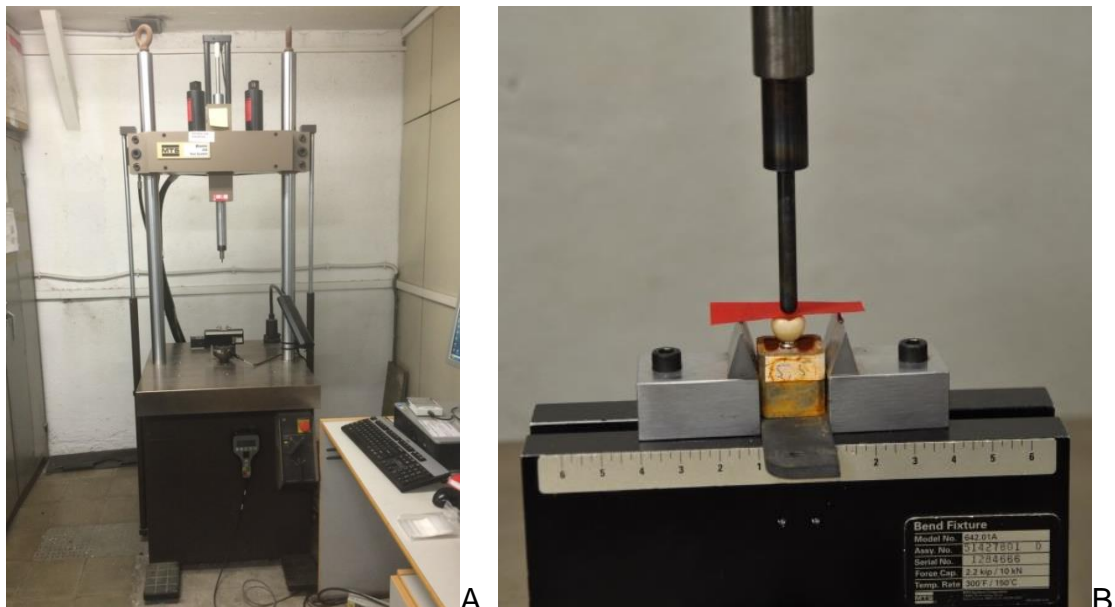


Figura 15: Fotografía (A): Máquina de ensayos universal (MTS Bionix® 585 test system, modelo 358, USA) en las instalaciones de la Universitat Politècnica de Catalunya. Fotografía (B): Plataforma de fijación de la muestra y posición puntero para aplicar la fuerza de compresión vertical.

La punta de aplicación de la fuerza se fabricó expresamente para este ensayo siendo de acero reforzado con una punta semiesférica de 6mm de diámetro [Figura 16] tal y como se hizo en los estudios utilizados de referencia.



Figura 16: Fotografía de la punta para aplicar compresión en este estudio.

Entre la punta de la máquina de ensayos que aplicó la carga y las muestras se colocó papel de articular de 200 micras (Hanel Papel articular 200 micras, Coltène®, Altstätten, Switzerland) a fin de distribuir mejor las fuerzas de compresión [Figura 17].

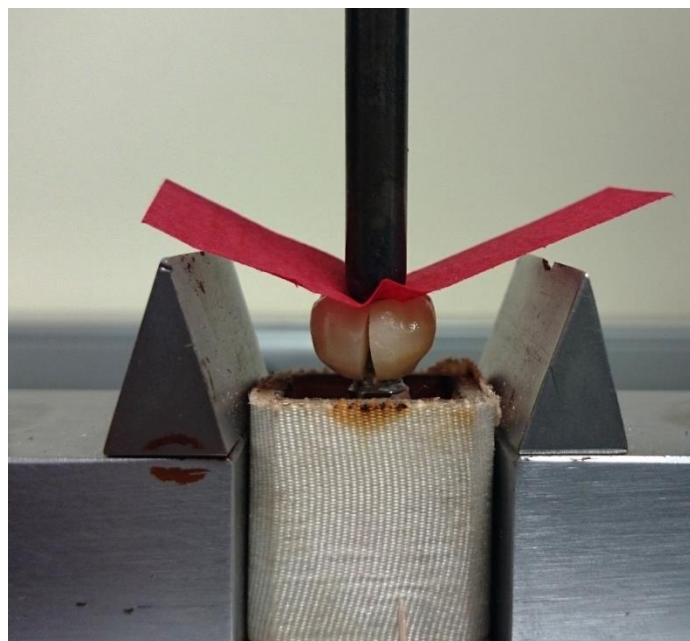


Figura 17: Fractura de la corona por compresión. Previa colocación de papel de articular.

Previamente a cada ensayo, se colocó una malla alrededor de la muestra para evitar la dispersión de los fragmentos con la fractura. Los fragmentos resultantes de cada ensayo fueron embolsados e indentificados por separado [Figura 18].



Figura 18: Fotografías que muestran la recogida de fragmentos tras cada uno de los ensayos.

6.3. Recogida de datos y análisis estadístico

Los resultados obtenidos a través de software informático TestWorks 4 ® (MTS Systems Corporation, USA) [figura 19] fueron recogidos en una tabla de Excel® (Microsoft, USA). Se recogieron los siguientes datos: la fuerza de compresión que generó la fractura, en newtons (N); el tipo de corona (cementada, cemento-atornillada con pilar de 4,2mm o cemento-atornillada con pilar de 5,5mm); y si la muestra había sido o no sometida a termociclado.

Los datos fueron analizados con el programa estadístico Statgraphics Centurio XV (Versión 15.1.02, Statpoint Technologies, Inc. Warrenton, Virginia, USA).

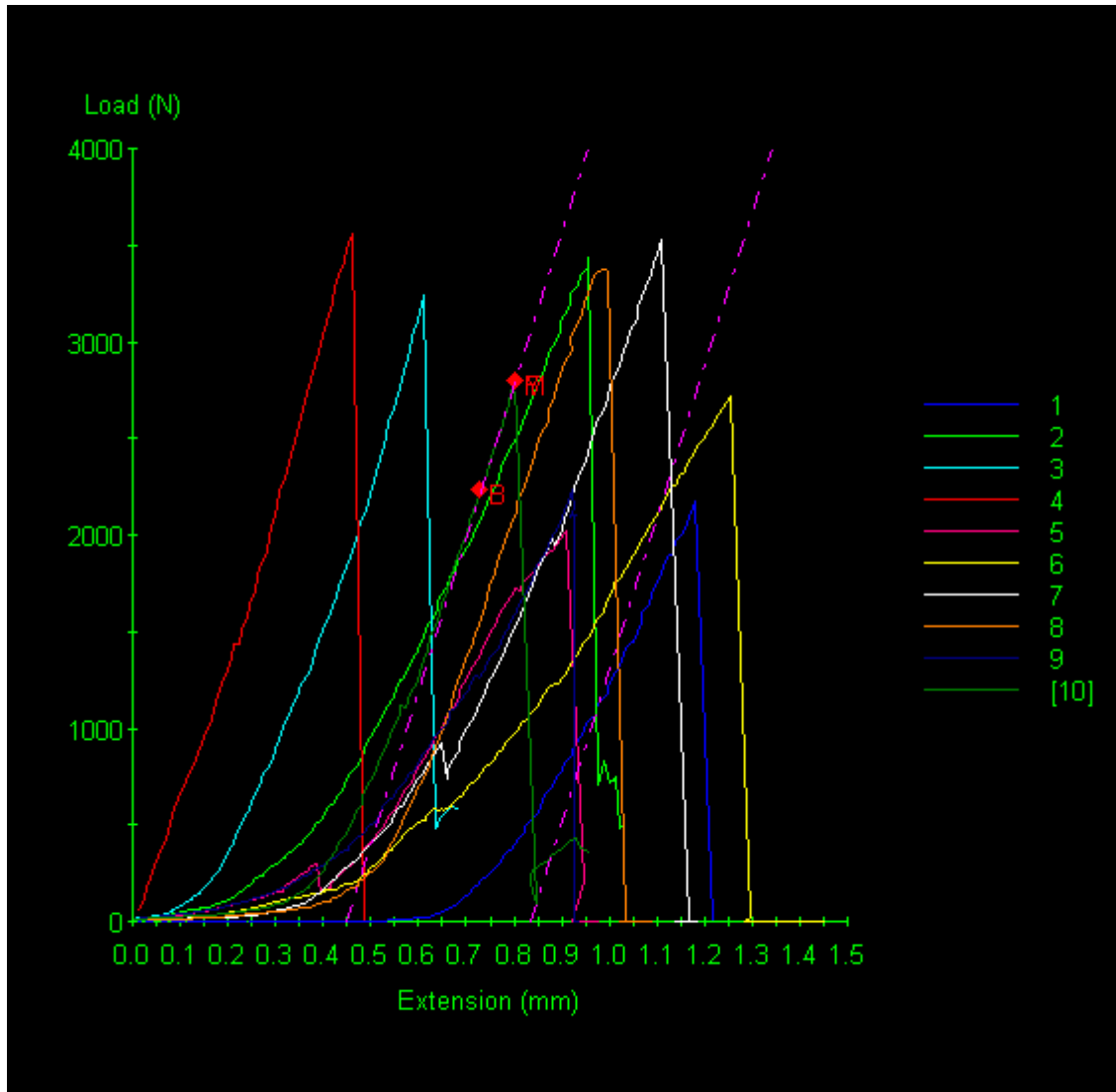


Figura 19: Imagen obtenida gracias al software TestWork 4 donde se observa gráficamente las curvas de carga y fractura de uno de los grupos del estudio.

Variables de estudio

1. Variables independientes

- Diseño y sistema de retención de coronas implantosoportadas de disilicato de litio (coronas de recubrimiento para ser cementadas sobre

un pilar de 4,2mm de altura (C-4,2); coronas de recubrimiento perforadas para ser cementadas a un pilar de 4,2mm de altura y con una obturación de composite en el acceso oclusal al tornillo de fijación (CA-4,2); coronas de recubrimiento perforadas para ser cementadas a un pilar de 5,5mm de altura y con una obturación de composite en el acceso oclusal al tornillo de fijación (CA-5,5)).

- Haber pasado por un proceso de termociclado (entre 5°C y 55°C durante 2000 ciclos).

2. Variable dependiente

-Resistencia a la fractura de la cerámica de coronas implantosoportadas de disilicato de litio a fuerzas compresivas verticales.

Análisis estadístico

El análisis descriptivo e inferencial de valores de resistencia obtenidos se realizó con el programa estadístico STATGRAPHICS CENTURION XV (versión 15.1.02, Statpoint Technologies, Inc. Warrenton, Virginia, USA). Los test para los análisis inferenciales se determinaron de acuerdo a las características de los valores obtenidos, lo cual se especifica en resultados. Se aplicó un nivel de significación de $\alpha = 5\%$.

7. RESULTADOS

Se evaluó la resistencia a la fractura de un total de 60 coronas implantosoportadas monolíticas de disilicato de litio. De éstas, 20 eran coronas de recubrimiento para ser cementadas sobre un pilar de 4,2mm de altura (C-4,2), 20 eran coronas de recubrimiento perforadas para ser cementadas a un pilar de 4,2mm de altura y con una obturación de composite en el acceso oclusal al tornillo de fijación (CA-4,2), 20 eran coronas de recubrimiento perforadas para ser cementadas a un pilar de 5,5mm de altura y con una obturación de composite en el acceso oclusal al tornillo de fijación (CA-5,5). De cada uno de estos 3 grupos de 20 unidades, 10 de ellas fueron sometidas a 2000 ciclos de termociclado y las otras 10 no. En la tabla [tabla 1] podemos observar la distribución de los 6 grupos en los que quedó distribuida la muestra. Todas ellas fueron sometidas a una carga compresiva vertical hasta fractura. Los datos obtenidos se recopilaron en una tabla que se muestra en el anexo 1.

Grupo	N	Diseño modelo	Termociclado
1	10	Cementado con pilar de 4,2mm (C-4,2)	Sí
2	10	Cemento atornillado con pilar de 4,2mm (CA-4,2)	Sí
3	10	Cemento atornillado con pilar de 5,5mm (CA-5,5)	Sí
4	10	Cementado con pilar de 4,2mm (C-4,2)	No
5	10	Cemento atornillado con pilar de 4,2mm (CA-4,2)	No
6	10	Cemento atornillado con pilar de 5,5mm (CA-5,5)	No

Tabla 1: Distribución de los 60 especímenes de la muestra de este estudio en los 6 grupos.

Para realizar el análisis inferencial de los resultados y dadas las características de las variables se optó por aplicar la prueba estadística Anova multifactorial (dos factores). Para ello primero se comprobó que cumpliera con los requisitos para poder utilizarlo valorando si existía una homogeneidad de la varianza con el test de Levene [tabla 2] y que cada uno de los grupos presentaba una distribución normal de los datos con la prueba de Shapiro-Wilk [tabla 3].

	Estadístico	p-valor
Levene	1,48154	0,211115

Tabla 2: Prueba de Levene. El $p > 0,05$ indica que existe una homogeneidad en la varianza de los grupos de datos.

Grupo	Estadístico	p-valor
1	0,963990	0,818920
2	0,944002	0,582004
3	0,962460	0,801587
4	0,879480	0,122786
5	0,944547	0,588336
6	0,868324	0,091418

Tabla 3: Prueba de Shapiro-Wilk. El $p > 0,05$ muestra que los datos de cada grupo siguen una distribución normal.

Tras la comprobación del cumplimiento de estos requisitos, se aplicó el test estadístico Anova multifactorial (2 factores) donde la variable dependiente era la fuerza (en Newtons) a la que se fracturaba la corona, y los factores eran el diseño de la corona y si ésta había sido sometida a un proceso de envejecimiento mediante termociclado. A continuación podemos observar los datos estadísticos de los diferentes grupos del estudio [tabla 4] y la tabla de resultados del análisis Anova 2 factores [tabla 5].

Nivel	N	Media	Error estándar	Límite inferior	Límite superior
General	60	2413,26	622,236	1172,0	3793,0
Según diseño corona					
1: C-4,2	20	2623,93	130,803	2361,68	2886,17
2: CA-4,2	20	2138,63	130,803	1876,38	2400,87
3: CA-5,5	20	2477,23	130,803	2214,99	2739,48
Según termociclado					
1: Sí	30	2372,03	106,800	2157,91	2586,16
2: No	30	2454,49	106,800	2240,37	2668,61
Por grupos (según diseño y termociclado)					
1	10	2339,10	184,983	1968,23	2709,97
2	10	2207,90	184,983	1837,03	2578,77
3	10	2569,10	184,983	2198,23	2939,97
4	10	2908,76	184,983	2537,89	3279,63
5	10	2069,35	184,983	1698,48	2440,22
6	10	2385,37	184,983	2014,50	2756,24

Tabla 4: Resumen estadístico de los diferentes grupos posibles. La distribución por grupos está especificada en la tabla 1.

Fuente	Suma de cuadrados	Gl	Cuadrado medio	Razón-F	p-valor
EFFECTOS PRINCIPALES					
A:Diseño	2,48E+06	2	1,24E+06	3,62	0,0334
B:Termociclado	101993	1	101993	0,3	0,5873
INTERACCIONES					
AB	1,79E+06	2	892665	2,61	0,0829
RESIDUOS	1,85E+07	54	342189		
TOTAL (CORREGIDO)	2,28E+07	59			

Tabla 5: Tabla de resultados Anova 2 factores.

Los resultados del análisis mostraron que existían diferencias significativas entre los 3 tipos de diseños de coronas ($p < 0,05$). Por otra parte, el termociclado no se mostró como un factor que generase diferencias significativas ($p > 0,05$). En cuanto a la interacción de ambos factores, el p-valor fue de 0,0829, lo que no supone un valor estadísticamente significativo. Para poder evaluar a nivel del diseño de la corona entre que grupos existían diferencias, se recurrió a la tabla de múltiples rangos LSD [Tabla 6]; donde se observaron diferencias significativas entre el diseño de coronas cementadas sobre pilares de 4,2mm (C-4,2) y las coronas cemento-atornilladas sobre pilares de 4,2mm (CA-4,2). Por otro lado, las coronas cemento-atornilladas con pilares de 5,5mm (CA-5,5) no mostraron diferencias respecto a los otros dos tipos.

Diseño	Casos	Media LS	Sigma LS	Grupos homogéneos
2: (CA-4,2)	20	2138,63	130,803	X
3: (CA-5,5)	20	2477,23	130,803	X X
1: (C-4,2)	20	2623,93	130,803	X
Termociclado	Casos	Media LS	Sigma LS	Grupos homogéneos
1: Sí	30	2372,03	106,8	X
2: No	30	2454,49	106,8	X

Tabla 6: Tabla de múltiples rangos

En las figuras 20 y 21 se muestran gráficamente a través de intervalos de confianza LSD las diferencias en cuanto al diseño de las coronas (C-4,2 diferente de CA-4,2, mientras que CA-5,5 no es diferente a ninguno de los otros), y, por otro lado, el termociclado no generaba diferencias. Sin embargo, al realizar el gráfico de interacción con intervalos de confianza LSD [Figura 22], además de lo anteriormente mencionado, se observó una nueva diferencia: en el grupo de coronas cementadas sobre un pilar de 4,2mm (C-4,2) existía diferencias entre las coronas que habían sido termocicladas respecto a aquellas que no habían sido sometidas a dicho proceso, siendo más resistentes a la fractura éstas últimas. A nivel de las coronas cemento-atornilladas, tanto las de pilar de 4,2mm o de 5,5mm, no se observaron diferencias.

Esta diferencia observada en el gráfico motivó la realización de una análisis Anova simple (un factor) para las coronas cementadas sobre pilares de 4,2mm, donde la variable dependiente era la fuerza a la que se fracturaba la corona y el factor era el hecho de haber sido sometida previamente a un proceso de termociclado o no. El resultado fue de un p-valor de 0,0789, por lo que no se mostró como una diferencia estadísticamente significativa en una significancia del 95%. Se realizó el mismo proceso analítico entre el resto de grupos, donde no se observaron nuevas diferencias a las ya observadas en las valoraciones anteriores, excepto en la comparativa de las coronas no termocicladas, donde se observó que las coronas cementadas sobre pilares de 4,2mm eran significativamente más resistentes que ambos tipos de coronas cemento-atornilladas. No hay diferencias entre los diferentes diseños de coronas cuando estas han pasado por un proceso de termociclado. El p-valor de cada uno de estos análisis fueron recogidos en una tabla [Tabla 7].

Por otro lado, en la inspección visual de las muestras fracturadas, se observó que en todos los casos las fracturas de las coronas eran completas, siguiendo líneas de fractura verticales y quedando restos de cemento tanto en el pilar de titanio como en la cara interna de los fragmentos de la corona.

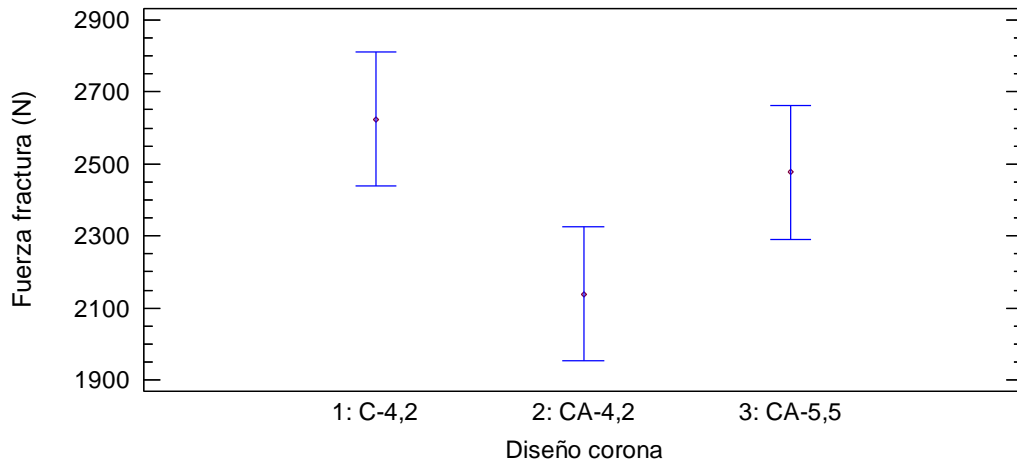


Figura 20: Gráfico de intervalos de confianza LSD (95%) sobre el valor de fuerza a la fractura en función del diseño de la corona. Codificación de los grupos: C-4,2 (corona cementada sobre pilar de 4,2mm); CA-4,2 (corona cemento-atornillada sobre pilar de 4,2mm); CA-5,5 (corona cemento-atornillada sobre pilar de 5,5mm).

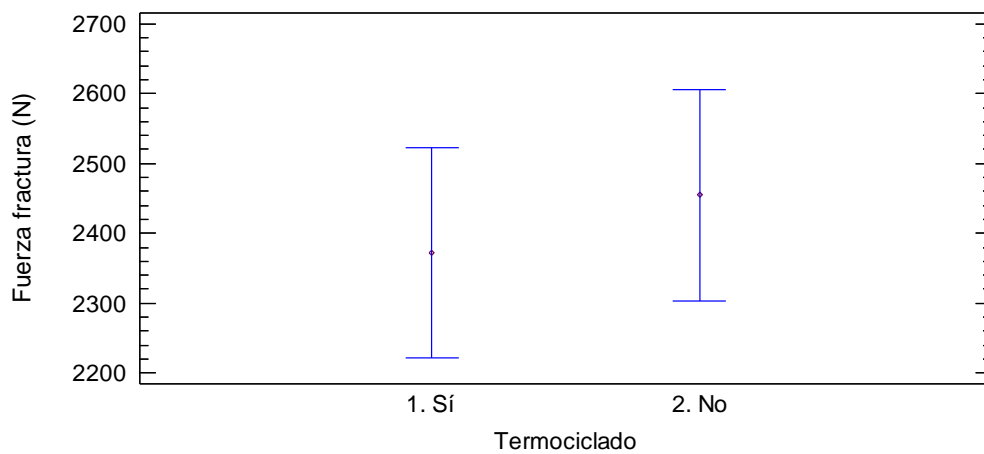


Figura 21: Gráfico de intervalos de confianza LSD (95%) sobre el valor de fuerza a la fractura en función de si ha habido previamente un proceso de envejecimiento por termociclado.

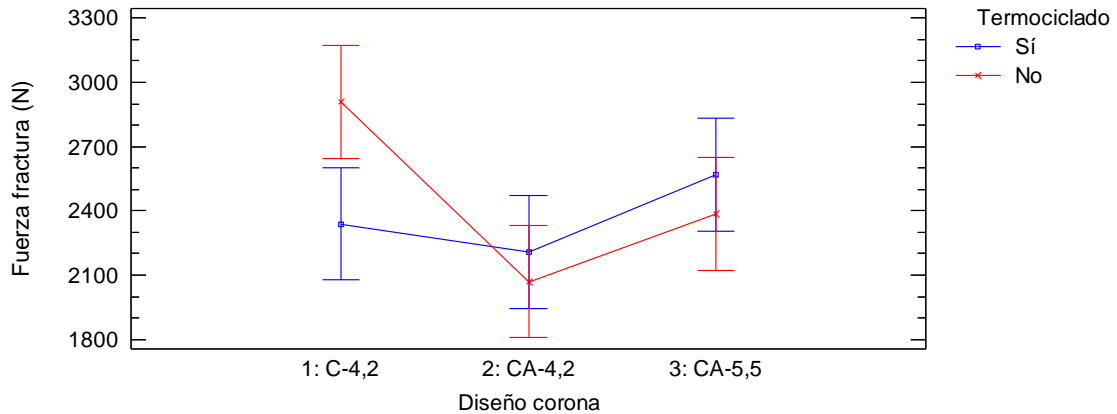


Figura 22: Gráfico de interacción de intervalos de confianza LSD (95%) del valor de resistencia a la fractura en función del tipo de diseño de la corona y si ha habido un proceso previo de termociclado. Codificación de los grupos: C-4,2 (corona cementada sobre pilar de 4,2mm); CA-4,2 (corona cemento-atornillada sobre pilar de 4,2mm); CA-5,5 (corona cemento-atornillada sobre pilar de 5,5mm).

Por termociclado		p-valor
Diseño 1 (C-4,2)		0,0789
Diseño 2 (CA-4,2)		0,4800
Diseño 3 (CA-5,5)		0,5104
Por Diseño		p-valor
Sin termociclado	Entre grupos	0,0033
	Entre C-4,2 y CA-4,2	0,0017
	Entre C-4,2 y CA-5,5	0,0458
	Entre CA-4,2 y CA-5,5	0,1303
Con termociclado	Entre grupos	0,4714
	Entre C-4,2 y CA-4,2	0,6450
	Entre C-4,2 y CA-5,5	0,4947
	Entre CA-4,2 y CA-5,5	0,1951

Tabla 7: Tabla de p-valor contrastando cada uno de los grupos. Los valores que indican diferencias significativas ($p < 0,05$) están resaltados en rojo.

8. DISCUSIÓN

En este estudio se valoró la resistencia a la fractura de las coronas implantosoportadas de disilicato de litio monolítico a una carga compresiva vertical, la posible influencia del diseño de la corona en función de su sistema de retención (cementado o cemento-atornillado) y de la altura del pilar utilizado, y la posible influencia del termociclado en resistencia a la fractura.

Respecto al diseño del estudio

Tamaño de la muestra y estudios de referencia.

En nuestro estudio se realizaron un total de 60 muestras con coronas implantosoportadas de disilicato de litio elaboradas por técnica inyectada (IPS e.max press, Ivoclar Vivadent®, Liechtenstein) y con la forma de un primer molar inferior. Las muestras se dividieron en 3 grupos de 20 especímenes (20 coronas de recubrimiento para ser cementadas sobre un pilar de 4,2mm de altura, 20 coronas perforadas con un acceso oclusal para ser cementadas a un pilar de 4,2mm de altura y 20 coronas perforadas con un acceso oclusal para ser cementadas a un pilar de 5,5mm de altura). De cada uno de estos grupos, la mitad se reservaron y la otra mitad fueron sometidas a un proceso de termociclado (entre 5°C y 55°C durante 2000 ciclos), quedando la muestra dividida en 6 subgrupos de 10 especímenes cada uno (n=10), de acuerdo a un estudio piloto realizado y atendiendo al tamaño muestral de estudios similares (23,26,27,33,187,189,194,197).

Los estudios que se utilizaron como referencia por utilizar el mismo tipo de ensayo, diseños de coronas o materiales tenían también el mismo tamaño de muestra: Al-Omari y cols. (23) estudiaron la resistencia a fuerzas compresivas verticales de la cerámica de recubrimiento en coronas implantosoportadas metal-cerámica elaboradas con diseños cementado, atornillado y cemento-atornillado, para ello elaboraron 40 muestras divididas en 4 grupos de 10 (n=10). Shadid y cols. (27) estudiaron el efecto que tenía la presencia del agujero de acceso oclusal, en coronas implantosoportadas con

sistema de retención cemento-atornillado, sobre la resistencia de la cerámica de recubrimiento en coronas metal-cerámica a fuerzas compresivas verticales, respecto a las coronas con sistema de retención cementado, utilizando diferentes cementos y termociclado; para ellos utilizó una muestra de 30 coronas que dividió en grupos de 10 ($n=10$). Shirakura y cols. (33) estudiaron la influencia del grosor de la cerámica de recubrimiento en la resistencia a fuerzas compresivas de coronas metal-cerámica y totalmente cerámicas tras termociclado y carga cíclica, para ello confeccionó 40 coronas, 20 con cada material y dividió cada uno de estos grupos en subgrupos de 10 muestras utilizando 2 grosores diferentes de cerámica de recubrimiento ($n=10$). Abou-Madina y cols. (187) estudiaron la influencia de diferentes tipos de cemento resinoso en la resistencia a fuerzas compresivas verticales de coronas de disilicato de litio IPS e.max press (Ivoclar Vivadent®, Lienchestein) y la posible influencia de haber sido sometidas a un proceso de termociclado, para ello utilizó 3 grupos de 16 muestras cada uno, los cuales se dividieron en grupos de 8 en función de si habían sido termocicladas o no ($n=8$). Torrado y cols. (26) estudiaron la resistencia a las fuerzas compresivas verticales de la cerámica de recubrimiento en coronas metal-cerámica implantosoportadas con forma de premolar en función de si el sistema de retención era cementado o atornillado y de la posición del agujero de acceso oclusal, en el caso de las atornilladas; para ello se realizó 40 coronas divididas en 4 grupos de 10 muestras ($n=10$). Krug y cols. (214) realizaron un estudio comparando la resistencia a la fractura de coronas posteriores de metal cerámica realizadas con técnica convencional y realizadas por CAD-CAM, para ello realizaron 16 coronas de cada tipo, de las cuales la mitad fueron sometidas a termociclado ($n=8$). Zarone y cols. (188) realizaron un estudio comparativo sobre la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento por fuerza compresiva vertical en coronas implantosoportadas metal-cerámica con sistemas de retención cementado y atornillado, para ello confeccionó 40 coronas, 20 de cada tipo ($n=20$). Derafshi y cols. (97) realizaron un estudio comparativo en cuanto a la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento a cargas compresivas verticales en coronas implantosoportadas metal-cerámica con sistemas de retención

cementado, cemento-atornillado y atornillado, para ello se realizó 36 coronas divididas en 3 grupos (n=12). De Oliveira y cols. (194) estudiaron el efecto que tenía, sobre la resistencia a cargas compresivas verticales de la cerámica de recubrimiento en coronas metal-cerámica implantosoportadas posteriores, que la cerámica del agujero oclusal de las coronas atornilladas estuviera soportada por metal, para ello se realizaron 10 muestras de cada tipo (n=10) y se termociclaron la mitad (n=5). Potiket y cols. (189) estudiaron la resistencia de coronas anteriores totalmente cerámicas a fuerzas compresivas anguladas comparando 2 materiales diferentes y 2 grosores diferentes, para ello realizaron 40 coronas divididas en 4 grupos (n=10). Yildiz y cols. (197) realizaron un estudio en el que comparaban el ajuste marginal y la resistencia a fracturas compresivas verticales de coronas posteriores monolíticas de zirconio realizadas por CAD-CAM en función del agente cementante utilizado, para ello realizaron 10 coronas de cada tipo (n=10). Martínez Rus y cols. (73) estudiaron la resistencia de la cerámica a fuerzas compresivas anguladas de coronas implantosoportadas anteriores totalmente cerámicas, en función de su material de elaboración (disilicato de litio por CAD-CAM, disilicato de litio por técnica inyectada o zirconio) y en función del material del pilar (titanio o zirconio); para ello realizó 60 coronas que se dividieron en un tamaño muestral de 10 coronas de cada tipo en función de las dos variables del estudio (n=10). Nogueira y cols. (195) realizaron un estudio sobre la resistencia a la fractura de coronas implantosoportadas totalmente cerámicas (IPS e.max ceram) sobre pilares de zirconio comparando sistemas de retención cementado y cemento- atornillado, para ello confeccionaron 40 muestras, 20 con cada diseño y se dividió en 2 subgrupos de 10 en función de si se había sometido antes a carga cíclica o no (n=10). Stona y cols. (222) estudiaron la resistencia a la fractura por fuerzas compresivas verticales de coronas cerámicas de tres materiales diferentes sobre pilares metálicos, para ello realizaron 60 muestras, 20 de cada material, donde la mitad se sometía a carga cíclica y la otra se reservaba antes de someterlas a todas a la carga compresiva (n=10). Kim y cols. (196) estudiaron la resistencia a la fractura por cargas compresivas verticales de coronas posteriores implantosoportadas totalmente cerámicas en función del material

de elaboración, para ello realizó 24 coronas, divididas en 3 grupos (n=8). De Kok y cols. (223) realizaron un estudio comparativo sobre la resistencia a la fractura por cargas compresivas verticales en coronas monolíticas implantosoportadas elaboradas con cerámica o con resina, para ello utilizaron grupos muestrales de 10 especímenes.

Diseño del modelo y fabricación de las coronas

Para este estudio se realizaron 60 modelos que incluían, cada uno de ellos, una réplica en titanio de un implante de conexión hexagonal interna con plataforma de 6mm, un pilar de titanio con interfase antirotacional para hexágono interno que se fijaba a la réplica mediante un tornillo de titanio y una corona monolítica de disilicato de litio elaborada por técnica de inyectado con forma de un primer molar inferior. Las réplicas estaban fijadas con resina rígida dentro de una pieza cúbica que servía de soporte y las coronas cementadas al pilar con un cemento resinoso. Los accesos oclusales de las coronas que presentaban una perforación debido a su diseño cemento-atornillado, fueron obturados con composite.

Las 60 réplicas de implante eran idénticas. De hecho, se diseñaron por ordenador y se produjeron especialmente para este estudio, con la finalidad de que todas las piezas fueran iguales y con unas propiedades mecánicas ideales para este estudio. Se optó por una réplica de implante de plataforma ancha, debido a que los modelos iban a soportar grandes cargas, de hecho en estudios piloto previos al estudio nos encontramos con la complicación de que con plataformas más estrechas, se habían producido fracturas de la estructura de la réplica. [Anexo 2. Figura 23] La utilización de implantes de plataforma ancha también había sido la elección en estudios similares cuando la corona que se iba a someter a carga era un molar, en los que el diámetro de la plataforma oscilaba entre 5 y 7mm (23,97,196,223). La utilización de plataformas de diámetro más estrecho fueron observadas en estudios en los que la corona que iba a ser sometida a carga tenía una forma que no

correspondía a un molar (26,73,97). Otros estudios que hemos tenido como referencia, en cambio, no especifican en su metodología el tamaño de la plataforma utilizada (27,33,188,194,195).

Se optó por utilizar réplicas con sistema de conexión hexagonal interna, porque se ha reportado que este tipo de conexión es más adecuado para tratamientos rehabilitadores unitarios, ya que presentan un menor índice de aflojamientos y fracturas del tornillo por fatiga, además de presentar una mayor resistencia a la flexión y una mejor distribución de la fuerza sobre las configuraciones externas (105) debido a su capacidad para disipar las cargas laterales dentro del implante y para resistir conjuntamente creando un cuerpo unificado, mostrando así una distribución de carga más favorable en el área de conexión (106,107).

Las réplicas fueron fijadas dentro de una pieza cúbica metálica con resina rígida. Esta pieza nos servía de plataforma de soporte para las pruebas mecánicas de carga vertical. Para asegurar la posición vertical de la réplica del implante, la primera muestra se colocó con un paralelizador, método también utilizado en otros estudios utilizados como referencia (23,97,195). Con el fin de obtener unos modelos idénticos, el resto de la muestra se realizó a partir de una impresión con silicona y con técnica de cubeta cerrada del modelo que se montó con el paralelizador (97). La resina rígida quedó 2mm por debajo de la plataforma y se esperó un mínimo de 24 horas antes de someterla a carga, siguiendo la metodología de los estudios que especificaban este punto (27,195). La utilización de una impresión de silicona rígida para fijar la réplica en la pieza cúbica, permitió copiar la posición exacta de la réplica y, también, el nivel de la resina, favoreciendo la obtención de un duplicado lo más exacto posible.

Los pilares utilizados eran interfases antirotacionales de titanio. El hecho de disponer en el diseño del pilar de elementos que generasen resistencias antirotacionales permitía tener una corona más estable ante la fuerza compresiva vertical, favoreciendo así el efecto retentivo y de soporte del cemento (55). Por otro lado, permitía que las coronas ajustasen en la misma

posición cada una de ellas, pues la posición de la réplica y del pilar era la misma en todos los casos, y la corona ajustaba sobre el pilar en una única posición, por causa de los elementos antirotacionales. Esto permitió que la colocación en la máquina de ensayos universal pudiera ser igual para todas las muestras. La elección del titanio como material, se debió a que es el más comúnmente utilizado para este tipo de aditamentos y porque lo consideramos el más resistente, atendiendo a que las coronas eran molares, y que la estética a ese nivel no era tan relevante. Att y cols. (49), realizaron un estudio en el que se compararon la resistencia a la fractura de coronas unitarias implantosoportadas de alúmina con pilares de titanio, zirconio y alúmina; las coronas con pilares de titanio se mostraron significativamente más resistentes, si bien los valores de resistencia de todos los materiales fueron mayores a los fisiológicos que soporta un diente y, por tanto, todos podían ser utilizados por su resistencia. Similares resultados se obtuvieron en el estudio de Mühlemann y cols. (74) en el que se comparó la resistencia a la fractura por fuerzas compresivas de coronas implantosoportadas totalmente cerámicas sobre pilares de zirconio y titanio.

En cuanto a la elección de la altura de los pilares, se utilizaron los pilares de 4,2mm por ser los pilares estándar que ofrecía el fabricante, y, por tanto, los utilizados habitualmente. Sin embargo, dado que la altura de la corona de un molar estándar, como en el caso de nuestro estudio, tiene un valor de 7,5mm de distancia cérvico-oclusal (219), esto supone que en la zona oclusal la cerámica tiene 3,3mm de grosor sin soporte del pilar. No hay estudios a fecha del diseño de éste que contemple el grosor de la cerámica oclusal sin soporte del pilar protésico como variable que pueda afectar a la resistencia a la fractura en coronas implantosoportadas cerámicas monolíticas. El grosor de la cerámica de recubrimiento puede influir en la resistencia de la corona (174,224,225); lo que puede sumarse al efecto que tiene una perforación para el acceso oclusal en la estructura cerámica de la corona, que se ha reportado como negativa para la resistencia a la fractura (26,185,188). Es por esta razón por la que se solicitó al fabricante la fabricación de pilares de 5,5mm para este estudio, pudiendo así disponer de un grosor de cerámica

oclusal de 2mm, y así poder introducirlos como una variable en este estudio, con el fin de conocer si el uso de un pilar más alto, que permitiese un grosor oclusal de 2mm, influiría en la resistencia de la corona a fuerzas compresivas verticales, y, en el caso de hacerlo, si aumentaba o disminuía dicha resistencia. Shirakura y cols. (33) en un estudio comparativo de la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento por cargas compresivas en coronas metal-cerámica y totalmente cerámicas, utilizó grosores de cerámica de recubrimiento de 2mm y de 4mm, y observó que las coronas con 2mm de recubrimiento eran significativamente más resistentes que las que utilizaban un grosor de 4mm para coronas metal-cerámica, sin embargo, las diferencias no fueron significativas en el grupo de las coronas totalmente cerámicas. Ese estudio fue realizado sobre implantes anteriores, no hemos observado en la literatura estudios que realicen esa comparativa en coronas implantosoportadas posteriores, especialmente en coronas totalmente cerámica. En contraposición, Yi y cols. (226) en su estudio concluyeron que el grosor de la cerámica y la superficie del punto de contacto con el antagonista influía en la resistencia de la cerámica, si bien el estudio se realizó sobre discos de cerámica y no con coronas implantosoportadas.

Las coronas se realizaron siguiendo la anatomía de un primer molar inferior. La elección de un diente posterior fue la que se entendió como más acertada para aplicar fuerzas compresivas verticales, ya que en dientes anteriores, en condiciones de oclusión funcional óptima, al ocluir se producen también cargas de componente horizontal (160), por lo que deberíamos, en ese caso de aplicar fuerzas anguladas (33,73). La fractura de la cerámica en una de las complicaciones mecánicas a nivel protésico más habituales en prótesis fija (156), también en coronas unitarias implantosoportadas (227). De hecho hay autores que defienden que, seguramente por la falta de amortiguación del ligamento periodontal, en prótesis sobre implantes la incidencia de fracturas es mayor (67). En una revisión sistemática de la fractura de coronas totalmente cerámicas (sin diferenciar entre dentosoportadas e implantosoportadas) se observó una incidencia del 8%; las piezas que presentaron una mayor incidencia de fractura fueron los molares (21%), seguidos de los premolares

(7%) y en dientes anteriores (3%) fue menor (28-30). Esta incidencia puede relacionarse con el hecho de que la intensidad de las fuerzas masticatorias es más grande en la zona posterior (160,183), donde se estima que el primer molar inferior es el lugar en el que se produce una fuerza de mayor (164,184) y por lo que en ese punto es el más utilizado a la hora de medir la fuerza de mordida máxima (161,164-167,175,182). Es por ello, por lo que se consideró que era más acertada la utilización de un molar, y, específicamente, un primer molar inferior. La elección de un molar es común con la mayoría de estudios similares (23,27,187,194,196).

Las coronas fueron confeccionadas con disilicato de litio monolítico (IPS e.max press, Ivoclar Vivadent®, Liechtenstein). Esta cerámica forma parte del grupo de las coronas feldespáticas de alta resistencia y está indicada tanto para la confección de incrustaciones, laminados y coronas (123,124). Se trata de un material que presenta un buen equilibrio entre sus propiedades estéticas y biomecánicas, y que permite confeccionar prótesis monolíticas evitando así la cerámica feldespática de recubrimiento que pueden originar fracturas por desconchamiento o *chipping* (132). La utilización para su confección de la técnica de sustitución a la cera perdida e inyección a presión (115), permitió que fácilmente todas las coronas fueran iguales, en comparación a otros tipos de cerámicas, ya que se utilizaba el mismo modelo en cera para la confección de cada una de ellas. En el estudio de Stona y cols. (222) se valoró la resistencia a la fractura de coronas cerámicas monolíticas implantosoportadas cementadas confeccionadas con diferentes materiales cerámicos, y concluyeron que las coronas monolíticas de disilicato de litio y de leucita presentaban una mayor resistencia que las coronas feldespáticas. Kim y cols. (196) concluyeron en su estudio comparativo sobre la resistencia a la fractura de coronas cerámicas monolíticas implantosoportadas, que debido a su alta resistencia las coronas de disilicato de litio monolíticas se podían utilizar para la confección de coronas implantosoportadas posteriores. La elección de este material era común con otros estudios similares que hacían este tipo de experimentación con coronas cerámicas

monolíticas (73,187,195,196,222,223,228), no obstante en ningún caso se estudió la opción cemento-atornillada.

Cementado de las coronas y obturación de los accesos oclusales

Para el cementado de las coronas se utilizó un cemento resinoso. Las coronas fueron previamente gravadas con ácido fluorhídrico y se les aplicó silano, siguiendo las indicaciones del fabricante y las recomendaciones que encontramos en los estudios de adhesión a cerámicas vítreas (229). Los cementos resinosos son los que ofrecen una mejor adhesión a las coronas totalmente cerámicas (141). En algún estudio (230) se ha observado que esto puede influir en una mayor resistencia de la corona, mientras que en algún otro (187) no se ha observado que afecte a la resistencia de las coronas totalmente cerámicas la elección de un cemento resinoso u otro. El cementado se realizó a la temperatura ambiente del laboratorio (23°C) y con una compresión vertical constante de 5 kg durante 10 minutos siguiendo el protocolo establecido por la ADA (ANSI/ADA Specification No. 96—Dental Water-Based Cements: 2000) (ISO 9917). Fusayama y cols. (231) concluyeron que aplicando una fuerza de hasta 5 Kgf durante la cementación se mejoraba el ajuste marginal de las coronas; no obstante una vez superada esta fuerza no encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto al ajuste marginal. Sin embargo, no se observó esta metodología en todos los estudios, por ejemplo, en algunos (197,208) refieren haber realizado la cementación mediante presión digital.

De los 60 especímenes de la muestra, 40 coronas presentaban una perforación en la cara oclusal debido a que estaban realizadas para un sistema de retención cemento-atornillado. Estas perforaciones fueron obturadas con composite tal y como se realizaría sobre paciente. Antes de la obturación, se preparó la cara interna de la perforación oclusal con ácido fluorhídrico al 5%, lavado i neutralizado, aplicación de silano, secado con jeringa de aire, aplicación de adhesivo secado con jeringa de aire y fotopolimerización. La

utilización de ácido fluorhídrico permite hacer un gravado de la superficie de la cerámica generando microirregularidades que favorecen la unión con la resina (147), al igual que la aplicación de silano. La aplicación de ácido fluorhídrico está contraindicada si se hace directamente en boca sin unas estrictas medidas de protección (232), pero dado que estas coronas tienen un sistema de retención cemento-atornillado, se puede realizar la preparación fuera de la boca, y reposicionarla tras dicho proceso; aunque también es posible plantear la utilización de aislamiento absoluto con dique de goma (232). Antes de obturar con el composite se colocó una base con una bola de teflón cubriendo la cabeza del tornillo, tal y como se realizaría en un tratamiento clínico, pues de ese modo se favorece la retratabilidad, que es una de las principales ventajas de los sistemas de retención atornillados (13,54,80), como es también del cemento-atornillado (21-23,97,98). El composite fue compactado y adaptado con espátulas, y fotopolimerizado durante 20 segundos según indicaciones del fabricante. La forma de la obturación trataba de imitar la anatomía natural de la superficie oclusal, intentando favorecer la estética y la oclusión como sucede en las coronas con sistema de retención cementado (11,13,15,17,54,87). La utilización de coronas totalmente cerámicas permite una mejor estética (115,116), tanto por la corona como por la posibilidad de obturar de una manera más adecuada y estética la perforación que permite el acceso al tornillo, gracias a la adhesión resina-cerámica con una preparación adecuada (147-149). Esta característica puede ser muy ventajosa para el clínico, ya que la posición de la perforación para acceder al tornillo no condicionará tanto la estética y la oclusión, y que, por tanto, ofrecerá una cierta mayor flexibilidad en la posición del implante, lo que se ha descrito como una desventaja de las coronas con sistema de retención atornillado (14,71).

Termociclado de las muestras

Con el fin de aproximar los resultados a la realidad clínica, se realizó un proceso de envejecimiento por termociclado (158,198,200,201,213,216). Este proceso se realizó a la mitad de las muestras de cada grupo en función del

diseño, con el fin de que los especímenes no termociclados sirvieran de control, y así conocer, si al termociclar la muestra, se alteraba su resistencia a la fractura. En la mayoría de estudios consultados en los que se hacían este tipo de ensayos mecánicos, y previamente hubo un proceso de termociclado o carga cíclica, se utilizó esta metodología para así comprobar el efecto que había producido (187,194,195,214,222,233).

Las muestras se termociclaron a 5°C y 55°C durante 2000 ciclos, siendo de 30 segundos cada baño. No existe un consenso en el número de ciclos, ni en las temperaturas de cada baño, ni en el tiempo que debe durar cada uno de ellos (216). Sin embargo, la mayoría de estudios consultados que hacían pruebas de ensayos similares a la de este estudio (143,193,200-206) utilizaban estas temperaturas (5°C y 55°C) y tiempos de baño de 30 segundo. Por otro lado, el número de ciclos es muy dispar. Aunque Garey y cols. (211) en su estudio referían que termociclados superiores a 400 ciclos no influían en los resultados, podemos encontrar todo tipo de opiniones y opciones al respecto: Encontramos estudios que trabajan con termociclados inferiores a 2000 ciclos (200,203,204,211-213) y otros que trabajan con más de 2000 ciclos (187,193,202,208,214). En el caso de este estudio, se optó por utilizar un proceso de termociclado de 2000 ciclos, por ser un valor intermedio considerándose suficiente y coincidente con estudios previos(158,200,201,205,213,215). Según algunos estudios (158,215) se estimaba que un proceso de termociclado de unos 2000 ó 2400 ciclos correspondería a un envejecimiento de dos años aproximadamente, aunque esta valoración no es compartida por otros autores como recoge la revisión realizada en el estudio de Gale y cols. (216).

Metodología de aplicación de fuerzas compresivas

Para la valoración de la resistencia de las coronas implantosoportadas de disilicato de litio monolítico a fuerzas compresivas verticales, se sometieron las

muestras a fuerza de compresión mediante la máquina de ensayos universal de tracción-compresión.

Para la realización del ensayo se colocó la muestra fijada y centrada en la plataforma, y se aplicó una fuerza perpendicular en el centro de la corona por medio de un puntero de acero reforzado y de punta semiesférica de 6mm de diámetro. La compresión vertical se realizaba a una velocidad constante de 0,5mm por minuto hasta que se producía la fractura. Previamente a la compresión se colocaba un papel de articular de 200 micras entre el puntero y la superficie oclusal de la corona.

La utilización de un puntero con forma esférica o semiesférica permite generar cargas con contacto Hertziano, que es el más recomendado en cargas compresivas sobre materiales cerámicos (169,174). Es por ello que la utilización de este tipo de punteros es la más habitual en la mayoría de estudios en los que se somete a carga las cerámicas de recubrimiento de todo tipo de coronas (23,27,49,188), también aquellas que han sido confeccionadas con cerámicas monolíticas (174). Sin embargo, hay autores que prefirieron utilizar otro tipo de formas: Abou-Madina y cols. (187) utilizaban un puntero que tenía la forma anatómica de una cara oclusal para que sufriera la misma presión en toda su extensión; y Potiket y cols. (189) utilizaron una punta plana para hacer presión sobre el borde incisal. Por otro lado, en lo referente al tamaño o diámetro de la esfera o semiesfera con la que se ejerce la carga, no existe un consenso entre los autores, por lo para este estudio se optó por utilizar un puntero con un diámetro de 6mm por ser el más habitual, especialmente en molares (23,27,194), y al ser además un valor medio entre las otras posibilidades que se observaron en los diferentes estudios, que utilizaban diámetros muy variables (23,27,188,194-197,233). Nogueira y cols.(195) y Torrado y cols. (26) utilizaron un diámetro de 4mm, aunque en este caso las coronas eran de premolares. De Kok y cols. (223) utilizaron un diámetro de 12mm. Chen y cols. (233) utilizaron un diámetro de 8mm. Zarone y cols.(188) utilizaron un diámetro de 7mm. Sería conveniente que en futuro

existiera un consenso al respecto, pues se ha observado que la superficie del punto de contacto afecta a la resistencia de las cerámicas libres de metal (226).

La velocidad a la que el puntero ejercía la presión fue de 0,5mm por minuto. Aunque no todos los autores utilizan el mismo valor, siendo bastante frecuente el uso de velocidades de 1mm/min y 2mm/min (23,27,196,214,222,223), sí que la velocidad de 0,5mm/min es la más habitual (26,73,194,195,197,233), y además cumple con la normativa ISO 18401 recomendada para los test de fatiga mecánica sobre implantes dentales endoóseos (221).

La colocación de un material blando entre la superficie de la corona y el puntero que ejerce la presión tiene como finalidad favorecer la distribución inicial de la carga, siendo una metodología compartida con numerosos estudios similares (49,73,189,191-193). En el presente estudio se utilizó papel de articular, aunque los diferentes autores reportan materiales diversos: Att y cols. (49) utilizaron una lámina de estaño de 1mm de grosor, Suleiman y cols. (193) utilizaron un plástico de 1mm de grosor, al igual que Keshvad y cols. (191), Cho y cols. (192) utilizaron papel de aluminio de 1mm de grosor, Martínez-Rus y cols. (73) utilizaron también papel de aluminio de 0,5mm de grosor y Potiket y cols. (189) usaron una lámina plástica fina de 0,7mm.

En este estudio se valoró el papel de articular de 200 micras como el material de elección por ser blando, tener un grosor uniforme y ofrecernos la posibilidad de comprobar que el punto de presión estaba centrado y era el adecuado, especialmente en los primeros ensayos, ya que como todos los modelos eran iguales, la presión se ejerció en el mismo punto.

Valores de resistencia a fuerzas compresivas

Aunque la metodología de este estudio fue común a la de otros como se explicó en los apartados anteriores, no se encontró, ningún estudio que utilizase los mismos materiales y variables, por lo que la comparación directa

de los resultados obtenidos respecto a los estudios que se utilizaron de referencia no era posible, lo que requería de extrapolaciones.

En el presente estudio se observó que el valor medio de fractura de la cerámica de recubrimiento de las coronas implantosoportadas de disilicato de litio monolítico, independientemente de las variables de diseño y termociclado era de media 2413,26(\pm 622,236)N. En función del diseño se observó que las coronas con sistema de retención cementado sobre un pilar de 4,2mm (C-4,2) presentaban un valor medio de resistencia de 2623,93(\pm 130,803)N, siendo este valor significativamente superior al de las coronas cemento-atornilladas sobre un pilar de 4,2mm (CA-4,2) que presentaban un valor medio de 2138,63(\pm 130,803)N; sin embargo, las coronas con sistema de retención cemento-atornillado sobre un pilar de 5,5mm (CA-5,5) presentaban un valor medio de resistencia de 2477,23(\pm 130,803)N, dicho valor no era significativamente diferente al valor registrado con los otros diseños ya mencionados.

Al analizar por separado únicamente los datos obtenidos de las muestras que no habían sido sometidas a un proceso de termociclado, se observó que el grupo de coronas con sistema de retención cementado sobre un pilar de 4,2mm (C-4,2), con un valor medio de 2908,76(\pm 184,983)N, presentó una diferencia significativa (p -valor $<$ 0,05) respecto los otros dos grupos con sistema de retención cemento-atornillado, siendo el valor medio del grupo CA-4,2 de 2069,35(\pm 184,983)N y el del grupo CA-5,5 de 2385,37(\pm 184,983)N. La diferencia entre ambos grupos de coronas con sistema de retención cemento-atornillado no termociclados no fue significativa (p -valor $>$ 0,05).

Tras este análisis, a tenor de los resultados, se optó por aceptar la hipótesis alternativa, en este caso, sobre que existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de la cerámica por compresión vertical entre coronas unitarias implantosoportadas de disilicato de litio monolítico con sistema de retención cementado y con sistema de retención cemento-atornillado.

Que las coronas cemento-atornilladas sean menos resistentes que las que tienen un sistema de retención sólo cementado, cuando el pilar que las soporta es igual, es un resultado que podíamos esperar, pues en los otros estudios consultados, aunque con materiales diferentes, dieron resultados similares: Derafshi y cols. (97) realizaron un estudio en el que comparaban la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento en coronas implantosoportadas metal-cerámica con sistemas de retención cementado y atornillado (con 2 diseños diferentes de acceso oclusal). Para ello utilizaron también una forma de molar y termociclado (500 ciclos). Los valores de resistencia de las coronas cementadas (2190N) fueron superiores a los de las coronas atornilladas (1947N y 1928N), sin embargo esta diferencia no fue estadísticamente significativa. Lo mismo sucedía en el estudio de Zarone y cols. (188) que hacía un estudio similar, en este caso con coronas metal-cerámica con forma de premolar, donde comparaba la resistencia de la cerámica en ambos sistemas de retención, cementado y atornillado, presentando las cementadas un valor más de resistencia más alto (1657N) respecto las atornilladas (1281N) pero sin ser significativo.

Sin embargo, Torrado y cols. (26) sí que observó diferencias significativas en su estudio, donde las coronas con sistema de retención cementado se mostraron más resistentes a fuerzas de compresión verticales (380-390 Kgf) que las coronas con sistema de retención atornillado (95-108 Kgf). Las coronas que utilizó tenían forma de premolar y estaban confeccionadas en metal-cerámica.

En el estudio de Shadid y cols. (27) se valoró la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento en coronas implantosoportadas metal-cerámica por compresión vertical con sistema de retención cementado y con sistema de retención cementado pero con una perforación en la superficie oclusal para acceder al tornillo de fijación (sistema cemento-atornillado). Para ello también se utilizó una forma de molar y un puntero de 6mm de diámetro, como en este estudio, y se realizó termociclado (510 ciclos). En los resultados se observaron que las coronas con sistema de retención cementado

presentaban una resistencia mayor (3169-3707N) que con sistema cemento-atornillado (1700N), siendo esta diferencia estadísticamente significativa.

Al-Omari y cols. (23) realizaron un estudio *in vitro* que se comparaba la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento en coronas implantosoportadas metal-cerámica en función de su sistema de retención fuera cementado, atornillado o cemento-atornillado. Para ello se utilizó la forma de un molar y un puntero de presión con una esfera de 6mm de diámetro, como en este estudio. Los resultados mostraron que las coronas cementadas presentaban unos valores de resistencia (3707N) significativamente mayores que los de las coronas atornilladas (1721N) y cemento-atornilladas (1700N).

Nogueira y cols. (195) también reportaron diferencias significativas en cuanto a la resistencia a la fractura de coronas de recubrimiento de disilicato de litio monolíticas implantosoportadas con pilares de zirconio a las fuerzas de compresión verticales, siendo las cementadas (2117N) más resistentes que las que presentaban un sistema de retención atornillado (1068N). En este estudio se utilizaron coronas con forma de premolar.

Según refieren los estudios de Zarone y cols. (188) y Torrado y cols. (26), la razón por la que la estructura de la cerámica puede ser menos resistente a las fuerzas compresivas verticales cuando existe una perforación para el acceso oclusal (sistemas de retención cementado versus cemento-atornillado) podría ser debido a que el orificio de acceso oclusal al tornillo corta la continuidad estructural de la porcelana, lo que genera una modificación de la posición del centro de masas de la cerámica en comparación con una restauración cementada, la cual presenta una eficacia óptima ya que no se ve afectada por variaciones geométricas en la estructura en la que se sostiene. Por otra parte, también refieren que las tensiones de cizalla - flexión que podrían surgir en el tercio oclusal de la rosca de tornillo y en el nivel del margen cervical de la corona, podrían favorecer también daños en la estructura de la cerámica. Esta opinión también es compartida por Karl y cols. (185) que en un estudio que realizaron se observó un mayor índice de fracturas en prótesis

metal-cerámica implantosoportadas de 5 piezas atornilladas respecto las que tenían un sistema de retención cementado, tras someterlas a carga cíclica.

Las coronas que tenían un sistema de retención cemento-atornillado presentaban una perforación oclusal que había sido obturada con composite y con técnicas de adhesión a la cerámica (148-150). La adhesión de la resina a la cerámica podría ayudar a reforzar la estructura de la cerámica que se había visto debilitada por la presencia de una perforación oclusal, además la presencia del composite podría tener un efecto amortiguador cuando la corona está siendo sometida a carga, lo que también podría influir en su resistencia. De hecho, en las curvas de los gráficos de fracturas durante el ensayo [Anexo 2, Figura24], se observaba que en el inicio de la carga la coronas cemento-atornilladas hacían una pequeña curva de asentamiento, mientras que las cementadas no presentaban dicha curva, lo que nos pareció explicable por la menor rigidez del composite (119,198). Sería conveniente que los autores de estudios de resistencia en coronas implantosoportadas con perforaciones de acceso al tornillo de fijación especificasen si las obturan, y con qué técnica y material lo hacen, ya que no en todos los estudios se especifica (97).

Los resultados de resistencia a la fractura por fuerzas de compresión verticales en coronas implantosoportadas de disilicato de litio con forma de molar del presente estudio coinciden con los realizados del mismo modo por Kim y cols. (196) y por de Kok y cols. (223). Sin embargo sólo fue posible comparar los valores de las coronas cementadas de ambos estudios. Este tipo de coronas son las que se utilizaron en el presente estudio como grupo control. Nogueira y cols. (195) obtuvieron unos valores de resistencia un poco más bajos: 1068,31(±267,54)N en cemento-atornilladas y 2117,78(±570,36)N en cementadas, pero sería atribuible al hecho de que en ese estudio se realizaron coronas con forma de premolar.

No se observaron diferencias significativas entre los valores de resistencia a la fractura de las coronas cemento-atornilladas con pilar de 4,2mm (CA-4,2) y las que tenían un pilar de 5,5mm (CA-5,5). Dado que no se encontró ningún estudio a fecha de esta discusión que utilizase esta variable, no nos fue posible

comparar el resultado. Por lo que, a tenor de los resultados, se optó por aceptar la hipótesis nula, en este caso, sobre que no existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de la cerámica por compresión vertical entre coronas unitarias implantosoportadas de disilicato de litio monolítico con sistema de retención cemento-atornillado sobre pilares de diferentes alturas.

En referencia al proceso de envejecimiento por termociclado, los resultados mostraron que no influía en la resistencia a la fractura de la cerámica a fuerzas compresivas verticales (p -valor = 0,5873). Sin embargo, al analizarlo por grupos, se observó una diferencia en el grupo de coronas con sistema de retención cementado (C-4,2) que aparentemente era significativa en el gráfico de interacción [Figura 22], donde se observó que el proceso de termociclado había influido negativamente en la resistencia a la fractura de las coronas, pero en cambio, a un nivel de significancia de 95% no se podía afirmar, pues el p -valor era de 0,0789. Dado que el valor se encuentra en una posición muy próxima al límite y que a un nivel de significancia del 90% sí sería estadísticamente significativo, se consideró importante resaltar esta diferencia, que tal vez con una muestra de mayor tamaño, o con mayor número de ciclos de termociclado, podría haber llegado a ser significativa.

Abou-Madina y cols. (187) observaron en su estudio que las coronas monolíticas de disilicato de litio cementadas con un cemento resinoso sufrían una disminución significativa de la resistencia a cargas compresivas verticales tras un proceso de termociclado de 5000 ciclos.

A tenor de los resultados, y tras la reflexión sobre los valores obtenidos y su nivel de significancia, se optó por aceptar la hipótesis nula, en este caso, sobre que no existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de la cerámica por compresión vertical entre coronas unitarias implantosoportadas de disilicato de litio monolítico tras un proceso de termociclado de 2000 ciclos. Bajo el mismo razonamiento, también se concluyó en aceptar la hipótesis nula, en este caso, sobre que no existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de la cerámica por

compresión vertical entre coronas unitarias implantoportadas de disilicato de litio monolítico con sistema de retención cementado y con sistema de retención cemento-atornillado, tras un proceso de termociclado de 2000.

Al analizar por separado únicamente los datos obtenidos de las muestras que habían sido sometidas a un proceso de termociclado, al comparar el efecto que podía haber tenido la altura del pilar en la resistencia a la fractura de la cerámica a fuerzas compresivas verticales en coronas con sistema de retención cemento-atornillado, se observó que el grupo con un pilar de 5,5mm (CA-5,5) presentó un valor medio de 2569,10(\pm 184,983)N, mientras que el grupo con un pilar de 4,2mm (CA-4,2) presentó un valor medio de 2207,90(\pm 184,983)N; la diferencia entre ambos grupos fue considerable pero no significativa (p -valor=0,1951), por lo que, a tenor de los resultados, se concluyó en aceptar la hipótesis nula, en este caso, sobre que no existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de la cerámica por compresión vertical entre coronas unitarias implantoportadas de disilicato de litio monolítico con sistema de retención cemento-atornillado sobre pilares de diferentes alturas, tras un proceso de termociclado de 2000 ciclos.

En la inspección visual de las muestras fracturadas se observó que todas las fracturas eran completas y que en los fragmentos fracturados se encontraban los restos de cemento resinoso adherido tanto a la cerámica de la cara interna de la corona como al metal del pilar, lo que confirma que había existido adhesión. Dado que el proceso de envejecimiento por termociclado afecta especialmente a los materiales resinosos, podría atribuirse la disminución de la resistencia de la corona tanto a una afectación de la propia cerámica como a un deterioro del cemento. Sin embargo, no se observaron diferencias entre los valores de resistencia en las coronas que tenían un sistema de retención cemento-atornillado (CA-4,2 y CA-5,5), lo que podría ser debido a la presencia del composite que sellaba el acceso oclusal.

Los valores de fuerza máxima de mordida (MBF) en la mayoría de los estudios no superan los 900N(161,169,173). El valor máximo de MBF se

encontró documentado a fecha de la realización de este estudio, es de 1500N en una población esquimal (181). Estos datos estaban sensiblemente por debajo de los valores de resistencia a la fractura de la cerámica a carga compresiva vertical de este estudio. Es por ello, por lo que desde una perspectiva de aplicación clínica, se valoró como perfectamente viable el uso de disilicato de litio monolítico para la confección de coronas sobre implantes tanto con sistema de retención cementado como cemento-atornillado en sectores posteriores, al menos por su resistencia a las cargas compresivas verticales.

9. CONCLUSIONES

Con las limitaciones del presente estudio in vitro, podemos concluir:

1. Las coronas implantosoportadas de disilicato de litio monolítico con sistema de retención cementado son más resistentes a la fractura por carga compresiva vertical que con sistema de retención cemento-atornillado.
2. Las coronas implantosoportadas de disilicato de litio monolítico y sistema de retención cemento-atornillado no presentan diferencias respecto a la resistencia a la fractura por carga compresiva vertical tanto si en la superficie oclusal quedan 2mm como 3,3mm de cerámica sin soporte del pilar protésico.
3. Un proceso de envejecimiento por termociclado de 2000 ciclos no afecta a la resistencia a la fractura por carga compresiva vertical en las coronas implantosoportadas de disilicato de litio monolítico.
4. El sistema de retención cemento-atornillado es una alternativa válida en el diseño de coronas implantosoportadas de disilicato de litio monolítico en cuanto a su resistencia a la fractura por carga compresiva.
5. La obturación del acceso oclusal puede ser una variable que influya en la resistencia a la fractura por carga compresiva vertical en las coronas implantosoportadas de disilicato de litio monolítico con sistema de retención cemento-atornillado.
6. Las coronas implantosoportadas de disilicato de litio monolítico presentan una resistencia a la fractura por carga compresiva vertical superior a la que puede generar la función mandibular, por lo que es una alternativa para rehabilitar tanto sectores anteriores como posteriores.

10.PERSPECTIVAS DE FUTURO

La resistencia a la fractura es un tema de gran importancia en la planificación de cualquier tratamiento restaurador en el medio oral. La necesidad de conseguir resultados más estéticos, eficaces y duraderos, genera la constante aparición de nuevas técnicas y materiales con el fin de conseguir alcanzar un tratamiento más exitoso, lo que hace que este tema permanezca en una constante vigencia. Las nuevas cerámicas que se van introduciendo en el mercado ofrecen la posibilidad de trabajar con materiales más estéticos y altamente biocompatibles con grandes propiedades mecánicas, lo que hace que, poco a poco, su utilización se extienda también a sectores posteriores, donde hasta ahora se ha trabajado preferentemente con aleaciones metálicas y cerámicas de recubrimiento. La aplicación de las técnicas CAD-CAM en tratamientos restauradores orales ha servido también para dar un nuevo impulso en ese sentido. Sin embargo, son pocos los estudios que se realizan sobre coronas implantosoportadas totalmente cerámicas en sectores posteriores, donde la exigencia biomecánica es máxima, además los pocos estudios que se han podido consultar a fecha de éste son *in vitro*, por lo que sería de enorme interés poder hacer estudios de seguimiento a medio y largo plazo de este tipo de tratamientos con estos materiales *in vivo*.

De hecho, a partir de la línea de investigación de este estudio, se podría dar pie a nuevos como: estudios *in vitro* de este tipo de coronas con sometimiento a procesos de carga cíclica, estudios *in vitro* de resistencia a cargas compresivas verticales de este tipo de coronas pero con otras formas dentales (premolares, caninos, incisivos) para conocer sus valores de resistencia (en especial para cemento-atornillados), estudios *in vivo* que comparen la evolución de estas coronas con ambos sistemas de retención, estudios orientados a coronas múltiples (prótesis parcial fija sobre implantes o prótesis fija sobre implante de arco completo), estudios *in vitro* que utilicen la misma sistemática pero con otros materiales para comparar los resultados con las coronas de disilicato de litio,...

Por otro lado, sería importante poder llegar a un mayor consenso en la metodología científica en este tipo de estudios como, por ejemplo, en el número de ciclos de termociclado, la velocidad de aplicación de la carga vertical y la forma y tamaño del antagonista al aplicar la carga. También sería interesante estudiar la influencia en la resistencia a la fractura del material de obturación en el agujero de acceso al tornillo de fijación en coronas cemento-atornilladas, ya que con los materiales cerámicos se puede alcanzar una mayor adhesión y estética, y el sistema de retención cemento-atornillado ofrece unas prestaciones muy interesantes para el clínico rehabilitador.

11. BIBLIOGRAFÍA

- (1) 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):119-130.
- (2) Schmitt A, Zarb GA. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants for single-tooth replacement. *Int J Prosthodont* 1993;6(2):197-202.
- (3) Carter GM, Hunter KM. Implant-based treatment for the loss of a single tooth. *N Z Dent J* 1994;90(402):150-156.
- (4) Cordioli G, Castagna S, Consolati E. Single-tooth implant rehabilitation: a retrospective study of 67 implants. *Int J Prosthodont* 1994;7(6):525-531.
- (5) Strub JR, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont* 2003;16(2):167-171.
- (6) Rasperini G, Maglione M, Coconcelli P, 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):357-364.
- (7) Assenza B, Artese L, Scarano A, Rubini C, Perrotti V, Piattelli M, et al. Screw vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the beagle. Part 2. Immunohistochemical evaluation of the peri-implant tissues. *J Oral Implantol* 2006;32(1):1-7.
- (8) Hofstede TM, Ercoli C, Hagan ME. Alternative complete-arch cement-retained implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1999;82(1):94-99.
- (9) Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(1):40-44.
- (10) Ekfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(2):179-183.
- (11) Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):89-95.
- (12) Singer A, Serfaty V. Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(5):645-649.

- (13) Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997;77(1):28-35.
- (14) Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(1):137-141.
- (15) Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J* 2006;201(8):501-507.
- (16) Misch CE. Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995;7(9):15-18.
- (17) Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(5):719-728.
- (18) Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(2):239-246.
- (19) Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part I. *J Prosthet Dent* 1992;68(5):737-741.
- (20) Kent DK, Koka S, Froeschle ML. Retention of Cemented Implant-Supported Restorations. *Journal of Prosthodontics* 1997;6(3):193-196.
- (21) Preiskel HW, Tsolka P. Cement- and screw-retained implant-supported prostheses: up to 10 years of follow-up of a new design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004 Jan-Feb;19(1):87-91.
- (22) Rajan M, Gunaseelan R. Fabrication of a cement-and screw-retained implant prosthesis. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):578-580.
- (23) Al-Omari WM, Shadid R, Abu-Naba'a L, Masoud BE. Porcelain Fracture Resistance of Screw-Retained, Cement-Retained, and Screw-Cement-Retained Implant-Supported Metal Ceramic Posterior Crowns. *Journal of Prosthodontics* 2010;19(4):263-273.
- (24) Strub JR, Stiffler S, Scharer P. Causes of failure following oral rehabilitation: biological versus technical factors. *Quintessence Int* 1988;19(3):215-222.
- (25) Levine RA, Clem D, Beagle J, Ganeles J, Johnson P, Solnit G, et al. Multicenter retrospective analysis of the solid-screw ITI implant for posterior single-tooth replacements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(4):550-556.

- (26) Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2004;91(6):532-537.
- (27) Shadid RM, Abu-Naba'a L, Al-Omari WM, Asfar KR, El Masoud BM. Effect of an occlusal screw-access hole on the fracture resistance of permanently cemented implant crowns: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2011;24(3):267-269.
- (28) Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003;90(1):31-41.
- (29) Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):513-530.
- (30) Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90(2):121-132.
- (31) Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent* 2004;92(4):359-364.
- (32) Geminiani A, Lee H, Feng C, Ercoli C. The influence of incisal veneering porcelain thickness of two metal ceramic crown systems on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent* 2010;103(5):275-282.
- (33) Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent* 2009;101(2):119-127.
- (34) Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75(1):18-32.
- (35) Oxilia G, Peresani M, Romandini M, Matteucci C, Spiteri CD, Henry AG, et al. Earliest evidence of dental caries manipulation in the Late Upper Palaeolithic. *Scientific reports* 2015;5.
- (36) Hussain A, Khan FA. History of dentistry. *Archives of Medicine and Health Sciences* 2014;2(1):106.
- (37) Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am* 1985;29(4):621-644.
- (38) Ring ME. *Dentistry: an illustrated history*. : Abradale Press/Harry N. Abrams; 1992.

- (39) Von Fraunhofer JA. Scientific aspects of dental materials. : Butterworth-Heinemann; 1975.
- (40) Sproull RC. A history of porcelain in dentistry. Bull Hist Dent 1978;26(1):3-10.
- (41) McLean JW. The alumina reinforced porcelain jacket crown. J Am Dent Assoc 1967;75(3):621-628.
- (42) Sozio RB, Riley EJ. The shrink-free ceramic crown. J Prosthet Dent 1983;49(2):182-187.
- (43) Malament KA, Grossman DG. The cast glass-ceramic restoration. J Prosthet Dent 1987;57(6):674-683.
- (44) Brånemark P, Breine U, Adell R, Hansson B, Lindström J, Ohlsson Å. Intraosseous anchorage of dental prostheses: I. experimental studies. Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery 1969;3(2):81-100.
- (45) BRANEMARK P. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand. J.Plast.Reconstr Surg 1977;16:1-132.
- (46) Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981;10(6):387-416.
- (47) Lindquist L, Carlsson G, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. Clin Oral Implants Res 1996;7(4):329-336.
- (48) De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L. Single-tooth replacement: is a 3-unit fixed partial denture still an option? A 20-year retrospective study. Int J Prosthodont 2006;19(6):567-573.
- (49) 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):111-116.
- (50) Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. *In vivo* fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. J Prosthet Dent 2003;90(4):325-331.
- (51) Wang X, Fan D, Swain MV, Zhao K. A systematic review of all-ceramic crowns: clinical fracture rates in relation to restored tooth type. Int J Prosthodont 2012;25(5):441-450.

- (52) Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2007;18(s3):73-85.
- (53) Balshi TJ. Candidates and requirements for single tooth implant prostheses. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1994;14(4):316-331.
- (54) Avivi-Arber L, Zarb GA. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: the Toronto Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(3):311-321.
- (55) Misch CE. *Dental implant prosthetics*. : Elsevier Health Sciences; 2014.
- (56) Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 2003;23(4):313-324.
- (57) Gruber H, Solar P, Ulm C. Maxillomandibular anatomy and patterns of resorption during atrophy. *Edosseous Implants: Scientific and clinical aspects*. Berlin: Quintessence 1996:29-63.
- (58) Desplats EM, Callís EM. *Prótesis parcial removible y sobredentaduras*. ; 2003.
- (59) Vermeulen A, Keltjens H, Van't Hof M, Kayser A. Ten-year evaluation of removable partial dentures: survival rates based on retreatment, not wearing and replacement. *J Prosthet Dent* 1996;76(3):267-272.
- (60) Creugers NH, Käyser AF, Hof MA. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol* 1994;22(6):448-452.
- (61) Scurria MS, Bader JD, Shugars DA. Meta-analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutments. *J Prosthet Dent* 1998;79(4):459-464.
- (62) Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(6):654-666.
- (63) De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L, De Boever J. A 20-year retrospective survival study of fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2006;19(2):143-153.

(64) Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent* 2001;85(4):363-376.

(65) Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and future success in the Brånemark® system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

(66) Hess D, Buser D, Dietschi D, Grossen G, Schonenberger A, Belzer UC. Esthetic single-tooth replacement with implants: a team approach. *Quintessence Int* 1998;29(2):77-86.

(67) Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res* 2001;12(1):26-34.

(68) Salvi GE, Bragger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24 Suppl:69-85.

(69) Chiche GJ, Pinault A. Considerations for fabrication of implant-supported posterior restorations. *Int J Prosthodont* 1991;4(1):37-44.

(70) Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):66-75.

(71) Chee W, Jivraj S. Designing abutments for cement retained implant supported restorations. *Br Dent J* 2006;201(9):559-563.

(72) Wahl C, França FMG, Brito Jr RB, Basting RT, Smanio H. Assessment of the tensile strength of hexagonal abutments using different cementing agents. *Brazilian oral research* 2008;22(4):299-304.

(73) Martinez-Rus F, Ferreiroa A, Ozcan M, Bartolome JF, Pradies G. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(6):1448-1455.

(74) 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.

(75) Emms M, Tredwin CJ, Setchell DJ, Moles DR. The Effects of Abutment Wall Height, Platform Size, and Screw Access Channel Filling Method on Resistance to Dislodgement of Cement-Retained, Implant-Supported Restorations. *Journal of Prosthodontics* 2007;16(1):3-9.

- (76) Gervais MJ, Wilson PR. A rationale for retrievability of fixed, implant-supported prostheses: a complication-based analysis. *Int J Prosthodont* 2007;20(1):13.
- (77) Lee A, Okayasu K, Wang HL. Screw- versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dent* 2010;19(1):8-15.
- (78) Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw-and cement-retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol* 2012;38(3):298-307.
- (79) Sherif S, Susarla SM, Hwang J, Weber H, 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):993-999.
- (80) Wittneben JG, Millen C, Bragger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29 Suppl:84-98.
- (81) Weber H, Sukotjo C. Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2007;22:140.
- (82) Assenza B, Scarano A, Leghissa G, Carusi G, Thams U, Roman FS, et al. Screw-vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the Beagle. Part 1. Screw and abutment loosening. *J Oral Implantol* 2005;31(5):242-246.
- (83) Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007;18(s3):97-113.
- (84) Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Bragger U, Pjetursson BE, Lang NP, et al. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(5):441-451.
- (85) E Jung R, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, S Thoma D. 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(s6):2-21.
- (86) Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(s6):163-201.

- (87) Zarb G. Toward a new direction for the IJP. *International Journal of Prosthodontics* 2004; 17(2):129-130.
- (88) Worthington P. Ingested foreign body associated with oral implant treatment: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(5):679-681.
- (89) Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Implants Res* 2002;13(4):343-348.
- (90) Simon RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: a ten-year retrospective clinical report. *J Prosthet Dent* 2003;90(6):517-521.
- (91) Sadan A, Blatz MB, Salinas TJ, Block MS. Single-implant restorations: a contemporary approach for achieving a predictable outcome. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 2004;62:73-81.
- (92) Duyck J, Naert I. Influence of prosthesis fit and the effect of a luting system on the prosthetic connection preload: an *in vitro* study. *Int J Prosthodont* 2002;15(4):389-396.
- (93) Zarb G, 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):185-194.
- (94) Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Martino E, Simion M. An *in vitro* study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(5):448-457.
- (95) Dumbrigue HB, Abanomi AA, Cheng LL. Techniques to minimize excess luting agent in cement-retained implant restorations. *J Prosthet Dent* 2002;87(1):112-114.
- (96) Schneider RL. Fabricating custom provisional restorations for the ITI solid abutment system. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):105-107.
- (97) Derafshi R, Farzin M, Taghva M, Heidary H, Atashkar B. The Effects of New Design of Access Hole on Porcelain Fracture Resistance of Implant-Supported Crowns. *Journal of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences* 2015;16:61-67.
- (98) Kim SG, Park JU, Jeong JH, Bae C, Bae TS, Chee W. *In vitro* evaluation of reverse torque value of abutment screw and marginal opening in a screw- and cement-retained implant fixed partial denture design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(6):1061-1067.

- (99) Canullo L, Cocchetto R, Marinotti F, Oltra DP, Diago MP, Loi I. Clinical evaluation of an improved cementation technique for implant-supported restorations: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res* 2015.
- (100) Zarb GA, Albrektsson T, Branemark P. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. : Quintessence; 1985.
- (101) Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(1):19-31.
- (102) Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH,Jr, Polizzi G, et al. 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.
- (103) Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Practical Procedures and Aesthetic Dentistry* 2003;15(8):626-632.
- (104) Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(s6):202-216.
- (105) Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent* 2011;106(4):266-271.
- (106) Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J* 2009;28(4):373-381.
- (107) 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(12):1276-1284.
- (108) Zhou Z, Zheng J. Tribology of dental materials: a review. *J Phys D* 2008;41(11):113001.
- (109) Kelly JR. CERAMICS IN RESTORATIVE AND PROSTHETIC DENTISTRY 1. *Annual Review of Materials Science* 1997;27(1):443-468.
- (110) Glantz PJ, Nilner K, Jendresen MD, Sundberg H. Quality of fixed prosthodontics after twenty-two years. *Acta Odontologica* 2002;60(4):213-218.
- (111) Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 1. Outcome. *Int J Prosthodont* 2002;15(5):439-445.
- (112) Schwartz-Arad D, Chaushu G. Full-arch restoration of the jaw with fixed ceramometal prosthesis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1998;13(6):819-825.

- (113) Haag P, Nilner K. Questions and answers on titanium-ceramic dental restorative systems: a literature study. *Quintessence Int* 2007;38(1):e5-13.
- (114) Webber B, McDonald A, Knowles J. An *in vitro* study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent* 2003;89(2):154-160.
- (115) Conrad HJ, Seong W, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98(5):389-404.
- (116) Sorensen JA, Kang SK, Torres TJ, Knode H. In-Ceram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc* 1998;26(3):207-214.
- (117) Lawn B, Bhowmick S, Bush MB, Qasim T, Rekow ED, Zhang Y. Failure Modes in Ceramic-Based Layer Structures: A Basis for Materials Design of Dental Crowns. *J Am Ceram Soc* 2007;90(6):1671-1683.
- (118) Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001;86(5):495-510.
- (119) Macchi RL. *Materiales dentales*. : Ed. Médica Panamericana; 2007.
- (120) McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85(1):61-66.
- (121) 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):231-238.
- (122) Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico (I). *Quintessence: Publicación internacional de odontología* 1998;11(8):515-519.
- (123) 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.
- (124) Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):10-15.
- (125) Martínez Rus F, Pradíes Ramiro G, Suárez García M, Rivera Gómez B. *Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección*. RCOE 2007;12(4):253-263.

- (126) Pröbster L, Diehl J. Cerámica aluminosa de colado fraccionado para restauraciones con coronas y puentes. Quintessence (ed.esp.) 1993;6:437-444.
- (127) Suárez M, Lozano J, Pardies G, Serrano B. In-Ceram Zirconia: alternativa estética en puentes posteriores. Revista internacional de prótesis estomatológica 2000;2(5):407-412.
- (128) Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. J Dent 2007;35(11):819-826.
- (129) Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999;20(1):1-25.
- (130) Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. J Am Ceram Soc 2009;92(9):1901-1920.
- (131) Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. Int J Prosthodont 2004;17(1):59-64.
- (132) Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. Int J Prosthodont 2010;23(6):493-502.
- (133) Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical literature review. J Prosthet Dent 2004;91(2):136-143.
- (134) Mörmann WH. Cerec 3. Un salto espectacular en restauraciones asistidas por ordenador: resultados clínicos iniciales. Quintessence. Publicación Internacional de Odontología 2002;15(3):168-182.
- (135) Albrecht T, Kirsten A, Kappert H, Fischer H. Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments. dental materials 2011;27(3):298-303.
- (136) Lewis S, Beumer J, 3rd, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment. Int J Oral Maxillofac Implants 1988 Fall;3(3):183-189.
- (137) Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Fundamentos esenciales en prótesis fija. : Quintessence; 2000.
- (138) Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. : Elsevier Health Sciences; 2012.
- (139) del Barrio, José María Vega, Labruzzo CA. Materiales en odontología: fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos. : Editorial Avances Médico-Dentales; 1996.

- (140) Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998;80(3):280-301.
- (141) Jose C, Pradíes G. Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Investig* 2002;6(4):198-204.
- (142) Chee WW, Torbati A, Albouy JP. Retrievable cemented implant restorations. *Journal of Prosthodontics* 1998;7(2):120-125.
- (143) Pan YH, Ramp LC, Lin CK, Liu PR. Comparison of 7 luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retained dental implant restoration. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(4):587-592.
- (144) Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999;81(2):135-141.
- (145) Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent* 2003;89(2):127-134.
- (146) Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 1995;8(1):59-67.
- (147) Barghi N. To silanate or not to silanate: making a clinical decision. *Compend Contin Educ Dent* 2000;21(8):659-62, 664; quiz 666.
- (148) Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):268-274.
- (149) Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dental Materials* 2002;18(2):179-188.
- (150) Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont* 2004;17(2):155-164.
- (151) Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2011;26(5):1102.
- (152) Ma S, Fenton A. Screw- versus cement-retained implant prostheses: a systematic review of prosthodontic maintenance and complications. *Int J Prosthodont* 2015;28(2):127-145.
- (153) Fischer H, Karaca F, Marx R. Detection of microscopic cracks in dental ceramic materials by fluorescent penetrant method. *J Biomed Mater Res* 2002;61(1):153-158.

- (154) Latta MA, Barkmeier WW. Approaches for intraoral repair of ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2000;21(8):635-9, 642-4; quiz 646.
- (155) Johansson LA, Ekfeldt A. Implant-supported fixed partial prostheses: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 2003;16(2):172-176.
- (156) Özcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil* 2003;30(3):265-269.
- (157) Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001;12(4):350-360.
- (158) Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo-and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil* 1999;26(2):130-137.
- (159) Quarnstrom FC, Aw TC. Repairing fractured porcelain-fused-to-metal bridge pontics. *J Am Dent Assoc* 2003;134(8):1097-1100.
- (160) Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion. : Elsevier Health Sciences; 2014.
- (161) Takaki P, Vieira M, Bommarito S. Maximum Bite Force Analysis in Different Age Groups. *International archives of otorhinolaryngology* 2014;18(3):272-276.
- (162) 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 Odontologica* 1993;51(5):323-331.
- (163) Ferrario V, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia G. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004;31(1):18-22.
- (164) Sonnesen L, Bakke M. Molar bite force in relation to occlusion, craniofacial dimensions, and head posture in pre-orthodontic children. *Eur J Orthod* 2005;27(1):58-63.
- (165) Al-Zarea BK. Maximum bite force following unilateral fixed prosthetic treatment: a within-subject comparison to the dentate side. *Med Princ Pract* 2015;24(2):142-146.
- (166) Rismanchian M, Bajoghli F, Mostajeran Z, Fazel A, Eshkevari P. Effect of implants on maximum bite force in edentulous patients. *J Oral Implantol* 2009;35(4):196-200.
- (167) Meena A, Jain V, Singh N, Arora N, Jha R. Effect of implant-supported prosthesis on the bite force and masticatory efficiency in subjects with shortened dental arches. *J Oral Rehabil* 2014;41(2):87-92.

(168) Kim Y, Oh T, Misch CE, Wang H. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res* 2005;16(1):26-35.

(169) Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81(6):652-661.

(170) Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 1981;46(4):443-449.

(171) Lundgren D, Laurell L. Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. *J Oral Rehabil* 1986;13(2):191-203.

(172) Hagberg C. Electromyography and bite force studies of muscular function and dysfunction in masticatory muscles. *Swed Dent J Suppl* 1986;37:1-64.

(173) Kikuchi M, Koriath TW, Hannam AG. The association among occlusal contacts, clenching effort, and bite force distribution in man. *J Dent Res* 1997;76(6):1316-1325.

(174) Zhang Y, Kim J, Bhowmick S, Thompson VP, Rekow ED. Competition of fracture mechanisms in monolithic dental ceramics: flat model systems. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2009;88(2):402-411.

(175) Roldan S, Buschang P, Isaza Saldarriaga J, Throckmorton G. Reliability of maximum bite force measurements in age-varying populations. *J Oral Rehabil* 2009;36(11):801-807.

(176) Sonnesen L, Bakke M, Solow B. Bite force in pre-orthodontic children with unilateral crossbite. *Eur J Orthod* 2001;23(6):741-749.

(177) Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA, Zepa I, Nissinen MJ, Kononen MH. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. *Cranio* 2003;21(4):248-252.

(178) Hansdottir R, Bakke M. Joint tenderness, jaw opening, chewing velocity, and bite force in patients with temporomandibular joint pain and matched healthy control subjects. *J Orofac Pain* 2004;18(2):108-113.

(179) Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JF. Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2002;88(5):498-502.

- (180) Shiau YY, Wang JS. The effects of dental condition on hand strength and maximum bite force. *Cranio* 1993;11(1):48-54, discussion 54.
- (181) Bonjardim L, Gavião M, Pereira L, Castelo P. Bite force determination in adolescents with and without temporomandibular dysfunction. *J Oral Rehabil* 2005;32(8):577-583.
- (182) AL-Omiri MK, Sghaireen MG, Alhijawi MM, Alzoubi IA, Lynch CD, Lynch E. Maximum bite force following unilateral implant-supported prosthetic treatment: within-subject comparison to opposite dentate side. *J Oral Rehabil* 2014;41(8):624-629.
- (183) Shinogaya T, Sodeyama A, Matsumoto M. Bite force and occlusal load distribution in normal complete dentitions of young adults. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1999;7(2):65-70.
- (184) Fløystrand F, Kleven E, Øilo G. A novel miniature bite force recorder and its clinical application. *Acta Odontologica* 1982;40(4):209-214.
- (185) Karl M, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement-and screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent* 2007;97(3):137-140.
- (186) Stegaroiu R, Yamada H, Kusakari H, Miyakawa O. Retention and failure mode after cyclic loading in two post and core systems. *J Prosthet Dent* 1996;75(5):506-511.
- (187) Abou-Madina MM, Ozcan M, Abdelaziz KM. Influence of resin cements and aging on the fracture resistance of IPS e.max press posterior crowns. *Int J Prosthodont* 2012;25(1):33-35.
- (188) Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw-versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *dental materials* 2007;23(3):296-301.
- (189) 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):491-495.
- (190) Lawn BR. Indentation of ceramics with spheres: a century after Hertz. *J Am Ceram Soc* 1998;81(8):1977-1994.
- (191) Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal Gap, Internal Fit, and Fracture Load of Leucite-Reinforced Ceramic Inlays Fabricated by CEREC inLab and Hot-Pressed Techniques. *Journal of Prosthodontics* 2011;20(7):535-540.

(192) Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee HH, Lee JW. A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2002;15(1):9-13.

(193) Hama Suleiman S, Vult von Steyern P. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontol Scand* 2013;71(5):1280-1289.

(194) de Oliveira JL, Martins LM, Sanada J, de Oliveira PC, do Valle AL. The effect of framework design on fracture resistance of metal-ceramic implant-supported single crowns. *Int J Prosthodont* 2010;23(4):350-352.

(195) Nogueira, Lorena Bastos Lima Verde, Moura, Carmem Dolores Vilarinho Soares, Francischone CE, Valente VS, Alencar SMM, Moura WL, et al. Fracture Strength of Implant-Supported Ceramic Crowns with Customized Zirconia Abutments: Screw Retained vs. Cement Retained. *Journal of Prosthodontics* 2015.

(196) Kim JH, Lee SJ, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dent* 2013;22(1):66-70.

(197) Yildiz C, Vanlio U, Burcin Akoglu, Evren B, Uludamar A, Ozkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J* 2013;32(1):42-47.

(198) Craig RG. *Materiales de odontología restauradora. Materiales de odontología restauradora.*-84-8174-287-2-67, 78 1998.

(199) Shortall AC. Microleakage, marginal adaptation and composite resin restorations. *Br Dent J* 1982;153(6):223-227.

(200) Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(6):793-798.

(201) Rossomando KJ, Wendt SL. Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dental Materials* 1995;11(1):47-51.

(202) Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Àlvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *J Prosthet Dent* 2014;112(3):600-605.

(203) Hagg MS. Effect of thermocycling on the fracture strength of intact third molars stored for two different time periods. *Mil Med* 2002;167(8):616.

- (204) Consani S, Santos JGd, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MAC, Sousa-Neto MD. Effect of cement types on the tensile strength of metallic crowns submitted to thermocycling. *Braz Dent J* 2003;14(3):193-196.
- (205) Shanthala GS, Xavier MK. The effect of thermocycling on fracture toughness and hardness of different core build up materials. *Indian J Dent Res* 2013;24(6):653-658.
- (206) Darbyshire PA, Messer LB, Douglas WH. Microleakage in class II composite restorations bonded to dentin using thermal and load cycling. *J Dent Res* 1988;67(3):585-587.
- (207) Momoi Y, Iwase H, Nakano Y, Kohno A, Asanuma A, Yanagisawa K. Gradual increases in marginal leakage of resin composite restorations with thermal stress. *J Dent Res* 1990;69(10):1659-1663.
- (208) Ehrenberg D, Weiner GI, Weiner S. Long-term effects of storage and thermal cycling on the marginal adaptation of provisional resin crowns: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2006;95(3):230-236.
- (209) Mandras R, Retief D, Russell C. The effects of thermal and occlusal stresses on the microleakage of the Scotchbond 2 dentinal bonding system. *Dental Materials* 1991;7(1):63-67.
- (210) Wendt SL, Jr. Microleakage and cusp fracture resistance of heat-treated composite resin inlays. *Am J Dent* 1991;4(1):10-14.
- (211) GaRey DJ, Tjan AH, James RA, Caputo AA. Effects of thermocycling, load-cycling, and blood contamination on cemented implant abutments. *J Prosthet Dent* 1994;71(2):124-132.
- (212) Lucena-Martin C, Gonzalez-Rodriguez M, Ferrer-Luque C, Robles-Gijon V, Navajas J. Influence of time and thermocycling on marginal sealing of several dentin adhesive systems. *Oper Dent* 2001;26(6):550-555.
- (213) PAN Y, Ramp L, LIN C, LIU P. Retention and leakage of implant-supported restorations luted with provisional cement: a pilot study. *J Oral Rehabil* 2007;34(3):206-212.
- (214) Krug K, Knauber AW, Nothdurft FP. Fracture behavior of metal-ceramic fixed dental prostheses with frameworks from cast or a newly developed sintered cobalt-chromium alloy. *Clin Oral Investig* 2015;19(2):401-411.
- (215) Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990;100(8):953-960.

(216) Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27(2):89-99.

(217) Wolfart S, Linnemann J, Kern M. Crown retention with use of different sealing systems on prepared dentine. *J Oral Rehabil* 2003;30(11):1053-1061.

(218) Ergin S, Gemalmaz D. Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal copings. *J Prosthet Dent* 2002;88(5):491-497.

(219) Nelson SJ. Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion. : Elsevier Health Sciences; 2014.

(220) International Organization for Standardization (ISO). 9917-2:2010. Water-based cements - Part 2: Resin-modified cements Geneva: International Organization for Standardization 2010.

(221) International Organization for Standardization (ISO). 14801. Dentistry Fatigue Test for Endosseous Dental Implants Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization 2003.

(222) Stona D, Burnett LH, Mota EG, Spohr AM. Fracture resistance of computer-aided design and computer-aided manufacturing ceramic crowns cemented on solid abutments. *J Am Dent Assoc* 2015;146(7):501-507.

(223) de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent* 2015.

(224) Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dental Materials* 2006;22(2):125-132.

(225) Guazzato M, Walton T, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Aust Dent J* 2010;55(3):306-310.

(226) Yi Y, Kelly JR. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. *dental materials* 2008;24(3):403-409.

(227) Ferreira A, Peñarrocha-Diago M, Pradíes G, Sola-Ruiz M, Agustín-Panadero R. Cemented and screw-retained implant-supported single-tooth restorations in the molar mandibular region: A retrospective comparison study after an observation period of 1 to 4 years. *Journal of clinical and experimental dentistry* 2015;7(1):e89.

(228) Mitsias M, Koutayas S, Wolfart S, Kern M. Influence of zirconia abutment preparation on the fracture strength of single implant lithium disilicate crowns after chewing simulation. *Clin Oral Implants Res* 2014;25(6):675-682.

(229) Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental Materials* 2014;30(7):e147-e162.

(230) Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *Int J Prosthodont* 2003;16(5):538-542.

(231) Fusayama T, Ide K, Hosoda H. Relief of resistance of cement of full cast crowns. *J Prosthet Dent* 1964;14(1):95-106.

(232) Özcan M, Allahbeickaraghi A, DüNDAR M. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. *Clin Oral Investig* 2012;16(1):15-23.

(233) Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann K. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):468-475.

12. ANEXOS

12.1. Anexo 1: Tabla de resultados de resistencia a fuerzas compresivas hasta fractura

Especimen	Diseño	Grupo	Termociclado	Fuerza (N)
1	C-4,2	1	Sí	1837
2	C-4,2	1	Sí	2184
3	C-4,2	1	Sí	2663
4	C-4,2	1	Sí	1578
5	C-4,2	1	Sí	2877
6	C-4,2	1	Sí	1172
7	C-4,2	1	Sí	1890
8	C-4,2	1	Sí	2670
9	C-4,2	1	Sí	3793
10	C-4,2	1	Sí	2727
11	CA-4,2	2	Sí	2338
12	CA-4,2	2	Sí	2944
13	CA-4,2	2	Sí	1823
14	CA-4,2	2	Sí	2814
15	CA-4,2	2	Sí	2006
16	CA-4,2	2	Sí	2601
17	CA-4,2	2	Sí	1584
18	CA-4,2	2	Sí	1845
19	CA-4,2	2	Sí	2198
20	CA-4,2	2	Sí	1926
21	CA-5,5	3	Sí	2262
22	CA-5,5	3	Sí	1631
23	CA-5,5	3	Sí	2461
24	CA-5,5	3	Sí	2649
25	CA-5,5	3	Sí	2833
26	CA-5,5	3	Sí	3475
27	CA-5,5	3	Sí	2979
28	CA-5,5	3	Sí	3744
29	CA-5,5	3	Sí	2034
30	CA-5,5	3	Sí	1623
31	C-4,2	4	No	2178
32	C-4,2	4	No	3436
33	C-4,2	4	No	3245
34	C-4,2	4	No	3557
35	C-4,2	4	No	2019
36	C-4,2	4	No	2718
37	C-4,2	4	No	3525

38	C-4,2	4	No	3373
39	C-4,2	4	No	2237
40	C-4,2	4	No	2799
41	CA-4,2	5	No	2077
42	CA-4,2	5	No	2027
43	CA-4,2	5	No	1848
44	CA-4,2	5	No	2632
45	CA-4,2	5	No	2091
46	CA-4,2	5	No	1536
47	CA-4,2	5	No	1695
48	CA-4,2	5	No	2762
49	CA-4,2	5	No	1719
50	CA-4,2	5	No	2307
51	CA-5,5	6	No	2407
52	CA-5,5	6	No	1854
53	CA-5,5	6	No	2980
54	CA-5,5	6	No	1309
55	CA-5,5	6	No	2665
56	CA-5,5	6	No	2612
57	CA-5,5	6	No	2686
58	CA-5,5	6	No	2317
59	CA-5,5	6	No	2660
60	CA-5,5	6	No	2314

Tabla 8: Valores de resistencia a la carga compresiva hasta la fractura de las coronas. La codificación de los diseños: C-4,2 (corona cementada sobre pilar de 4,2mm); CA-4,2 (corona cemento-atornillada sobre pilar de 4,2mm); CA-5,5 (corona cemento-atornillada sobre pilar de 5,5mm).

12.2. Anexo 2. Fotografías anexadas.

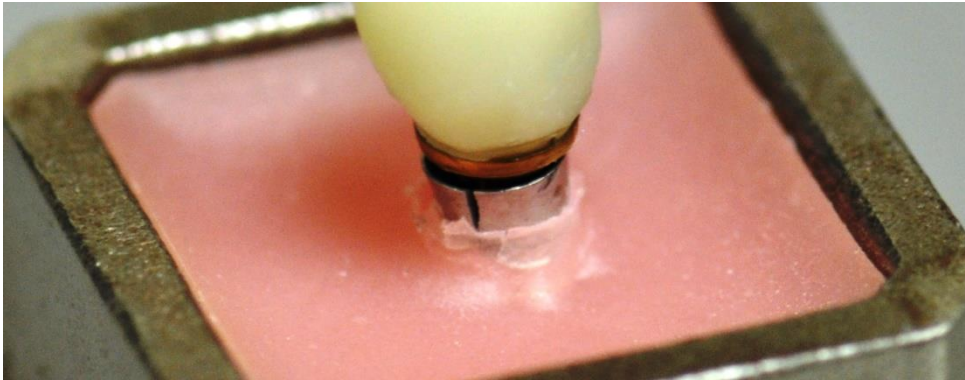


Figura 23: Observamos fractura de la réplica del implante por la intensidad de la fuerza compresiva durante una prueba piloto, en la que se utilizó un diámetro de plataforma más pequeño.

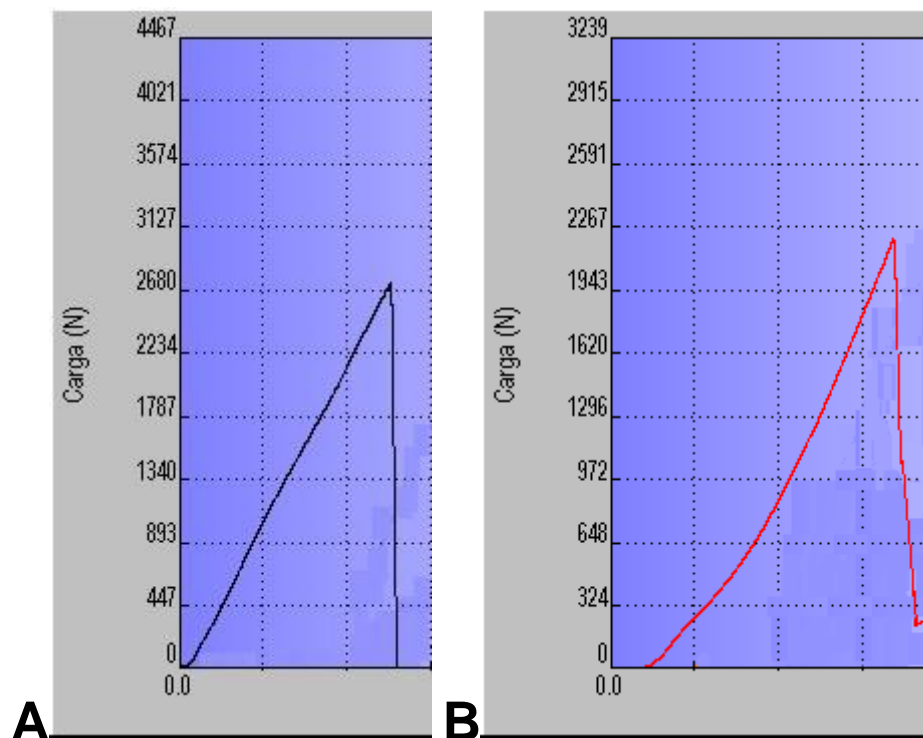


Figura 24: Gráfico que muestra el aumento de fuerza de carga hasta la fractura de la corona. Imagen A corresponde a la fractura de una corona con sistema de retención cementado y la imagen B a una corona cemento-atornillada.

12.3. Anexo 3: Carta de aprobación del estudio

Barcelona, 13 de febrero de 2013

Sr. Joan Ferré Martínez

Estimado Sr.

Por la presente, le comunico que la Comisión Académica del Doctorado en Ciencias de la Salud, en la su sesión del 8 de febrero de 2013, y una vez estudiada su solicitud ha acordado:

Se acuerda admitir al Sr. Joan Ferré Martínez al Periodo de Investigación del Doctorado en Odontología.

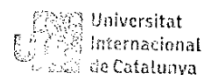
Se acuerda aprobar el Proyecto de Tesis titulado "Estudio in vitro sobre la resistencia de la fractura de coronas sobre implante totalmente cerámicas con pilares transepiteliales de diferentes alturas", y nombrar al Dr. Josep Cabratosa y por el Dr. Jordi Cano Batalla como Directores de la Tesis.

Se le hacen dos comentarios. Uno de fondo, debe justificar el tamaño de la muestra. El otro comentario de forma, se le pide que envíe un pdf con las páginas en el orden correcto.

Adicionalmente, se le informa que la normativa de la UIC establece que debe obtener una evaluación favorable del Comité de Ética en la Investigación, antes de la puesta en marcha de la investigación.

Aprovecho la oportunidad para saludarlo cordialmente,

Jaime Oliver Serrano
Secretario Comisión Académica
Doctorado en Ciencias de la Salud



REGISTRE GENERAL

Sortida

110243

Data

14 02 13

12.4. Anexo 4: Carta de aprobació del CER



CARTA APROVACIÓ DIRECTA PROJECTE PEL CER

Codi de l'estudi: PRT-ELM-2011-04-NF

Versió del protocol:1.0

Data de la versió:18/02/13

Títol:"Estudio in vitro sobre la resistencia a la fractura de coronas sobre implante totalmente cerámicas con pilares transeptiliales de diferentes alturas"

Sant Cugat del Vallès, 25 de febrer de 2013

Investigador: Joan Ferré Martínez

Títol de l'estudi: "Estudio in vitro sobre la resistencia a la fractura de coronas sobre implante totalmente cerámicas con pilares transeptiliales de diferentes alturas"

Benvolgut(da),

Valorat el projecte presentat, el CER de la Universitat Internacional de Catalunya, considera que, el contingut de la investigació, no implica cap inconvenient relacionat amb la dignitat humana, respecte als animals, ni atempta contra el medi ambient, ni té conflictes econòmics i d'interessos.

Per aquests motius, el Comitè d'Ètica de Recerca, **RESOLT FAVORABLEMENT**, emetre aquest **CERTIFICAT D'APROVACIÓ**, per que pugui ser presentat a les instàncies que així ho requereixin.

Em permeto recordar-li que si en el procés d'execució es produís algun canvi significatiu en els seus plantejaments, hauria de ser sotmès novament a la revisió i aprovació del CER.

Atentament,



Dr. Josep Argemí
President CER-UIC

