

Resistencia a la Fractura de Coronas de Resina Reforzada y de Coronas de Cerámica Híbrida sobre un Muñón de Titanio

Sandra Fernández Villar

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

**RESISTENCIA A LA FRACTURA DE CORONAS
DE RESINA REFORZADA Y DE CORONAS
DE CERÁMICA HÍBRIDA SOBRE UN MUÑÓN
DE TITANIO**

SANDRA FERNÁNDEZ VILLAR

Directores:

Dr. Josep Cabratosa Termes y Lluís Giner Tarrida

Barcelona, 2015.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo es el fruto de mucho esfuerzo y de la ayuda y el cariño de muchas personas.

A los directores de este trabajo, el Dr. Josep Cabratosa Termes y el Dr. Lluís Giner Tarrida, por haber aceptado la dirección de este trabajo. Al Dr. Josep Cabratosa, gracias por sus grandes consejos. Al Dr. Lluís Giner, gracias por guiarme siempre con su sabiduría.

Al Dr. Jordi Cano tutor de mi tesis por haber estado ahí en todos los momentos.

A mis compañeros y amigos de la *Universitat Internacional de Catalunya*, por su apoyo y ayuda en los diferentes momentos de este trabajo, Dr. Oscar Figueras, Susana Barrocal, Albert Vim y al resto de compañeros de la *UIC*, en especial a los profesores del Área de Restauradora, a la junta de la facultad, y sobre todo a los **alumnos**, ellos son nuestra razón de ser en el mundo universitario, podría decir infinidad de nombres que me han acompañado a lo largo de estos años; ellos te animan, te hacen crecer, mejorar, aprender, ...

Al Departamento de Prótesis Bucofacial de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia, en especial a la Dra. M^a Fernanda Solà.

A mi familia, mi madre y mi hermana, que me han brindado su ayuda para que yo pudiera disponer de ese tiempo tan necesario para realizar una tesis. A mi padre al que recuerdo que me inculcó el valor del esfuerzo y trabajo constante.

Y el mayor agradecimiento a mi marido Gonzalo por estar a mi lado en cada momento, sobre todo en los más duros, animándome y facilitándome "todo". Y a esos hijos maravillosos a los cuales les he robado algunas de sus horas para este trabajo que empecé sin ellos y que acabé con Bruno 6 años, Nicolás 3 años y Berta 1 año, ellos han nacido y crecido con esta tesis.

*A mi marido Gonzalo, a mis hijos Bruno, Nicolás y Berta,
por alegrarme cada día.*

ÍNDICE

ÍNDICE	
ÍNDICE DE FIGURAS	XI
ÍNDICE DE TABLAS	XIII
1. JUSTIFICACIÓN	15
2. ESTADO DE LA CUESTIÓN	21
2.1. Coronas sobre implantes	23
2.2. Materiales	24
2.2.1. Coronas de metal-cerámica	24
2.2.2. Coronas de cerámica y de resina	24
2.3. CAD/CAM	35
2.4. Resistencia a la fractura	40
2.5. Termociclado y carga cíclica	43
3. HIPÓTESIS	47
3.1. Respecto a la resistencia a la fractura sometiendo las muestras a diferentes procesos de envejecimiento	49
4. OBJETIVOS	51
4.1. Objetivo General	53
4.2. Objetivos específicos	53
5. MATERIAL Y MÉTODO	55
5.1. Selección de la muestra	57
5.2. Preparación de las muestras	57
5.2.1. Diseño del muñón	57
5.2.2. Diseño de los grupos	58
5.2.3. Diseño de las coronas	59
5.2.4. Elaboración de las coronas	61
5.2.5. Cementación de las muestras	63
5.2.5.1. Tratamiento de la superficie del pilar	63
5.2.5.2. Tratamiento de la superficie interna de las coronas	64
5.2.5.3. Técnica de cementación	65
5.2.6. Almacenamiento de las muestras	66
5.3. Tratamientos de las muestras antes de la fractura final	67
5.4. Análisis de la resistencia a la fractura de las coronas	71

5.5. Recogida de datos y análisis estadístico	72
6. RESULTADOS	75
6.1. Resistencia a la fractura	77
6.2. Modo de fractura	81
7. DISCUSIÓN	85
7.1. Muestras	88
7.1.1. Tamaño de las muestras	88
7.1.2. Diseño del muñón-pilar	89
7.1.3. Cementado de los especímenes	91
7.2. Termociclado y carga cíclica	93
7.3. Test de fatiga	97
7.4. Discusión de los resultados	98
7.4.1. Resistencia a fuerzas compresivas	100
7.4.2. Modo de fractura	104
8. CONCLUSIONES	109
9. PERSPECTIVAS DE FUTURO	113
10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	117
11. ANEXOS	133
11.1. Anexo 1. Tabla de resultados de resistencia a la fractura	135
11.2. Anexo 2. Carta aprobación Estudio	137
11.3. Anexo 3. Carta aprobación CER	147
RESUMEN	141

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Muñón de titanio con base	58
Figura 2. Fantoma Frasaco	60
Figura 3. Modelo con pilar	60
Figura 4. Cerec 3D; Sirona Dental Systems Inc, Bensheim, Alemania	60
Figura 5. Cerec In Lab XL; Sirona Dental Systems Inc, Bensheim, Alemania	61
Figura 6. Bloque de Lava™ Ultimate	61
Figura 7. Bloque de Vita Enamic®	61
Figura 8.A. Pilar Inicial	63
Figura 8.B. Pilar con tratamiento de superficie	63
Figura 9. Chorreadora para pilares	64
Figura 10. Chorreadora para coronas	64
Figura 11. Coronas: LU, VE, MC	66
Figura 12. Incubadora (Memmert, Schwabach, Alemania) a 37°C	66
Figura 13.A. Máquina de termociclado	67
Figura 13.B. Muestras en el cajón de la termocicladora	68
Figura 14.A. Muestra montada en base de resina	68
Figura 14.B. Base para la masticadora	68
Figura 15.A. Punta masticadora	69
Figura 15.B. Masticadora	69
Figura 16. Masticadoras: 2 simuladores	69
Figura 17. Bases metálicas	71
Figura 18. Muestras marcadas según tratamiento recibido	71
Figura 19. Máquina universal de ensayos Bionix-370 (MTS Systems Corporation, Eden Prairie USA)	72
Figura 20. Imagen obtenida gracias al software TestWork 4 donde se observa gráficamente las curvas de carga y fractura de uno de los grupos del estudio	73
Figura 21. Modo de fractura: A: (<i>Chipping</i>), B: (Parcial), C: (Total)	74

Figura 22. Resistencia(N) a la fractura para cada uno de los materiales: Grupo 1: LU (Lava™ Ultimate), Grupo 2: VE (Vita Enamic®), Grupo 3: MC (metal-cerámica)	79
Figura 23. Resistencia a la fractura(N) para cada tratamiento: NE: no envejecimiento, T: termociclado, TCC: termociclado + carga cíclica	80
Figura 24. Gráfica de la interacción entre los factores material y tratamiento	81
Figura 25. Gráfica de barras del modo de fractura según el material. a: <i>Chipping</i> , b: fractura parcial, c: fractura total	82
Figura 26. Gráfica del envejecimiento y del modo de fractura	83

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Clasificación de las cerámicas dentales y los materiales similares a cerámica	28
Tabla 2. Materiales disponibles para el sistema CEREC de clínica	39
Tabla 3. Tabla de composición de los materiales de las coronas del estudio	62
Tabla 4. Resumen de los tratamientos realizados a las muestras antes a la fractura	70
Tabla 5. Medidas de la tendencia central (media aritmética) y de variabilidad (desviación típica y rango) de los valores obtenidos de la resistencia a la fractura de los tres materiales diferentes y de los tratamientos recibidos. LU: Lava™ Ultimate; VE: Vita Enamic®; MC: Metal-Cerámica; NE: No Envejecimiento; T: Termociclado, TCC: Termociclado y Carga Cíclica	77
Tabla 6. Resultados de la prueba de Shapiro-Wilk	78
Tabla 7. Tabla de resultado Anova 2 factores	79
Tabla 8. Tabla de medias de la resistencia a la fractura y la afectación por los diferentes tratamientos.	80
Tabla 9. Incidencias en % de cada material.....	81
Tabla 10. Test de Chi-cuadrado. Test de independencia respecto a material y modo de fractura.....	82
Tabla 11. Test de Chi-cuadrado. Test de independencia respecto a tratamiento de envejecimiento y modo de fractura.	83
Tabla 12. Tabla comparativa de metodología de diferentes estudios.....	87/137
Tabla 13. Tabla comparativa de materiales, resistencia, modo de fractura y cementado de diferentes estudios.	99/139

1. JUSTIFICACIÓN

La prótesis fija sobre implantes debido a sus altas tasas de éxito se ha convertido en una opción de tratamiento aconsejable para reemplazar un diente ausente en un paciente parcialmente edéntulo (1-2).

La creciente demanda estética de los pacientes, combinada con la preocupación por la salud y la biocompatibilidad de algunas restauraciones metálicas, han hecho que aumentaran las investigaciones en el campo de las restauraciones sin metal (3-5). De los sistemas para realizar restauraciones dentales sin metal, las coronas totalmente cerámicas es el sistema más representativo (4). Estas restauraciones poseen algunas ventajas en relación a las coronas metal-cerámica, como son la biocompatibilidad y la apariencia estética (3-4). Sin embargo, las restauraciones totalmente cerámicas poseen también ciertas limitaciones: son frágiles y costosas, requieren más reducción dental, el procedimiento de adhesión es más complicado y en consecuencia requieren más tiempo de sillón (3-7).

Una alternativa que existe y que podría minimizar algunas de las limitaciones de las restauraciones totalmente cerámicas es la corona de resina de composite indirecta. Estas coronas son fáciles de fabricar, tienen un módulo de elasticidad bajo, lo que permite mayor absorción del estrés funcional, y causan menos desgaste en la dentición antagonista. No obstante, también poseen ciertos inconvenientes: baja resistencia al desgaste, deterioro de la superficie final, inestabilidad del color y fractura. Aunque, algunos investigadores han señalado que estas coronas se comportan de una manera similar a las coronas de cerámica (8-10). En realidad, no existe un consenso sobre el mejor material para restaurar los sectores posteriores cumpliendo todas las características deseadas (5).

A medida que los sistemas CAD/CAM (del inglés *computer aided design / computer aided manufacturing*) van ganando popularidad en la odontología, materiales actuales y nuevos materiales van apareciendo para ser fresados pudiendo obtener restauraciones con este nuevo procesado (4-6,11,12). El

CAD/CAM ofrece ventajas particulares, como son una producción automatizada, fabricación precisa, almacenamiento electrónico de los pasos de producción, superior reproductibilidad (12,13), y una fabricación coste efectiva. Por consiguiente, no es de extrañar, que la tecnología CAD/CAM se haya adoptado en muchas áreas de la odontología.

Los sistemas CAD/CAM permiten la fabricación de restauraciones tanto en el laboratorio como en la clínica (12), y combinado con los materiales mecanizados CAD/CAM, nos permiten conseguir restauraciones protésicas con buenas propiedades estéticas, un ajuste preciso y unas propiedades físicas superiores, contribuyendo así, a tener un mayor éxito a nivel de durabilidad (14).

A raíz de la introducción del primer sistema CAD/CAM en clínica en 1985, la obtención de restauraciones cerámicas en una sola cita se ha convertido en una opción más de tratamiento (15). Desde entonces, la técnica ha evolucionado, convirtiéndose en menos costosa, más fácil, rápida, precisa, y también ha evolucionado permitiendo la fabricación de restauraciones de composite mediante CAD/CAM convirtiéndose en una alternativa a las restauraciones de cerámica. Estos composites indirectos en comparación con los composites directos son industrialmente polimerizados bajo parámetros estandarizados a alta temperatura y presión para conseguir un calidad adecuada (16). Esto da como resultado unas propiedades mecánicas mejoradas y más sofisticadas que permiten a estos materiales ser usados para fabricar: coronas unitarias, inlays, onlays y carillas (5,11,17). Una de las grandes ventajas de estas resinas de composite es que pueden ser reparadas y mantenidas más fácilmente que las cerámicas.

Hoy en día los materiales más usados para sistemas CAD/CAM en clínica son los bloques de resina de composite y los bloques de cerámica estética para fresar (7,18). Ambos sistemas emplean un proceso de tallado húmedo para dar forma a la restauración final, a partir de los bloques prefabricados. El material se puede fresar generalmente en menos de 20 minutos, lo que permite obtener la restauración final para ser entregada en la misma cita. Además, óptimamente, la restauración final debe requerir un tiempo mínimo para el postfresado (pulido,

maquillado o glaseado) para completar la entrega en clínica. Un postfresado largo será negativo para el uso práctico del material (19) .

Las restauraciones fabricadas con CAD/CAM en clínica se pueden realizar y cementar en una única visita, esto reduce el tiempo de tratamiento y elimina la necesidad de realizar un restauración provisional (20). En la clínica el CAD/CAM también ofrece la posibilidad de fabricar coronas de cerámica o de composite sobre un pilar de titanio en una sola visita (21). El sistema CAD/CAM CEREC 3 fue introducido hace más de 15 años y es uno de los sistemas que puede ser usado tanto en la clínica dental como en el laboratorio (11).

Si analizamos la sonrisa de un paciente desde el punto de vista estético los premolares se consideran importantes, los pacientes comúnmente piden resultados estéticos cuando estos dientes deben ser restaurados con coronas. Los premolares, a diferencia de los dientes anteriores reciben fuerzas oclusales mayores. Esto significa que las coronas de composite cementadas en premolares deben poseer una adecuada dureza y una resistencia a la fractura para soportar las altas cargas oclusales. Además, hasta la fecha, no se ha llevado a cabo ningún análisis cuantitativo de la longevidad de las coronas de composite colocadas en premolares (4).

Entre los nuevos materiales recientemente introducidos para CAD/CAM en clínica disponemos de los bloques de resina de composite (LavaTM Ultimate CAD/CAM Restorative, 3MTM ESPETM, USA) (7), y los bloques de cerámica híbrida (Vita Enamic[®], Vita Zahnfabrik, Alemania). Ambos de acuerdo con el fabricante, combinan algunos de los buenos atributos de las cerámicas y de los polímeros (22,23).

Dado el interés por estos materiales y a fin de conocer más sobre ellos nos planteamos evaluar la resistencia a la fractura de las coronas de resina de composite reforzadas (LavaTM Ultimate CAD/CAM Restorative, 3MTM ESPETM, USA) (LU) y las coronas de cerámica híbrida (Vita Enamic[®], Vita Zahnfabrik, Alemania) (VE) para fabricar coronas unitarias cementadas en pilares de titanio

en un premolar, sometiéndolas o no a un proceso de envejecimiento y también el modo de fractura.

2. ESTADO DE LA CUESTIÓN

2.1 Coronas sobre implantes

El éxito de la rehabilitación protésica soportada por implantes, está directamente relacionada con una serie de parámetros como son: el tamaño de la corona, la posición del implante, los hábitos del paciente, el número de dientes ausentes y el tipo de prótesis.

El porcentaje de éxito de las coronas unitarias sobre implantes según la revisión realizada por Jung y cols. (24) es del 96,3% después de 5 años de función y del 89,4% después de 10 años, considerándolas una buena opción de tratamiento. Aunque tengan un éxito importante, no debemos olvidar que existen una serie de complicaciones estéticas, biológicas y técnicas (25).

Las prótesis sobre implantes pueden ser atornilladas o cementadas. Las restauraciones atornilladas tienen la principal ventaja de la posibilidad de ser retiradas si es necesario después de su instalación, pero tienen un mayor riesgo de fractura y *microcraks* de la cerámica, riesgo de contaminación bacteriana, problemas estéticos y la posibilidad de la pérdida del tornillo. Las restauraciones cementadas tienen la desventaja de ser definitivas, aunque tienden a ser más resistentes, tener mejor resultado estético, la pérdida de tornillos es menos frecuente y el cemento actúa como un sellante biológico para ayudar a prevenir la contaminación (26,27). En la revisión sistemática que realizó Wittneben y cols. (28) reportaron que no existen diferencias entre el porcentaje de éxito de las coronas cementadas (96,37%) y las atornilladas (91,16%).

Al realizar una corona sobre un implante las opciones restauradoras desde el punto de vista del material a utilizar son: metal-cerámica, totalmente cerámica (21,29) y resina reforzada (6,30).

2.2 Materiales

2.2.1 Coronas de metal-cerámica

Se define como corona de recubrimiento total o completo la restauración extracoronaria cementada que recubre toda la superficie externa de la corona clínica (31). Ésta debe reproducir la morfología y los contornos de las partes dañadas y restablecer la función perdida. Puede estar fabricada de metal, de cerámica, de resina, de metal y resina o con cerámica cocida sobre un metal (31).

La corona metal-cerámica es una opción de tratamiento previsible y funcional. Su respaldo bibliográfico avala el rendimiento a largo plazo de dicho tratamiento (32-36). La innovación y sofisticación de las cerámicas de recubrimiento hacen de los tratamientos metal-cerámicos actuales una opción más dentro del campo de la estética dental (32,37).

Las coronas metal-cerámica se han considerado la mejor opción de tratamiento durante muchos años tanto en la prótesis sobre dientes como sobre implantes, pero las demandas estéticas de los pacientes y la búsqueda de materiales sin metal han hecho que cada vez aumente más el uso de restauraciones libres de metal como son las restauraciones totalmente cerámicas (38-40) y las restauraciones de resina reforzada tanto sobre dientes como sobre implantes (7,40,41).

2.2.2 Coronas de cerámica y de resina

La cerámica ha sido el pilar de la odontología estética durante más de 100 años. Originalmente en la forma natural de feldespato, la cerámica era utilizada principalmente para los dientes anteriores como coronas completas "jacket" de alta fusión, dientes para prótesis, y para el recubrimiento parcial (43).

Empezando con la introducción por John Mc Lean de la porcelana de alúmina a mediados de la década de los 60, se han ido introduciendo continuamente mejoras en la resistencia, estética, y en los métodos de

fabricación; dando como resultado decenas de productos para que los clínicos puedan elegir.

Debido a la gran cantidad de productos disponibles y a la velocidad a la que se están introduciendo estos productos, hoy en día nos encontramos con un gran número de materiales cerámicos que intentamos clasificar para poder elegir un material de restauración cerámica para una indicación particular (39).

Un sistema de clasificación de los materiales cerámicos utilizados en odontología debería ser útil en la prestación de información clínica relevante acerca de donde utilizar el material (anterior o posterior), para que tipo de restauración(parcial o total, corta o larga vida), y como adherirlo (con técnica adhesiva o con el sistema tradicional).

Se han propuesto diferentes sistemas de clasificación que se centran en indicaciones clínicas, composición, capacidad de ser grabado, métodos de fabricación, temperatura de procesado, microestructura, traslucidez, fractura, resistencia, y superficie antagonista (29). Estas clasificaciones tienden a ser imprecisas o incompletas, y no permiten fácilmente la inclusión de nuevos materiales restauradores.

La clasificación de las cerámicas en función de su composición es muy apropiada, ya que la comprensión de la composición cerámica tanto por parte del técnico como por parte del clínico es esencial para obtener unos resultados óptimos. Aunque, los intentos desafortunadamente han demostrado ser demasiado generales y poco prácticos (44).

Un sistema de clasificación usado a menudo es la clasificación realizada por Kelly y Benetti (39) donde describe los materiales cerámicos de acuerdo con su contenido en partículas de vidrio: cerámica predominantemente vítrea, cerámica de vidrio con relleno de partículas, y cerámicas policristalinas en las que no están presentes los vidrios. Además este sistema de clasificación relaciona la cantidad de vidrio y el resultado estético y las características de resistencia de la

restauración totalmente cerámica. Esta correlación cataloga las cerámicas vítreas como altamente estéticas, mientras que las cerámicas policristalinas como mucho menos estéticas y están destinadas a ser utilizados únicamente como material de la estructura. En cierto modo, sugiere una relación entre la composición de cerámica e indicaciones por lo que ha sido muy utilizada, ya que es sencilla y fácil de entender y aplicar.

El desarrollo actual en la microestructura de la cerámica policristalina ha modificado este concepto. La estética se está convirtiendo en un problema menor con la zirconia más traslúcida y más resistente pero también están disponibles vitrocerámicas más opacas. Esto ha permitido el uso de la zirconia traslúcida y estética no sólo como la subestructura de una restauración para ser recubierta, como se recomendaba (45), sino que también como restauraciones de contorno completo (monolíticas) (46,47).

Los cambios que se están aplicando a algunas vitrocerámicas que se rellenan con partículas, hacen que también se modifiquen sus posibilidades restauradoras, anteriormente indicadas sólo para su uso como materiales de subestructura, estos cambios hacen que su uso como materiales monolíticos esté aumentando su popularidad ya que permiten alcanzar altos niveles estéticos y de resistencia (ej, disilicato de litio) (1,37,48,49).

Uno de los inconvenientes de clasificación de Kelly y Benetti (39), es que no incorpora el desarrollo fundamental de la tecnología de cerámica que se ha producido en la industria: los procesos de fabricación de estos materiales se han alejado de los componentes originales (es decir, feldespato) hacia los derivados sintéticos de cerámica.

Debemos tener en cuenta que las clasificaciones existentes de materiales cerámicos no incluyen materiales con matriz de resina que están altamente rellenos con cerámica. Hoy en día ya hay varios fabricantes que tienen disponibles y se recomiendan como una alternativa estética para una variedad de

situaciones clínicas. Estos materiales recientemente se han codificado como “cerámicas” por la Asociación Dental Americana (ADA) porque ellos tienen propiedades similares a las de la cerámica y se deberían tener en cuenta en un sistema de clasificación (43).

Teniendo en cuenta las consideraciones citadas, Gracis y cols. (43) proponen un nuevo enfoque para clasificar los materiales restauradores cerámicos en tres familias (tabla 1), basados en su formulación, de la siguiente manera:

1. Cerámicas con matriz vítrea (vitrocerámicas): materiales cerámicos inorgánicos no metálicos que contienen una fase cristalina.
2. Cerámicas policristalinas: materiales cerámicos inorgánicos no metálicos que no contienen ninguna fase cristalina.
3. Cerámicas con matriz de resina: matrices de polímero que contienen predominantemente componentes inorgánicos refractarios que puede incluir porcelanas, vidrios, cerámicas y vitro-cerámicas.

Esta clasificación es muy genérica y se subdivide en diferentes grupos. La familia de las cerámicas con matriz de vidrio se pueden subdividir en tres subgrupos: cerámicas feldespáticas obtenidas naturalmente, cerámicas sintéticas, y cerámicas infiltradas con vidrio.

Las cerámicas policristalinas se subdividen en cuatro subgrupos: alúmina, zirconia estabilizada, zirconia endurecida con alúmina, y alúmina endurecida con zirconia (actualmente en desarrollo).

El tercer grupo, las cerámicas con matriz de resina, se divide en varios subgrupos de acuerdo con su composición (43).

Cerámicas dentales y materiales similares a cerámicas	Cerámicas con matriz vítrea	Feldespática	
		Sintética	Base de leucita Disilicato de litio y derivados Base de fluorapatita
	Cerámicas policristalinas	Vidreo-infiltrada	Alumina Alúmina con magnesio Alúmina con zirconia
		Alúmina	
		Zirconia estabilizada	
		Zirconia infiltrada con alúmina	
Cerámicas con matriz de resina	Alúmina infiltrada con zirconia		
	Resina nanocerámica		
	Cerámica de vidrio con interpenetración de matriz de resina		
		Cerámica de zirconia-silice con interpenetración de matriz de resina	

Tabla 1. Clasificación de las cerámicas dentales y los materiales similares a cerámica.

Clasificación de los materiales restauradores cerámicos:

1. Cerámica con matriz vítrea:

1.1. **Feldespática:** Este grupo tradicional de cerámicas se basa en un sistema de material ternario compuesto de arcilla / caolín, cuarzo, y feldespato de origen. El feldespato potásico forma cristales de leucita (fase cristalina), que, dependiendo de la cantidad, no sólo aumentan la fuerza intrínseca de la restauración, sino que también hacen que esta porcelana sea adecuada para el recubrimiento de estructuras de metal. Estos materiales todavía se

utilizan como un material de recubrimiento para aleación de metal y sustratos cerámicos y como un material estético unido a la estructura del diente (15). Algunos productos comerciales de este material son: IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD e IPS Classic (Ivoclar Vivadent); y Vitadur, Vita VMK 68 y Vitablocs (Vita).

1.2. Sintético: A base de leucita. Para depender menos de los recursos naturales de las materias primas y sus variaciones inherentes, la industria cerámica ha empezado a utilizar materiales sintéticos. La composición varía entre los fabricantes, pero comúnmente incluye dióxido de silicio, óxido de potasio, óxido de sodio, y óxido de aluminio. Sus fases de vidrio pueden ser combinadas con los cristales de apatita, además de leucita, para la compatibilidad de dilatación térmica con metales y para mejorar la resistencia. Cuando se utiliza como un material de recubrimiento en la estructuras de cerámica, estos materiales se modifican para que coincida con el coeficiente de expansión térmica de sus respectivas estructuras. Para mejorar las propiedades mecánicas y el uso como un material de la estructura, están disponibles porcelanas feldespáticas con la fase cristalina reforzada (por ejemplo, IPS Empress, IPS Empress 2, IPS e.max, ya sea para fabricación inyectada o la fabricación CAD/CAM) que han demostrado propiedades mecánicas mejoradas y se pueden usar para realizar inlays, onlays, coronas, prótesis parciales fijas en la región anterior de tres unidades. Además, las cerámicas reforzadas con silicato de litio enriquecidos con zirconia se han introducido en el mercado (por ejemplo, Suprinity; Celtra Duo)(15). Algunos productos comerciales de este material son: IPS d.Sign (Ivoclar Vivadent); Vita VM7, VM9, VM13, (Vita); Noritake EX3, Cerabien, (Cerabien ZR, Noritake); disilicato de litio y derivados (por ejemplo, 3G HS, Pentron Ceramics; IPS e.max CAD, IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent; Obsidian, Glidewell Laboratories; Suprinity, Vita; Celtra Duo, Dentsply); a base de fluorapatita (por ej, IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent).

1.3. Vidrio infiltrado: El primer material infiltrado con vidrio, In-Ceram Alúmina (Vita), introducida en 1989, se fabrica utilizando la técnica de slip-casting. Una suspensión de Al_2O_3 densamente empaquetados se sinteriza en una matriz refractaria, y después se forma un esqueleto poroso de partículas de alúmina, la infiltración con el vidrio de lantano se realiza en una segunda cocción para infiltrarse en la porosidad y aumentar la fuerza. Debido a su opacidad, se requiere una porcelana de recubrimiento (50).

In-Ceram Spinell (Vita), introducida en 1994, se procesa de una manera similar, pero el vidrio se infiltró en un núcleo de aluminato magnesio poroso producido sintéticamente.

In-Ceram Zirconia (Vita) es una modificación de In-Ceram Alumina donde se añade óxido de zirconio parcialmente estabilizado a la composición para fortalecer la cerámica. Destacamos de su composición las cantidades de Al_2O_3 (62%), ZnO (20%) y otros componentes en menor proporción (51).

El uso de esta clase de materiales disminuye debido a la creciente popularidad del disilicato de litio y del óxido de zirconio, particularmente debido a la fabricación CAD/CAM. Aunque hoy en día estos materiales también se fabrican para ser usados mediante la tecnología CAD/CAM.

2. Cerámica policristalina: la principal característica de las cerámicas clasificadas en el grupo policristalino es una estructura cristalina de grano fino que proporciona la fuerza y la tenacidad a la fractura, pero tiende a tener una translucidez limitada (39).

2.1. Alúmina: Este material consta de óxido de aluminio de alta pureza (99,5%). (Procera AllCeram, Nobel Biocare). Fue introducido por primera vez por Nobel Biocare, a mediados de la década de 1990 como un material básico para la fabricación de CAD/CAM. Tiene una dureza muy

elevada y una resistencia relativamente alta. La tendencia a la fractura del núcleo, debido a su elevado módulo elástico, y la introducción de materiales con propiedades mecánicas mejoradas, como las capacidades de transformación de endurecimiento que se encuentran en la zirconia estabilizada, ha llevado a una disminución del uso de alúmina (52,53).

2.2 Zirconia estabilizada: La zirconia pura se encuentra en tres formas alotrópicas: monoclinico, que es estable hasta 1170°C, donde se transforma a tetragonal, y luego a cúbico cuando la temperatura supera los 2370°C (43). La transformación de tetragonal a monoclinica está acompañada por una resistencia a la cizalla y un gran (4%) aumento de volumen. Este aumento de volumen puede cerrar grietas, dando lugar a grandes aumentos en resistencia a la fractura del material. El uso de esta transformación de endurecimiento en la práctica requiere que las fases tetragonal o cúbica deban estabilizarse a temperatura ambiente mediante la aleación de zirconio puro con óxidos tales como itrio, magnesio, calcio, y cerio. Estos elementos total o parcialmente estabilizan cualquiera de estas fases. Una clasificación de la cerámica de óxido de zirconio se ha propuesto en función de su microestructura como zirconia totalmente estabilizada (FSZ), óxido de zirconio parcialmente estabilizado (PSZ), y policristales zirconia tetragonal (TZP) (44). En FSZ, zirconia está en su forma cúbica y contiene más de 8 moles de óxido de itrio%. PSZ está formada por partículas tetragonales o monoclinicas de tamaño nano en una matriz cúbica, y TZP son materiales monolíticos principalmente de la fase tetragonal estabilizada más comúnmente con itria o con ceria. Las zirconias dentales son todas del tipo TZP, más comúnmente Y-TZP, ya que esta forma tiene la fuerza y la tenacidad a la fractura más alta después de mecanizado y sinterizado. Algunos productos comerciales son: NobelProcera Zirconia (Nobel Biocare); Lava™ / Lava™ Plus (3M ESPE); In-Ceram YZ (Vita); Zirkon (DCS); Katana Zirconia ML (Noritake); Cercon ht, (Dentsply); Prettau Zirconia (Zirkonzahn); IPS e.max ZirCAD, (Ivoclar Vivadent).

La cerámica de zirconia ha sido empleada principalmente como un material de estructura protésica para ser recubierto con cerámica, pero también puede ser utilizado para fabricar restauraciones monolíticas (46,47).

2.3 Alúmina endurecida con zirconia y zirconia endurecida con alúmina. Debido a que la zirconia generalmente permanece parcialmente estabilizada en la fase tetragonal, y la alúmina presenta una dureza moderada, hay una tendencia en el desarrollo de alúmina-óxido de circonio (alúmina endurecida con zirconia- [ZTA]) y zirconia-alúmina (zirconia- endurecida alúmina [ATZ]).

3. Cerámica con matriz de resina.

Esta categoría comprende materiales con una matriz orgánica con un alto relleno de partículas cerámicas (22). Han sido incluidos como cerámicas con matriz de resina porque, la versión 2013 del Código de la ADA de Procedimientos dentales y Nomenclatura, define el término porcelana / cerámica como "inyectado, cocido, tallado o materiales fresados que contienen predominantemente composiciones inorgánicas refractarias incluyendo porcelanas, vidrios, cerámicas y de vidrio-cerámica". Por lo tanto, los materiales presentados en esta sección encajan en esta categoría debido a que están compuestos predominantemente (> 50% en peso) de compuestos inorgánicos refractarios, independientemente de la presencia de una fase orgánica (polímero) menos predominante. Los fabricantes sugieren una amplia gama de indicaciones en odontología restauradora para estos materiales similares a la cerámica.

La justificación de los fabricantes para desarrollar materiales cerámicos de matriz de resina ha sido:

- Obtener un material que se acerque más al módulo de elasticidad de la dentina en comparación con las cerámicas tradicionales
- Desarrollar un material más fácil de fresar y ajustar que la cerámica de matriz de vidrio (por ejemplo, la cerámica sintética de la familia del

disilicato de litio) o cerámicas policristalinas

- Facilitar la reparación o modificación con resina de composite.

Estos nuevos materiales cerámicos/polímeros se supone que combinan los aspectos positivos de ambos materiales, cerámicas y composites, con propiedades beneficiosas para los pacientes (54).

La composición cerámica con matriz de resina varía sustancialmente, pero están específicamente formulados para CAD/CAM. Actualmente, los materiales cerámicos con matriz de resina se pueden dividir en varias subfamilias, de acuerdo a su composición inorgánica:

3.1. Resina Nanocerámica: Lava™ Ultimate (3M ESPE) es un material compuesto, que fue desarrollado para el procesamiento CAD/CAM en el sillón (55). Se compone de una matriz de resina altamente curada reforzada con aproximadamente 80% en peso nanopartículas de cerámica. La combinación de nanopartículas discretas sílice (diámetro 20 nm), nanopartículas de óxido de zirconio (4 a 11 nm de diámetro), y nanoclusters zirconia-sílice (agregados consolidados de nanopartículas) reduce el espacio intersticial de las partículas de carga, lo que permite este alto contenido de nanocerámica (15,56,57).

3.2 Cerámica de vidrio con una matriz de interpenetración de resina:

Como por ejemplo, Vita Enamic® (Vita). El fabricante se refiere a este producto como una cerámica híbrida (23). La cerámica híbrida está formada por una matriz de cerámica sinterizada cuyos poros se han llenado con un material polimérico. Ésta normalmente se compone de una red dual: una red de cerámica inorgánica de feldespato (86% en peso / 75% en volumen) y una red de polímero inorgánico (14% en peso / 25% en volumen). La red de polímero se compone de dimetacrilato de uretano (UDMA) y dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA). La combinación de estos dos materiales tiene ventajas considerables para el usuario. Así, por ejemplo, se ha conseguido una menor tendencia a la rotura frágil en

comparación con materiales de cerámica pura, y una excelente facilidad de mecanización CAD/CAM (54,58).

3.3. Cerámica zirconia-sílice en una matriz de resina de interpenetración: Adaptado con diferentes matrices orgánicas, variación en porcentaje en peso de cerámica, por ejemplo, polvo de sílica, silicato de circonio, UDMA, TEGDMA, micro-sílice ahumado, pigmentos (por ejemplo, Shofu Bloquear HC, Shofu), su contenido inorgánico comprende más de 60% en peso. Otro ejemplo es el composite compuesto de 85% de partículas cerámicas ultrafinas zirconia-sílice esféricas (0,6 micras) incrustado en una matriz de polímero de bisfenol A metacrilato de glicidilo (BisGMA), TEGDMA, y un sistema patentado de iniciador ternario (MZ100 Block, Paradigm MZ -100 Bloques, 3M ESPE) (15).

Composites indirectos/ resinas

En el año 2000, a raíz de la búsqueda de materiales libres de metal y a algunos inconvenientes que presentan las cerámicas se buscan nuevas alternativas. Aparecen las coronas de resina/polímeros como una alternativa económica a las coronas de metal-cerámica. Estas restauraciones que también se podrían denominar composites indirectos, intentan mejorar las propiedades de los composites aumentando el contenido de relleno y la inclusión de monómeros multifuncionales que aumenta el entrelazado entre las cadenas poliméricas. Aparecen varias marcas comerciales con polímeros de relleno para coronas individuales como fueron: Artglass (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany), Belleglas (MicroDental Laboratories, Girsbach, Pforzheim, Germany), Sculpture/FibreKor (Generic Pentron, Wallingford, Conn.) y Targis/Vectris (Ivoclar, Schaan, Lichtenstein). Se han realizado numerosos estudios sin conseguir el éxito que se esperaba para estos materiales como substitutos de las coronas totalmente cerámicas. Estos materiales se podrían considerar los precursores de los composites CAD/CAM que disponemos hoy en día (36,41,59-61).

2.3 CAD/CAM

El uso de la tecnología CAD/CAM empezó en la mitad de 1940 para aplicaciones de diseño industrial y de ingeniería. Las aplicaciones dentales del CAD/CAM están disponibles desde hace unos 30 años, y se han publicado numerosos estudios realizados tanto *in vitro* como *in vivo* documentando la eficacia clínica y la durabilidad de las restauraciones fabricadas con CAD/CAM (62).

Los beneficios de la tecnología computerizada incluyen alta precisión, protocolo de fabricación simple, y mínima intervención humana. Estas ventajas hacen que el CAD/CAM sea ideal para obtener una calidad asegurada, una producción precisa y una fabricación adecuada en coste-beneficio (12,13,63).

A la vez que los sistemas CAD/CAM han ido evolucionando, nuevos materiales han aparecido para la fabricación de las restauraciones. Las máquinas más modernas pueden trabajar con diferentes materiales como metales, cerámicas y resinas. Pero donde se ha producido una evolución más importante es en las restauraciones cerámicas, por ejemplo las cerámicas de alta resistencia que sólo pueden ser fabricadas mediante CAM (14,63).

El protocolo CAD/CAM se introdujo inicialmente para la confección de restauraciones sobre dientes por el propósito de la simplicidad, comodidad, y la eliminación de muchos pasos de la fabricación. La producción CAD/CAM involucra tres pasos consecutivos: escaneado, modelado CAD, y producción CAM. El escáner es el sistema de adquisición de datos que registra la geometría 3D de la estructura y convierte el modelo de la odontología actual en el modelo dental virtual. El componente virtual CAD diseña el contorno 3D del componente final de la restauración. El sistema CAM produce el componente de la restauración de acuerdo con el diseño virtual (63) .

Los sistemas CAD/CAM están disponibles en tres formas diferentes de producción, dependiendo de la localización: en clínica, en el laboratorio dental o en un centro de fresado centralizado.

En la primera situación, que es el que se denomina CAD/CAM en clínica, el instrumento de digitalización es una cámara intraoral, la cual substituye a las impresiones convencionales. Los procedimientos de fresado se pueden llevar a cabo en la clínica dental cuando el material restaurador es una resina, resina nanocerámica o bloques de disilicato de litio. Pero cuando el material restaurador es zirconio presinterizado, o metales es preciso utilizar un equipamiento en un laboratorio dental. Una opción complementaria a esta sería la obtención de una impresión digital en boca, poder realizar el diseño de la restauración CAD y posteriormente enviar el archivo obtenido al laboratorio o a un centro de fresado.

En la segunda situación, se fabrica un modelo de trabajo definitivo a partir de una impresión convencional y se envía al laboratorio, donde mediante un escáner se obtienen datos tridimensionales del modelo definitivo, los datos obtenidos son procesados con un software de diseño y son enviados a la máquina de fresado, que está en el laboratorio.

En la tercera situación, el conjunto de datos obtenidos en el laboratorio mediante el escaneado del modelo se envían a un centro de producción para la fabricación con el dispositivo CAD/CAM y la restauración obtenida es devuelta al laboratorio, que procede a acabar la restauración (12,64,65).

Los diferentes sistemas CAD/CAM han supuesto un cambio importante en la odontología y sobre todo en el área de la prostodoncia, cada vez se han desarrollado más materiales que se pueden trabajar mediante los sistemas CAD/CAM tanto en clínica como en laboratorio.

El primer sistema de CAD/CAM en clínica comercialmente disponible fue CEREC, desarrollado por Mormann y Brandestini (39). Este sistema de CAD/CAM

permite a los clínicos que puedan diseñar y fresar en clínica una restauración dental de cerámica en horas, en una sola visita (66). Desde su introducción en 1985, el sistema CEREC 1 ha evolucionado a través de una serie de modificaciones de software y hardware hasta el CEREC 3D actual.

El CEREC 1 permitió una visión limitada en 2 dimensiones (2-D) de las imágenes escaneadas y fue capaz de fabricar exclusivamente incrustaciones para la cementación inmediata (3).

La evolución de la tecnología informática con el tiempo ha dado lugar a un programa de diseño en tres dimensiones (3D). Una información inmediata sobre el modelo 3D durante la fase de planificación ha hecho que esta tecnología sea más intuitiva y fácil de usar, la mejora de la calidad, así como que los flujos de trabajo clínico permitan su uso en el sillón.

Además el actual sistema CEREC 3 ha ampliado significativamente las capacidades de restauración y puede fabricar inlays, onlays, carillas, coronas, así como puentes de tres unidades y pilares de implantes individualizados de disilicato de litio.

Las imágenes intraorales obtenidas con las impresiones ópticas se visualizan en la pantalla del ordenador en tiempo real y pueden ser tratados por el clínico de forma interactiva (CAD). El software permite marcar los márgenes, diseñar digitalmente el encerado de la futura restauración, ajustar los contactos oclusales y calibrar las áreas de contacto proximales. Los datos finales se envían a la unidad de fresado controlada por ordenador (CAM) para el fresado de un monobloque sin metal. La restauración se somete a una fase de acabado (coloración, glaseado, pulido) y está entonces listo para una cementación adhesiva (66).

Las características de preparación deben seguir las indicaciones del fabricante teniendo en cuenta la potencialidad del escáner óptico, así como las

capacidades de la máquina de fresado, que están relacionados con la forma y dimensión de los instrumentos de tallado. Se prefieren ángulos redondeados con el fin de mejorar la distribución de la carga a través del material y evitar picos de tensión. Se deben evitar zonas retentivas, así como pequeñas irregularidades en el margen de la preparación. De acuerdo con lo anterior, los principios de la preparación del diente para una restauración de una corona completa serían: una altura no superior a 10,5 mm, una anchura mínima de 1,0 mm, un hombro redondo circular mínimo de 0,8 -1 mm, un ángulo de 6 ° convergencia y una reducción oclusal 1.2 a 1.5 mm (67).

El software guía al clínico paso a paso durante el proyecto. El material y el tipo de restauración (carilla, inlay, onlay, overlay, corona, puente, Maryland o pilar) se pueden elegir (19,44). El software permite seleccionar entre tres opciones para el diseño de la restauración: bioreference, biocopy o biogeneric. En el diseño bioreference, el diseño de la restauración incorpora las características anatómicas del diente contralateral correspondiente, si está presente. El diseño biocopy reproduce la anatomía del diente antes de la preparación o la restauración temporal, a fin de mantener la estética y la función sin cambios. En el diseño biogeneric, el software lee la dentición del paciente para predecir la morfología de la forma y función adecuada. La impresión óptica proporciona datos de las dos arcadas y de su relación oclusal. Una vez que se ha desarrollado el modelo virtual, el clínico puede seleccionar el eje de inserción y marcar los márgenes. Según el tipo de diseño y las indicaciones del operador, el software genera una restauración. Varias herramientas permiten realizar todos los cambios que sean necesarios como la posición, forma, contactos oclusales y proximales. Antes de que los datos se envíen a la máquina de fresado, el software permite colocar virtualmente la restauración en el material de bloque para la mejor posición de fresado, que es muy útil cuando se usan bloques de varios colores.

Una vez se ha realizado el diseño de la futura restauración se procede a la selección del material restaurador. Estos materiales se fabrican, en forma de lingotes, con procesos de fabricación reproducibles y constantes. Las propiedades

mecánicas y físicas permiten a estos materiales ser fresados rápidamente, resistir el daño del mecanizado, ser terminados fácilmente (por ejemplo, pulido, maquillado o glaseado) antes de la colocación y ser funcionalmente estables.

Hoy en día disponemos de varios materiales para el sistema de CAD/CAM clínico de CEREC (68) (tabla 2).

Material	Fabricante	Composición	Introducción
Mark II	Vita Zahnfabrik	Porcelana feldespática	1991
Enamic®	Vita Zahnfabrik	Cerámica híbrida	2013
Empress CAD	Ivoclar Vivadent	Porcelana reforzada con leucita	2006
e. max	Ivoclar Vivadent	Disilicato de litio	2006
Lava™ Ultimate	3M Espe	Resina Nanocerámica	2012
Cerec Blocks	Vita Zahnfabrik	Porcelana feldespática	2007
Paradigm MZ100	3M Espe	Resina de composite	2006
CAD-Temp	Vita Zahnfabrik	Resina composite temporal	2000
Telio CAD	Ivoclar Vivadent	Resina de composite provisional	2007
ProCad	Ivoclar Vivadent	Porcelana feldespática	2009
Celtra duo	Dentsply	Disilicato de litio reforzado con zirconia	1998
Suprinity	Vita Zahnfabrik	Disilicato de litio reforzado con zirconia	2013

Tabla 2. Materiales disponibles para el sistema CEREC de clínica.

2.4 Resistencia a la fractura.

La duración media de las rehabilitaciones realizadas con prótesis parcial fija es de 10 a 20 años según varios estudios (35). Las restauraciones cerámicas suelen fallar en el servicio clínico como cualquier otro tipo de restauraciones, la fractura de la porcelana y el *chipping* o descascarillamiento se ha considerado como la causa de reemplazo más frecuente de restauraciones de metal cerámica y de totalmente cerámicas (3,35,69).

Cuando nos planteamos comparar el éxito de las restauraciones totalmente cerámicas y las de metal cerámica, uno de los principales problemas es la fractura de la cerámica de recubrimiento y la fractura de la subestructura de la corona. Encontramos numerosos estudios que coinciden que el principal fallo de las restauraciones totalmente cerámicas es la fractura de la cerámica de recubrimiento con una variación en las tasas de fracaso que van desde 3% a 24,5% con riesgos de descascarillamiento 3,8 veces superiores a metal-cerámica (35,70). Por el contrario, Sailer y cols. (71,72) comparan las restauraciones metal cerámica y las totalmente cerámicas no encontrando diferencias estadísticamente significativas en el éxito a 5 años, con una incidencia del 3,5% de fractura de cerámica de recubrimiento y un 3,5% de fractura de la subestructura.

En una revisión sistemática realizada por Jung y cols. (24) del éxito y fracaso y de las complicaciones más comunes de las restauraciones unitarias sobre implantes, la fractura de la cerámica o el descascarillamiento es la tercera complicación técnica más frecuente con un 3,5%, sin diferencias estadísticamente significativas entre las restauraciones totalmente cerámicas y las metal-cerámica.

En numerosos estudios se analiza la resistencia a la fractura de las coronas de diferentes materiales para intentar prever *in vitro* un futuro comportamiento *in vivo*.

La resistencia a la fractura de un material queda definida como la tensión o fuerza necesaria que provoca la rotura del mismo (73). Para determinar la

resistencia a la fractura de las cerámicas se generan fuerzas continuas compresivas dirigidas en una sola dirección hasta conseguir la fractura de la cerámica *in vitro* (74). Para poder realizar este tipo de prueba es importante que la superficie de la muestra sea lisa y rígida (75). Estas pruebas se basan en los principios básicos de las cargas compresivas. Estos afirman que las fuerzas compresivas aplicadas contra un cuerpo provocarán tensiones de reacción que al ser superadas harán que comience a deformarse elásticamente hasta llegar a un punto en el que la carga vence la resistencia del cuerpo y se fractura (76).

Según la normativa ISO 6872:2008, para valorar la resistencia a la fractura de las cerámicas se aconseja utilizar una máquina universal de ensayos mecánicos con una velocidad de avance del cabezal de $1 \pm 0,5$ mm/min y que pueda medir las cargas aplicadas comprendidas entre 10 N y 1000 N ($\pm 0,1$ N) (30,77).

La angulación de la muestra respecto al eje mayor de esta variará en función de lo que se intente simular. En caso de simulaciones de fuerzas verticales la muestra tendrá una angulación de 0° respecto a su eje mayor. Si lo que se pretende es simular fuerzas en movimientos de lateralidad la muestra es colocada con una angulación de 45° respecto su eje axial (78). La normativa ISO 14801:2003, para el estudio de restauraciones sobre implantes establece una angulación de 30° , pero esta angulación se seguirá en el caso de que la pieza que estemos estudiando sea un incisivo o diente anterior, si la muestra a estudiar es un premolar se aplican la carga siguiendo el eje axial del diente, simulando la dirección de la fuerza que recibiría en boca (79-81).

La punta de la máquina de ensayos con la que se aplica la fuerza puede ser de diferentes materiales y con diferentes tamaños: hemiesfera de resina de 10 mm (5), bola de cerámica (esteatita) de 6mm de diámetro (78,82), bola de acero de 5mm de diámetro (7) bola de acero de 6, 8 o 10mm de diámetro (61), bola de acero 8mm de diámetro (4), esta hemiesfera se coloca en contacto con dos puntos de la corona, la cúspide vestibular y palatina.

Entre la punta de la máquina de ensayos que aplica la fuerza y la muestra,

en algunos estudios se realizan las pruebas de compresión sin colocar ningún material entre ésta y las muestras (83), en cambio otros autores recomiendan colocar un material plástico de entre 0,5 y 3 mm para una mejor distribución de las fuerzas de compresión (78).

El objetivo es registrar la fuerza necesaria para producir la fractura de las muestras y el tipo de fractura. La resistencia a la fractura puede ser medida atendiendo sólo a la fuerza aplicada o tomando en consideración la superficie en que ésta es aplicada (presión = fuerza / superficie). En el primer caso la unidad de medida más utilizada es el Newton (N). En el segundo caso, la unidad de medida será el Pascal (Megapascal -MPa-). El Megapascal ($\text{MPa} = \text{N} / \text{mm}^2$) permite la comparación entre estudios ya que toma en consideración la superficie en que se ha aplicado la fuerza compresiva.

La resistencia a la fractura de las cerámicas odontológicas tiene su valor mínimo en 100MPa establecido por la norma ISO 6872. En el caso de las estructuras de metal-cerámica la resistencia a la fractura se sitúa entre 400-600MPa (84).

Hay que tener en cuenta que una fractura de la cerámica no supone, de por sí, el fracaso del tratamiento (75). Heintze y Rousson (85) proponen una clasificación de tres grados diferentes de *chipping* o fractura en función de la gravedad de ésta y del tratamiento requerido:

- Grado 1. La fractura sólo afecta a la capa de glaseado de la cerámica y no precisa ningún tipo de tratamiento.
- Grado 2. La fractura afecta sólo a la cerámica sin afectar la zona funcional de la corona. En estos casos se debe pulir la cerámica afectada.
- Grado 3. La fractura afecta funcionalmente al diente. El tratamiento se considera fracasado y se debe restaurar el diente.

Otra clasificación se basa en si la fractura deja expuesto el metal o no. Se clasifica como adhesiva cuando el metal de la corona queda expuesto y cohesiva

cuando sólo afecta a la cerámica y no se expone el metal (85).

El tipo de fractura se categorizó en dos tipos en el estudio de Olhman y cols. (61) donde estudia coronas de resina: *chipping* (fractura cohesiva del material de la corona) o fractura de la corona (fractura total de la corona).

En un estudio de Oilo y cols. (86) clasifican el tipo de fracturas que pueden ocurrir en clínica en:

- *Chipping*: la fractura sería cohesiva en la cerámica de recubrimiento.
- Delaminación: la fractura sería adhesiva entre el núcleo y el recubrimiento
- Fractura total: la fractura afecta núcleo y al recubrimiento.

En función de los materiales a estudiar se debe adaptar la clasificación del tipo de fractura, ya que diferentes materiales generan diferentes tipos de fracturas.

2.5 Termociclado y carga cíclica

Aunque las propiedades mecánicas, estética y la biocompatibilidad de las restauraciones cerámicas han mejorado significativamente, persisten algunas preocupaciones como son los efectos de la carga mecánica y térmica dentro de la cavidad oral (13,87). Los cambios rápidos de las condiciones térmicas, físicas y químicas pueden conducir a la fatiga y a la fractura (88,89). Además, los defectos de la estructura de la cerámica podrían conducir a grietas críticas (51) y eventualmente llevar a la fractura (90). Se necesitan pruebas cíclicas mecánicas y térmicas para estudiar las propiedades mecánicas de los materiales cerámicos (13,88).

Las pruebas de carga cíclica están dirigidas a simular las condiciones de masticación en la cavidad oral mediante la inducción de tensiones alternas (la tracción y/o la compresión) en las muestras. Las pruebas de termociclado intentan producir tensiones alternas en la interfase de los diferentes materiales basándose en los cambios de temperatura. Las diferencias en los coeficientes de expansión externa de los materiales causa fallos adhesivos bajo variaciones de temperatura

(91). También hay autores que recomiendan combinar la carga cíclica con el termociclado en el mismo proceso (92).

Termociclado

Los cambios térmicos orales oscilan entre temperaturas mínimas de 0°C y máximas de 67°C (87,93,94). El termociclado pretende ser una simulación *in vitro* de los cambios térmicos que ocurren en la cavidad oral a diario, ocasionados por la comida, la bebida o la respiración, y que se cree pueden ocasionar alteraciones suficientemente significativas en los materiales, sobre todo en los resinosos (73).

Varios artículos analizan las temperaturas que se dan en boca para establecer las temperaturas que deberíamos utilizar en los estudios *in vitro* (89,91,95-97), la mayoría de ellos consideran las temperaturas de 5°C y 55°C (13,61,78), para ello se introduce la muestra en una cuba de agua a 55°C de temperatura durante un tiempo determinado y posteriormente se introduce la muestra en una cuba de agua a 5°C de temperatura. Este ciclo se repite un número determinado de veces, de esta manera se puede estudiar *in vitro* la reacción de los materiales a los cambios térmicos.

El número de ciclos varía en función de los autores. Hay estudios que realizaron ciclos de termociclado inferiores a 1.500 (89,97), los hay que superaban los 3.000 ciclos (61,98-100), y otros realizaban termociclos de entre 1.500 y 3.000 ciclos (13,57,101). El número de ciclos corresponde a unos años de servicio clínico, por ejemplo 6.000 ciclos corresponden a 5 años (91). Lo mismo sucede con el tiempo en que la muestra está sometida a cada cambio cíclico de temperatura; aunque la mayoría de autores defiende un tiempo por ciclo de 30 segundos por cuba de temperatura (81,98,100), los hay que utilizaban un tiempo inferior (99,101) y los hay que el tiempo que utilizaban era superior (57,78), independientemente del número de ciclos.

Yang y cols. (13) realizaron un estudio en el que analizaron la influencia del termociclado y de la carga cíclica en la resistencia a la fractura de coronas realizadas con tres sistemas cerámicos diferentes y encontraron que el

envejecimiento de las muestras con termociclado y carga cíclica tiene una influencia significativa en la resistencia a la fractura de los tres materiales. No encontraron diferencias significativas entre la carga cíclica de 100.000 ciclos y el termociclado de 2.000 ciclos dentro de la misma cerámica.

Carga cíclica

En la cavidad oral, las fuerzas masticatorias actúan sobre los materiales restauradores protésicos promoviendo impulsos cíclicos mecánicos, los cuales pueden ser en parte simulados en el laboratorio por máquinas de carga cíclica, las cuales pretenden imitar las condiciones fisiológicas encontradas durante la masticación (80).

Para elegir qué cantidad de ciclos debemos aplicar nos encontramos con numerosos estudios que aplican carga cíclica para simular una situación similar a la masticación, otros aplican carga cíclica con termociclado conjuntamente (13) o algunos que lo aplican por separado.

Se simulan fuerzas masticatorias con una boca artificial mediante un test de fatiga, en este test existen diferentes parámetros a definir que varían en función de los diferentes estudios revisados, como pueden ser el número de ciclos a realizar, la fuerza que se aplica durante el ciclo, la frecuencia y el antagonista con el que se realiza la carga.

A la hora de elegir el número de ciclos a aplicar a las muestras que simulen la masticación existe una gran variabilidad entre los diferentes autores, estos ciclos se equiparan a un tiempo de vida o función en boca, varios autores señalan que 1.200.000 ciclos equivalen a 5 años de vida en boca (24,57,78), y aplican este número de ciclos a las muestras, otros autores aplican 345.000 ciclos que equivalen aproximadamente a 14 meses en función (80), 250.000 un año de masticación (78) y 120.000 que equivalen a 6 meses (81,103).

También nos encontramos con diferentes valores de fuerzas aplicadas a la hora de hacer la carga cíclica, fuerza de 49 N muy comúnmente utilizada, sobre

todo en el estudio de sectores anteriores (57,78,87), fuerza entre 60 y 100 N que equivale a la media de las fuerzas masticatorias (6,80,81) y fuerzas mayores a 200 N (4,70).

Y diferentes frecuencias que pueden variar entre 1,2 Hz (80) 1,6 Hz (78), 1,7 Hz (57), 2 Hz (103,104), 4Hz (80), también encontramos autores que aplican 10Hz (5,81). En el estudio de Carvalho y cols. (5) nos habla de la limitación que supone una frecuencia elevada de 10 o 20 Hz en un test de carga cíclica como sugería Kelly y cols. (105), que facilitaba el poder realizar las pruebas de tres muestras por día, sin embargo, una frecuencia elevada puede generar más calor que no una frecuencia de 1 o 2 Hz y puede no dar tiempo para la relajación del estrés de las muestras (104).

El material que se utiliza para generar estas fuerzas equivale al antagonista, y este pueden ser; dientes naturales (57,106), bolas de cerámica (esteatita) (78), hemiesfera de resina (5), o hemiesfera de acero de 3,5 mm (80,83) o de otros diámetros menores y mayores.

3. HIPÓTESIS

3.1. Respecto a la resistencia a la fractura sometiendo las muestras a diferentes procesos de envejecimiento

- 3.1.1. **Hipótesis nula 1.** No existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de coronas CAD/CAM de resina reforzada (Lava™ Ultimate), de cerámica híbrida (Vita Enamic®) y coronas metal-cerámica realizadas con la técnica convencional, sometidas a diferentes procesos de envejecimiento (no envejecimiento, termociclado de 2.000 ciclos o termociclado de 2.000 ciclos y posterior carga cíclica de 120.000 ciclos).
- 3.1.2. **Hipótesis alternativa 1.** Existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de coronas CAD/CAM de resina reforzada (Lava™ Ultimate), de cerámica híbrida (Vita Enamic®) y coronas metal-cerámica realizadas con la técnica convencional, sometidas a diferentes procesos de envejecimiento (no envejecimiento, termociclado de 2.000 ciclos o termociclado de 2.000 ciclos y posterior carga cíclica de 120.000 ciclos).
- 3.1.3. **Hipótesis nula 2.** No existe dependencia entre el modo de fractura y el material, de las coronas, ni entre modo de fractura y los procesos de envejecimiento.
- 3.1.4. **Hipótesis alternativa 2.** Existe dependencia entre el modo de fractura y el material, de las coronas, y entre modo de fractura y los procesos de envejecimiento.

4. OBJETIVOS

4.1. Objetivo general

Analizar la resistencia a la fractura, el modo de fractura y el efecto de dos procesos de envejecimiento (termociclado de 2.000 ciclos o termociclado de 2.000 ciclos y posterior carga cíclica de 120.000 ciclos) en coronas CAD/CAM de resina reforzada (Lava™ Ultimate), en coronas CAD/CAM de cerámica híbrida (Vita Enamic®) y en coronas metal-cerámica realizadas con la técnica convencional.

4.2. Objetivos específicos

- 4.2.1. Determinar la resistencia a la fractura de coronas CAD/CAM de resina reforzada (Lava™ Ultimate), de cerámica híbrida (Vita Enamic®) y de metal-cerámica realizadas con la técnica convencional, y si esta resistencia se ve afectada por los procesos de envejecimiento realizados (termociclado de 2.000 ciclos o termociclado de 2.000 ciclos y posterior carga cíclica de 120.000 ciclos).
- 4.2.2. Comparar la resistencia a la fractura de coronas CAD/CAM de resina reforzada (Lava™ Ultimate), de cerámica híbrida (Vita Enamic®) y de metal-cerámica realizadas con la técnica convencional, y si esta resistencia se ve afectada por los procesos de envejecimiento realizados (termociclado de 2.000 ciclos o termociclado de 2.000 ciclos y posterior carga cíclica de 120.000 ciclos).
- 4.2.3. Determinar el modo de fractura de coronas CAD/CAM de resina reforzada (Lava™ Ultimate), de cerámica híbrida (Vita Enamic®) y de metal-cerámica realizadas con la técnica convencional y si esta resistencia se ve afectada por los procesos de envejecimiento realizados (termociclado de 2.000 ciclos o termociclado de 2.000 ciclos y posterior carga cíclica de 120.000 ciclos).

- 4.2.4. Valorar la existencia de dependencia entre el modo de fractura y el material de las coronas, y entre modo de fractura y los procesos de envejecimiento.

5. MATERIAL Y MÉTODO

5.1. Selección de la muestra

Para la realización del estudio se fabricaron un total de 90 coronas. Estas coronas fueron divididas en tres grupos iguales ($n=30$) en relación al material de confección. A posteriori fueron cementadas a 90 muñones (pilares) de titanio. Las 30 coronas de cada material se dividieron en tres subgrupos diferentes ($n=10$) en función del tratamiento que recibieron las coronas.

El tamaño muestral para la valoración de la resistencia a la fractura se determinó a partir de los resultados de una prueba piloto con 3 muestras de cada material. Se calculó una varianza de 8962,06 N. Se estableció un nivel de confianza del 95%, un poder estadístico del 90%, una precisión de 150 N y que la hipótesis fuera bilateral. El tamaño muestral resultante ajustado a pérdidas del 5% fue de 9 muestras por grupo, por lo que optamos por establecer 10 muestras como tamaño muestral en nuestro estudio. Valor que estaba en consonancia con estudios similares.

5.2. Preparación de las muestras

5.2.1. Diseño del muñón

La fabricación de los pilares de titanio para la posterior cementación de los tres tipos de restauraciones distintas, se realizó a partir de un diseño que reproducía la realidad clínica existente en prótesis sobre implantes. Se fabricó de manera mecanizada y monolítica la estructura (base y muñón de titanio). Las características de la estructura fueron las siguientes (figura 1):

- Material: Ti-6Al-4V
- Dimensiones: 6mm de altura y de 5mm de diámetro en el cuello y 2.85 mm a nivel oclusal.

- Diseño: cara plana para el correcto eje de cementación. Convergencia de las paredes de 6° (3° por cara) para una mejor retención y asentamiento de las coronas.
- Línea de terminación: chamfer de 1mm de grosor.



Figura 1. Muñón de titanio con base.

5.2.2. Diseño de los grupos

Se fabricaron un total de 90 coronas unitarias para cementar sobre el pilar de titanio descrito anteriormente. Estas restauraciones simulaban una corona cementada sobre un pilar de titanio sobre implante. Las restauraciones se confeccionaron en tres materiales distintos:

- Grupo 1 (LU): 30 coronas de resina reforzada, Lava™ Ultimate (Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative, 3M™ ESPE™, USA)
- Grupo 2 (VE): 30 coronas de cerámica híbrida, Vita Enamic® (VITA inv®, Vita Zahnfabrik, Alemania),
- Grupo 3 (MC): 30 coronas de metal cerámica. (Grupo Control)

Estos grupos se dividieron en tres subgrupos de 10 muestras en función del tratamiento que recibieron previamente a la fractura de las muestras:

- Subgrupo 1: No envejecimiento (NE): las muestras no son sometidas a ningún tratamiento.
- Subgrupo 2: Termociclado (T): las muestras son sometidas a 2.000 ciclos de termociclado.
- Subgrupo 3: Termociclado y carga cíclica (TC): las muestras son sometidas a 2.000 ciclos de termociclado y a 120.000 ciclos de carga cíclica.

5.2.3 Diseño de las coronas

Sobre un fantoma estándar (Frasaco Tett nang, Alemania) (figura 2) se realizó un duplicado de modelo con silicona de duplicar de adición fluida Dupliflex 18, (Protechno, Vilamalla, España), de dos componentes, siguiendo las indicaciones del fabricante. Posteriormente se vació con yeso extraduro tipo IV reforzado con resina, Elite Master (Zhermack, Badia Polesine, Italia). Se retiró el segundo premolar superior derecho y en su posición se colocó el complejo pilar-base. Se tomó una impresión de silicona del modelo con el pilar, mediante silicona de duplicado de modelos, utilizando la misma que en el duplicado de modelo. Antes del vaciado de esta segunda impresión se reposicionó un nuevo complejo pilar-base en la marca creada por el primero simulando la técnica de impresión de reposición, así obteníamos un modelo nuevo con un pilar en la posición del segundo premolar, que se vació con encía artificial como en los modelos de prótesis sobre implantes para poder retirarla si fuese necesario (figura 3).

A continuación se segueteó el modelo, para facilitar el escaneado del pilar mediante la cámara Cerec Bluecam (Sirona Dental Systems Inc, Bensheim, Alemania).



Figura 2. Fantoma Frasaco.



Figura 3. Modelo con pilar

Para el diseño de la anatomía de la corona estandarizada se escaneó la anatomía del premolar del fantoma de Frasaco (Frasaco Tettngang, Alemania) previamente a ser retirado, para tener la anatomía ideal que le corresponde a esta pieza.

Una vez el software superpuso el diseño de la corona encima del pilar, se evaluó que hubiera el grosor mínimo recomendado de 2mm en todas las superficies de la corona. (Cerec InLab 3D Program Version 3.8: Sirona Dental Systems Inc.,Alemania) (figura 4).

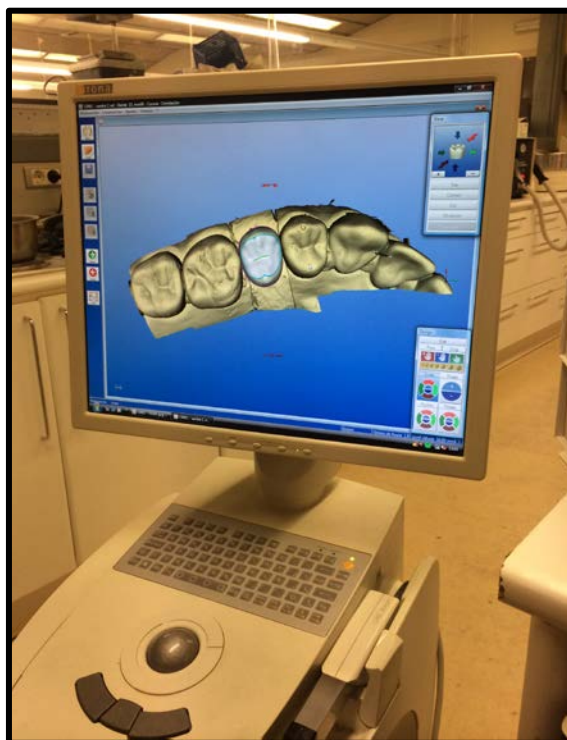


Figura 4. Cerec 3D; Sirona Dental Systems Inc, Bensheim, Alemania

5.2.4. Elaboración de las coronas

Tras establecer el diseño que debían tener las coronas, se procedió a fresar mediante el sistema Cerec InLab XL (Sirona Dental Systems Inc., Alemania) (figura 5), los bloques de Lava™ Ultimate (Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative, 3M™ ESPE™, USA) y los bloques de Vita Enamic® (VITA ENAMIC®, Vita Zahnfabrik, Alemania) (figura 6 y figura 7).



Figura 5. Cerec In Lab XL; Sirona Dental Systems Inc, Bensheim, Alemania



Figura 6. Bloque de Lava™ Ultimate



Figura 7. Bloque de Vita Enamic®

La fabricación de las coronas metal-cerámica se realizó mediante técnicas convencionales en el laboratorio de prótesis dental Technos (Técnico Josep Torrents, Mataró, España) Se realizó la cofia metálica de la corona con la técnica de la cera perdida y colado del metal y posteriormente se cargó capa a capa la cerámica feldespática siguiendo la anatomía que nos aportaba una llave de silicona tomada de las coronas fresadas en CAD/CAM. La cofia metálica se confeccionó con metal Heraeus Kulzer Heraenium P (Heraeus Kulzer GmbH, Alemania) y la cerámica de recubrimiento mediante cerámica Vita VM13 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania) (tabla3).

Material	Composición	Fabricante
Lava™ Ultimate	Nanmeros de sílice (20nm) nanomeros de zirconio (4 a 11nm) Partículas Nanocluster (0'6-10 µm)	3M-ESPE, St Paul,USA
Vita Enamic®	Parte Cerámica (86% peso / 75 vol %): SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, B ₂ O ₃ , ZrO ₂ , KaO Parte de Polímero (14% peso / 25 vol%): UDMA, TEGMA	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania
Parte metálica corona metal-cerámica Heraeus Kulzer Heraenium P Bonding Alloy	Cr (25%), Co (59%), Mo (4%), W (10%), Mn (0.8%), Si (1%), N (0.2%)	Hareus Kulzer GmbH, Hanau, Alemania
Parte cerámica corona metal-cerámica Vita VM13	Cerámica feldespática	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania

Tabla 3. Tabla de composición de los materiales de las coronas del estudio.

5.2.5. Cementación de las muestras

5.2.5.1. Tratamiento de la superficie del pilar

Se marcaron los pilares con una fresa en la base del pilar con la inicial de cada material: L (LavaTM Ultimate), V (Vita Enamic®), M (metal-cerámica) para identificar los tres tipos de material de las coronas, una vez estas estuvieran cementadas.

Para aumentar la superficie de contacto entre el titanio y el cemento protésico, se procedió a chorrear la superficie del pilar con partículas de óxido de aluminio Al_2O_3 de 50 μm , 1 bar de presión durante 20 segundos (figura 8.A y 8.B) (figura 9) (7,107,108).

Posteriormente todos los pilares fueron limpiados en un baño de agua destilada con una máquina de ultrasonidos durante 5 minutos y finalmente secados con aire a presión (7).



Figura 8.A. Pilar inicial.

Figura 8.B. Pilar con tratamiento superficie.



Figura 9: Chorreadora para pilares

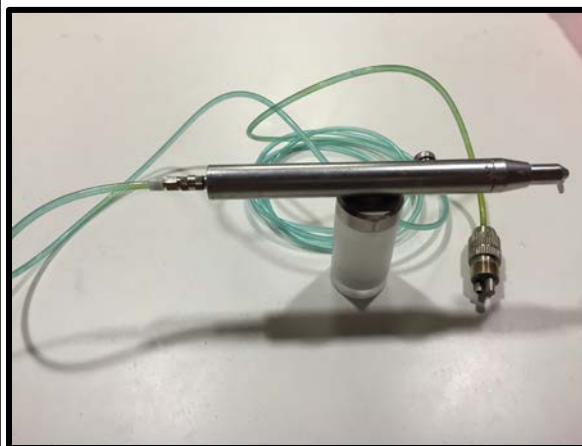


Figura 10: Chorreadora para coronas

5.2.5.2. Tratamiento de la superficie interna de las coronas.

El acondicionamiento de las superficies internas de las coronas se realizó siguiendo el protocolo recomendado por la casa comercial.

En las coronas del Grupo 1 (LU) primero se limpió la corona con inmersión en ultrasonidos durante 5 minutos en agua destilada, se lavó y secó la corona con agua y aire a presión. Se realizó un chorreado con partículas de óxido de aluminio inferiores a 50 micras y 2 bar de presión durante 20 segundos (figura 10), después se eliminó cualquier resto de arenado con abundante agua a presión y aire, posteriormente se limpiaron con alcohol y se secaron. Una vez realizado este proceso un único operador comprobó si existía alguna imperfección con gafas de aumento (lupas médicas EyeMag Pro S, Zeiss, Carl Zeiss Surgical GmbH, Obercochen, Alemania).

Para las coronas del Grupo 2 (VE) se realizó un pretratamiento de la superficie interna mediante ácido fluorhídrico 5% (VITA CERAMICS ETCH Vita, Zahnfabrik, Alemania) durante 60 segundos. Se retiró el gel mediante abundante agua a presión y posteriormente se sumergieron las muestras 5 minutos en un baño de ultrasonidos de agua destilada. Se retiraron las muestras y se volvieron a lavar con agua a presión y se secaron durante 20 segundos. La superficie interna de las coronas se acondicionó mediante silano (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) durante 60 segundos y se secó (109,110).

Para las coronas del Grupo 3 (MC) se acondicionó la parte interna mediante el chorreado de partículas de óxido de aluminio inferiores a 50 micras, durante 20 segundos, eliminando cualquier resto con lavado abundante de agua a presión y sumergiéndolas en ultrasonidos durante 5 minutos en agua destilada, al retirarlas se volvieron a lavar y se secaron.

5.2.5.3. Técnica de Cementación

Para la cementación de las coronas del Grupo 1 (LU) y las del Grupo 2 (VE) se utilizó el cemento dual de base resinosa adhesiva RelyX™ Ultimate (3M ESPE, Alemania), como adhesivo se utilizó el recomendado por el fabricante: Lava™ Ultimate Restorations Scotchbond Universal Adhesive (56,111-113).

Se procedió a aplicar el adhesivo Scotchbond Universal Adhesive (3M ESPE, Alemania), que es un primer y adhesivo en un solo frasco, en el interior de las muestras mediante un microbrush durante 20 segundos. Transcurrido ese tiempo, se secó con aire durante 5 minutos, y posteriormente se aplicó el cemento en las coronas. Una vez colocado el cemento se procedió a colocar la restauración en el pilar siguiendo el eje del plano de inserción. Se realizó una presión axial estática de 2 Kg durante 10 minutos. El exceso de cemento se retiró con un explorador (Carl Martin, GmbH, Solingen, Alemania), después de una exposición de luz de 2 segundos. La polimerización se realizó mediante la lámpara L.E.D. (Radii plus,

SDI, Victoria, Australia), previamente calibrada. Se terminó la polimerización del material durante 20 segundos de polimerización en cada cara (5,114,115).

Las coronas del Grupo 3 (MC) fueron cementadas con el cemento autoadhesivo RelyX™ Unicem (3M ESPE, Alemania), siguiendo las recomendaciones del fabricante. El protocolo de cementado seguido fue el mismo que en los Grupos 1 (LU) y 2 (VE) (figura 11).



Figura 11. Coronas: LU, VE, MC.

5.2.6. Almacenamiento de las muestras

Una vez cementadas todas las muestras fueron almacenadas en la incubadora (Memmert, Schwabach, Alemania) en unas condiciones de 100% de humedad a 37°C durante 48 horas previas a ser tratadas por los diferentes sistemas (1) (figura 12).



Figura 12. Incubadora (Memmert, Schwabach, Alemania).

5.3. Tratamientos las muestras antes de la fractura final

Las 30 coronas de cada material (Grupo 1,2,3) se dividieron en tres subgrupos diferentes de 10 muestras cada uno, a las cuales se les aplicaron diferentes tratamientos de envejecimiento: subgrupo 1 (no envejecimiento), subgrupo 2 (termociclado) y subgrupo 3 (termociclado y carga cíclica) (tabla 4).

- Subgrupo 1: No envejecimiento (NE): las muestras no son sometidas a ningún tratamiento para envejecerlas
- Subgrupo 2: Termociclado (T): las muestras son sometidas a un proceso de termociclado (5°C-55°C durante 2.000 ciclos). El proceso de termociclado se realizó en la máquina de termociclado (Polyscience, Illinois, Estados Unidos) (figura 13.A y 13.B). Constó de 2.000 ciclos con temperaturas de 5°C y 55°C y con un tiempo de 30 segundos por baño y un minuto entre baño y baño.
- Subgrupo 3: Termociclado y carga cíclica (TCC): las muestras son sometidas a un proceso de termociclado (5 °C-55° C 2.000 ciclos) y carga cíclica (120.000 ciclos a 80N).



Figura 13.A. Máquina de termociclado



Figura 13.B. Muestras en el cajón de la termocicladora

Una vez termocicladas las muestras a 5° C-55° C durante 2.000 ciclos, se procedió a montar las muestras sobre una base circular con resina autopolimerizable Paladur[®] (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Alemania) que hacía de soporte. Las muestras se montaron mediante una varilla metálica con la finalidad de poder reposicionar cada vez la muestra a envejecer (figura 14 A y B). La máquina simuladora de masticación utilizada fue la Chewing Simulator CS-4.2 (SD Mechatronik GMBH, Feldkirchen-Westerham, Alemania) (figura 15 A y B, figura 16).

La carga cíclica se aplicó en el centro de la cara oclusal de la corona con un puntero de acero con forma cónica y acabado en punta redondeada como antagonista de tamaño de 2mm. Se realizó una carga vertical de 8kg (80N), con un movimiento vertical de 2mm, y con una velocidad de 40mm/s. Se realizaron 120.000 ciclos que simulaban aproximadamente 6 meses de masticación (81, 103).

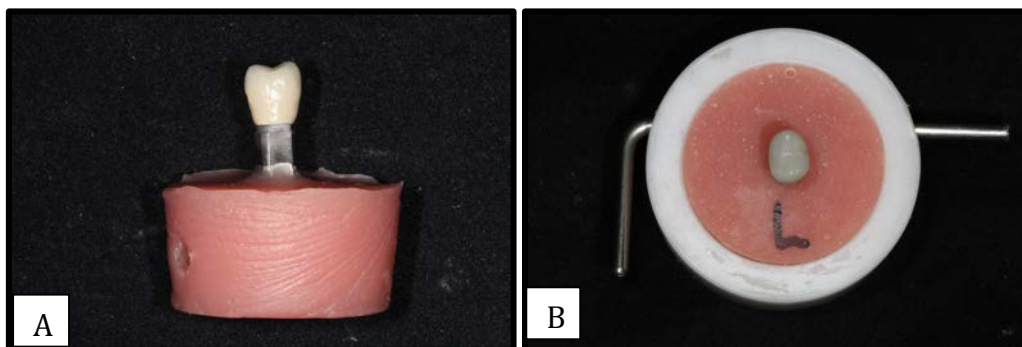


Figura 14. A. Muestra montada en base de resina. B. base para la masticadora

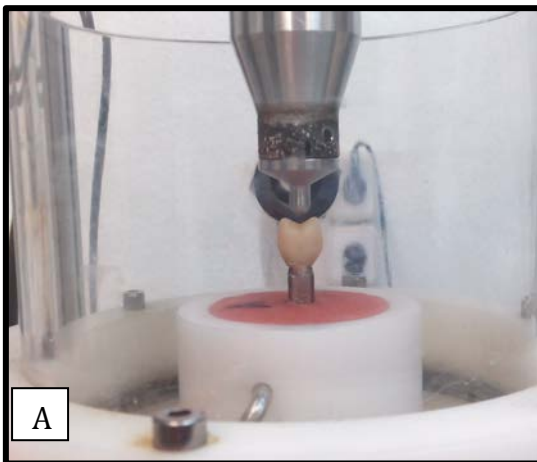


Figura 15. A. Punta masticadora



Figura 15. B. Masticadora



Figura 16. Masticadoras: 2 simuladores.

El envejecimiento de las muestras mediante los 120.000 ciclos de carga cíclica se llevó a cabo en el Departamento de Prótesis Bucofacial. Facultad de Medicina y Odontología. Universidad de Valencia.

TRATAMIENTO MATERIAL	NO ENVEJECIMIENTO (NE)	TERMOCICLADO (T)	TERMOCICLADO + CARGA CÍCLICA (TC)
GRUPO 1 (LU) LAVA™ ULTIMATE	LU/NE	LU/T	LU/TC
GRUPO 2 (VE) VITA ENAMIC®	VE/NE	VE/T	VE/TC
GRUPO 3 (MC) METAL- CERAMICA	MC/NE	MC/T	MC/TC

Tabla 4. Resumen de los tratamientos realizados a las muestras antes a la fractura.

Una vez realizados los diferentes procesos de envejecimiento se procedió a observar cada muestra de manera individual con gafas de aumento (lupas médicas EyeMag Pro S, Zeiss, Carl Zeiss Surgical GmbH, Obercochen, Alemania) realizado por un solo operador, para valorar si existía alguna fractura o crack de las muestras.

5.4. Análisis de la resistencia a la fractura de las coronas. Test de compresión.

Una vez realizados los tres tipos de tratamientos de envejecimiento, estas se montaron en unas bases cúbicas metálicas huecas de dimensiones: 40mmx40mmx25mm (figura 17). En estas bases, se fijaron con resina autopolimerizable Paladur[®] (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Alemania) (figura 18) previamente a su fraguado, cada uno de los complejos base-muñón. Una vez polimerizada la resina se numeraron del 1 al 10 con las iniciales de cada grupo y subgrupo: LU (1-10), LU / T(1-10), LU / TC(1-10), VE (1-10), VE / T(1-10), VE / TC(1-10), MC (1-10), MC / T(1-10), MC / TC(1-10).



Figura 17. Bases metálicas



Figura 18. Muestras marcadas según tratamiento recibido.

Se montaron en estas bases metálicas para poder posicionar las muestras en la máquina de ensayos de fractura. Para la valoración de la resistencia a la fractura de las diferentes coronas a fuerzas compresivas verticales, se sometieron las muestras a fuerza de compresión mediante la máquina universal de ensayos mecánicos servo-hidráulica Bionix-370 (MTS Systems Corporation, Eden Prairie, USA) (figura 19). La velocidad de carga fue de 1mm/min, siguiendo la normativa

ISO 6872:2008, utilizando una célula de carga de 25KN y el utillaje utilizado para ejercer la compresión sobre las coronas consistió en un cilindro con punta esférica con un diámetro de 8mm, estableciendo el final de la prueba cuando la corona se fracturaba. 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.).

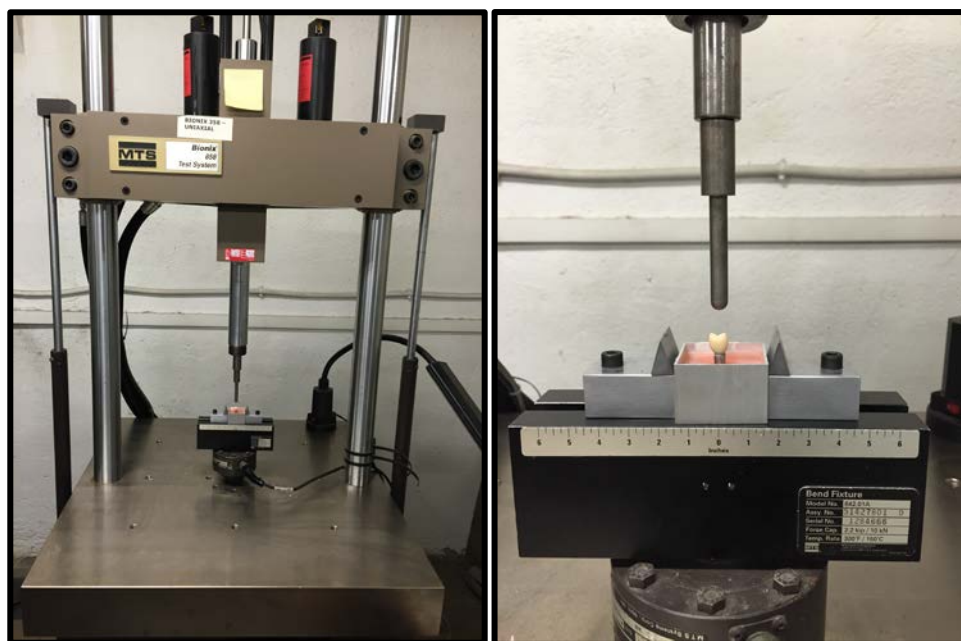


Figura 19. Máquina universal de ensayos Bionix-370 (MTS Systems Corporation, Eden Prairie, USA)

5.5. Recogida de datos y análisis estadístico

Los resultados obtenidos a través del software informático TestWorks 4 ® (MTS Systems Corporation, USA) (figura 20) fueron recogidos en una tabla de Excel® (Microsoft, USA) (Anexo 1). Se recogieron los siguientes datos: la fuerza de compresión que generó la fractura, en newtons (N); el modo de fractura (*Chipping*, Parcial y Total); y a qué tipo de envejecimiento se había sometido la muestra (No envejecimiento, Termociclado, Termociclado y Carga cíclica).

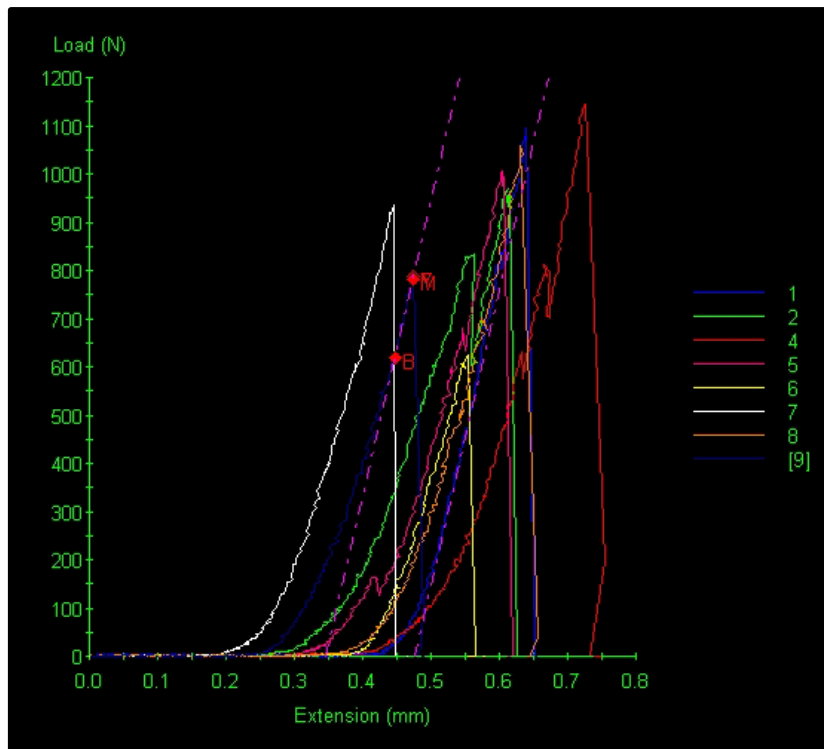


Figura 20: Imagen obtenida gracias al software TestWork 4 donde se observa gráficamente las curvas de carga y fractura de uno de los grupos del estudio.

El modo de fractura se dividió en tres tipos (figura 21):

- Tipo A: (*Chipping*) descascarillamiento o delaminado del recubrimiento de la restauración, sin llegar a producirse la fractura de la restauración.
- Tipo B: (Parcial) fractura con desprendimiento del 50% o menos de la restauración, permaneciendo la parte restante adherida al muñón, aunque no se consideraría restaurable en boca
- Tipo C: (Total), fractura y desprendimiento completo de la restauración, no permanece material adherido al muñón

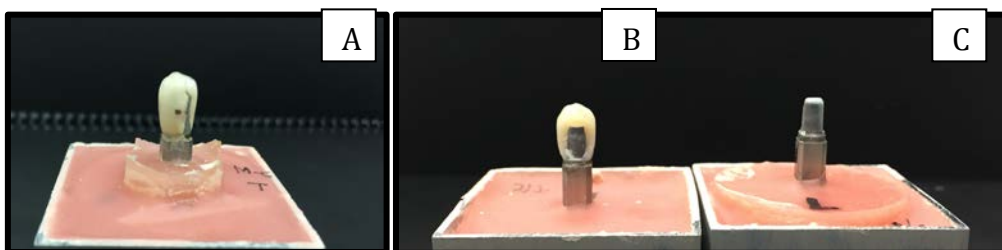


Figura 21: Modo de fractura: A: (*Chipping*), B: (*Parcial*), C: (*Total*).

Para el análisis estadístico se utilizó el paquete estadístico Statgraphics Centurion XV (Versión 15.1.02, Statpoint Technologies, Inc. Warrenton, Virginia, USA).

Inicialmente se comprobó que los valores de los distintos grupos muestrales seguían una distribución normal (Shapiro-Wilks $p > 0.05$) y que se daba homogeneidad de varianzas a fin de poder realizar pruebas paramétricas. Posteriormente se realizó un análisis de varianza (ANOVA) de 2 factores (envejecimiento y material), a fin de determinar si existían diferencias significativas en la resistencia a la fractura de los distintos materiales con los distintos métodos de envejecimiento aplicados.

Para determinar posibles diferencias en el modo de fractura de los distintos materiales se utilizó el test de la Chi-Cuadrado.

En todas las pruebas se utilizó un nivel de confianza del 95%.

6. RESULTADOS

6.1 Resistencia a la fractura

Se evaluó la resistencia a la fractura de las 90 coronas confeccionadas con los tres materiales distintos (n= 30 de Lava™ Ultimate, n= 30 de Vita Enamic® y n= 30 de metal-cerámica). Estas restauraciones se dividieron en tres subgrupos de 10 coronas, que se correspondían con los distintos tratamientos que recibían. Posteriormente se procedió a la carga de todas las muestras (90) hasta la fractura final, para evaluar la resistencia y el modo de fractura de los diferentes materiales y como afectaban los diferentes tratamientos a la resistencia y al modo de fractura.

En la tabla 5 se muestra el análisis descriptivo de los valores de la resistencia a la fractura expuestos en el Anexo 1.

		n	media (N)	desviación típica (N)	mínimo (N)	máximo (N)	rango (N)
LU	NE	10	1142,43	279,502	762,0	1521,0	759,0
	T	10	1183,3	169,16	950,0	1430,0	480,0
	TC	10	1043,5	199,259	600,0	1249,0	649,0
VE	NE	10	1136,3	228,461	776,00	1639,0	863
	T	10	977,0	161,258	624,0	1146,0	522,0
	TC	10	936,7	183,649	772,0	1284,0	512,0
MC	NE	10	2011,2	352,5	1600,0	2850,0	1250,0
	T	10	1494,0	326,913	855,0	1890,0	1035,0
	TC	10	1480,4	418,277	827,0	2165,0	1338,0

Tabla 5. Medidas de tendencia central (media aritmética) y de variabilidad (desviación típica y rango) de los valores obtenidos de la resistencia a la fractura de los tres materiales diferentes y de los tratamientos recibidos. Código LU: Lava™ Ultimate; VE: Vita Enamic®; MC: Metal-Cerámica; NE: No Envejecimiento; T: Termociclado, TC: Termociclado y Carga Cíclica.

Se comprobó que los valores en cada grupo muestral seguían una distribución normal mediante el test de Shapiro-Wilk ($p > 0,05$) (tabla 6), y que había homogeneidad de las varianzas mediante el test de Levene ($p > 0,05$).

MATERIAL	TRATAMIENTO	n	Estadístico	Sig. asintót. (bilateral)
Lava™ Ultimate (LU)	Sin Tratamiento	10	0,92	0,349
	Termociclado	10	0,94	0,624
	Termociclado+carga cíclica	10	0,80	0,057
Vita Enamic® (VE)	Sin Tratamiento	10	0,90	0,263
	Termociclado	10	0,86	0,095
	Termociclado+carga cíclica	10	0,84	0,05
Metal-Cerámica (MC)	Sin Tratamiento	10	0,81	0,061
	Termociclado	10	0,94	0,652
	Termociclado+carga cíclica	10	0,95	0,656

Tabla 6. Resultados de la prueba de Shapiro-Wilk.

Dado el cumplimiento de los dos criterios anteriores, se procedió a realizar un análisis inferencial mediante un análisis de varianza (ANOVA) bifactorial, siendo los factores el tipo de material (Lava™ Ultimate, Vita Enamic® o metal-cerámica) y el tratamiento de envejecimiento aplicado a la muestra (no envejecimiento, termociclado y termociclado con carga cíclica), y valorándose también la interacción entre estos dos factores. Los p-valores obtenidos se muestran en la tabla 7.

Fuente	Suma de cuadrados	Gl	Cuadrado medio	Razón-F	p-valor
EFFECTOS PRINCIPALES					
A:Envejecimiento	1,254E+06	2	627033,	8,49	0,0004
B:Material	7,17988E+06	2	3,58994 E+06	48,62	0,0000
INTERACCIONES					
AB	903217,	4	225804,	3,06	0,0212
RESIDUOS	5,98097E+06	81	73839,2		
TOTAL (CORREGIDO)	1,53181E+07	89			

Tabla 7. Tabla de resultado Anova 2 factores.

En cuanto a la resistencia a la fractura entre los materiales se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p\text{-valor} < 0,05$). Las coronas que mostraron más resistencia a la fractura fueron las coronas metal-cerámica (MC) seguidas de las de resina reforzada Lava™ Ultimate (LU) y de las de cerámica híbrida Vita Enamic® (VE), sin existir diferencias estadísticamente significativas entre estas dos últimas como se puede observar gráficamente en la figura 22.

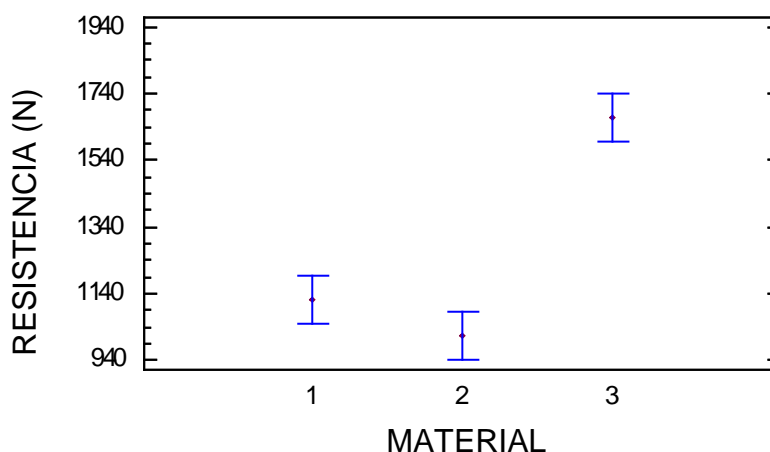


Figura 22. Resistencia(N) a la fractura para cada uno de los materiales: Grupo 1: LU (Lava™ Ultimate), Grupo 2: VE (Vita Enamic®), Grupo 3: MC (metal-cerámica)

En cuanto a la resistencia a la fractura en función del tratamiento (envejecimiento) recibido se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los tratamientos efectuados (p -valor $<0,05$). Se halló una disminución de la resistencia de las coronas al ser sometidas a los tratamientos de envejecimiento, tanto mediante termociclado (T) como mediante termociclado y carga cíclica (TC), aunque no se hallaron diferencias significativas entre estos dos (figura 23) (tabla 8).

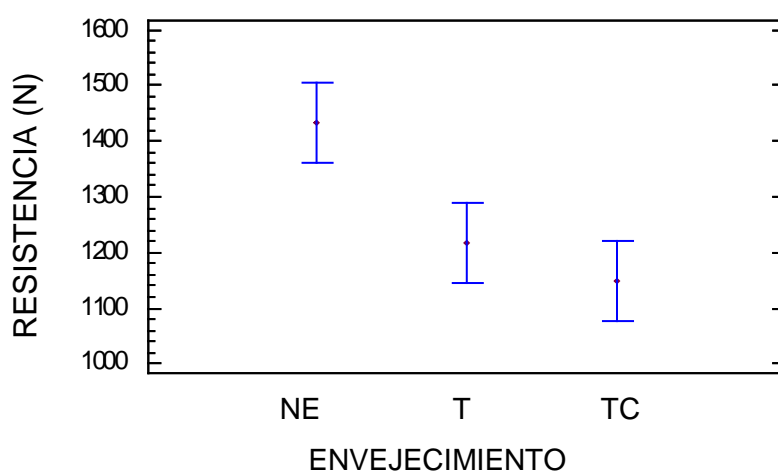


Figura 23. Resistencia a la fractura (N) para cada tratamiento: NE: no envejecimiento, T: termociclado, TC: termociclado+carga cíclica.

TRATAMIENTO	LAVA™ ULTIMATE	VITA ENAMIC®	METALCERÁMICA
No envejecimiento	1142,43N	1136,3N	2011,2
Termociclado	1183,3N	977,0N	1494,0N
Termociclado+carga cíclica	1043,5	936,7N	1480,4N

Tabla 8. Tabla de medias de la resistencia a la fractura y la afectación por los diferentes tratamientos.

En la interacción entre las variables independientes envejecimiento y material, se observó que existían diferencias estadísticamente significativas (p -valor $<0,05$). Las coronas metal-cerámica (MC) mostraron los mejores resultados de resistencia a la fractura, estando o no sometidas a los distintos procesos de envejecimiento, y fueron las únicas que mostraron una afectación por los

envejecimientos (T y TC), lo que supuso mostrando una reducción de su resistencia de manera significativa (figura 24).

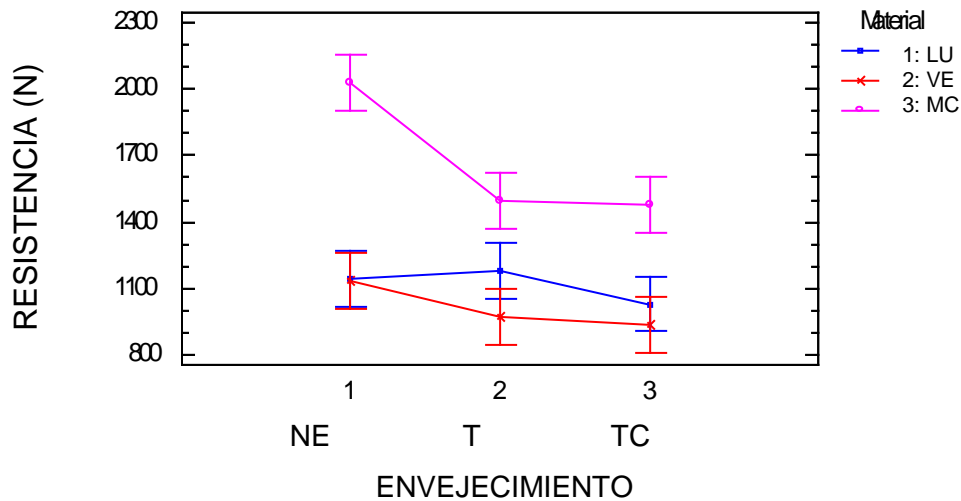


Figura 24. Gráfica de la interacción entre los factores material y tratamiento.

6.2 Modo de fractura

Los modos de fractura de todas las restauraciones de acuerdo a la clasificación: *Chipping*, fractura parcial y fractura total, se muestran en el Anexo 1. La descripción porcentual de los resultados obtenidos se muestra en la tabla 9.

Modo Fractura	TIPO 1 <i>CHIPPING</i>	TIPO 2 PARCIAL	TIPO 3 TOTAL
Material			
LU(Lava™ Ultimate)	0	56,6%	43,4%
VE(Vita Enamic®)	0	53,34%	46,66%
MC(Metal-Cerámica)	100%	0	0

Tabla 9. Incidencias en % de cada material.

La representación gráfica de los valores obtenidos respecto al modo de fractura y tipo de material se muestran en las figura 25.

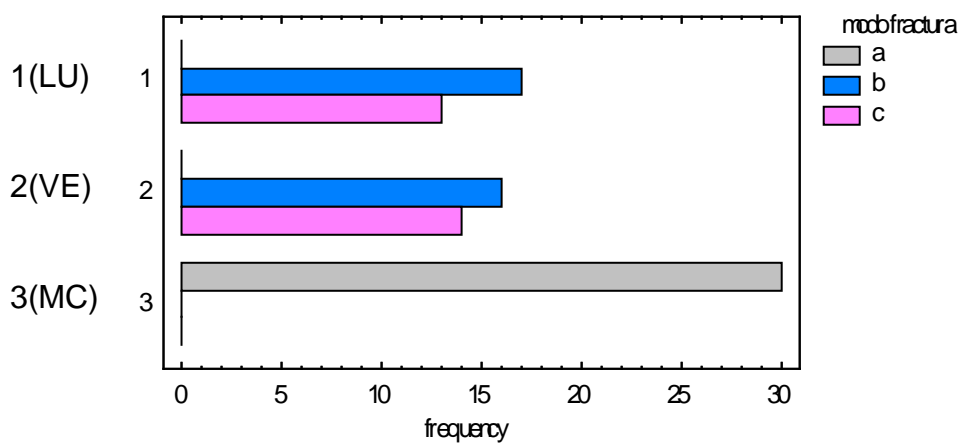


Figura 25. Gráfica de barras del modo de fractura según el material. a: *Chipping*, b: fractura parcial, c: fractura total.

Se realizó un test de independencia (Chi-cuadrado) siendo el p-valor < 0,05, lo cual indicaba la existencia de relación entre el material y el modo de fractura (tabla 10).

Test	Estadístico	p-valor
Chi-cuadrado	90,101	0,0000

Tabla 10. Test de Chi-cuadrado. Test de independencia respecto a material y modo de fractura.

La representación gráfica de los valores obtenidos respecto al modo de fractura y al tipo de proceso de envejecimiento se muestran en la figura 26.

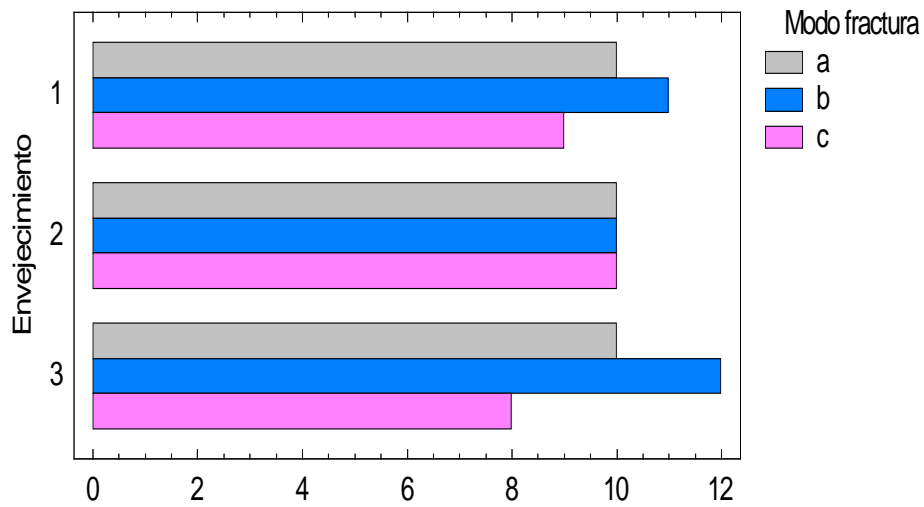


Figura 26. Gráfica del envejecimiento y el modo de fractura.

Se realizó un test de independencia (Chi-cuadrado) siendo el $p\text{-valor} > 0,05$, lo cual indicaba la no existencia de relación entre el tratamiento de envejecimiento y el modo de fractura (tabla 11).

Test	Estadístico	p-valor
Chi-cuadrado	0,404	0,9821

Tabla 11. Test de Chi-cuadrado. Test de independencia respecto a tratamiento de envejecimiento y modo de fractura.

7. DISCUSIÓN

En este estudio se valoró la resistencia a la fractura y el modo de fractura de coronas de resina reforzada y de cerámica híbrida comparándolas con coronas de metal-cerámica como grupo control, y si afectaban, o no, los procesos de envejecimiento (termociclado y carga cíclica) a la resistencia a la fractura.

Para poder comparar los datos hemos realizado una tabla con las variables de nuestro estudio comparándolas con las de otros estudios similares, en la Tabla 12 se recogieron los datos que hacen referencia a la metodología y en la Tabla 13 los datos que hacen referencia a resistencia.

AUTOR	AÑO	MATERIAL	n	TERMOCI	CARGA CÍCLICA	DIENTE/IMPLANTE
<i>Attia y cols.</i> (116)	2010	- In-ceram Zirconia: - Erosionado con fresa diamante - Abrasión - Recubrimiento sílice - Control	10	3.500	250.000	Diente
<i>Awada y cols.</i> (30)	2015	- Resina nanocerámica (Lava™ Ultimate) - Enamic® - Cerasmart - Leucita (IPS Empress CAD) - Feldespática (Vitablocs Mark II) - Paradigm	7	no	1.000.000	Diente
<i>Bonfante y cols.</i> (70)	2015	- Resina nanocerámica (Lava™ Ultimate) - Metal-cerámica	21	no	50.000 100.000	Implante
<i>Coldea y cols.</i> (18)	2013	- Polímero - Cerámica infiltrada de polímero - Cerámica feldespática	10	no	no	Barras
<i>Carnaggio y cols.</i> (114)	2012	ProCad (Ivoclar Vivadent)	10	no	no	Implante
<i>Carvalho y cols.</i> (5)	2014	- Feldespática (CEREC VITABLOCKS Mark II) - Disilicato litio (IPS e.max CAD) - Resina nanocerámica (Lava™ Ultimate)	15	no	30.000	Diente
<i>El-Damanhury y cols.</i> (110)	2015	- Feldespática (CEREC) - Disilicato de litio (e.max) - Resina nanocerámica (Lava™ Ultimate)	10	5.000	no	Diente
<i>Ghazy y cols.</i> (10)	2010	- Vita Mark II - Composite (Paradigm)	8	3.000	no	Diente
<i>Kim y cols.</i> (38)	2013	- Disilicato de litio (IPS e.max) - Zirconia (capa manual) - Zirconia (presión)	8	no	no	Implante

Martínez-Rus y cols. (1)	2012	- Disilicato litio (IPS e.max CAD) - Disilicato litio (IPS e.max Press) - YTZP (IPS e.max ZirCAD)	10	no	no	Implante
Ohlmann y cols. (61)	2008	- Coronas composite de resina Artglass	8	10.000	no	Diente
Panadero y cols. (103)	2015	- Metal-cerámica - Zirconia (IPS e.max ZirCAD)	15	6.000	120.000	Diente
Ramírez y cols. (11)	2013	- Composite (Paradigm) - Leucita (IPS Empress CAD)	8	1.500	600.000	Diente
Stona y cols. (27)	2015	- Feldespática (CEREC VITABLOCKS Mark II) - Leucita (IPS Empress CAD) - Disilicato litio (IPS e.max CAD)	10	no	1.000.000	Implante
Yang y cols. (13)	2014	- Feldespática (CEREC) - Disilicato litio (IPS e.max CAD) - Zirconia (inCoris ZI)	6	2.000	100.000	Diente

Tabla 12. Tabla comparativa de metodología de diferentes estudios

7.1 Muestras

7.1.1 Tamaño de la muestra

En nuestro estudio se realizaron 30 muestras de cada material (30 resina reforzada, 30 cerámica híbrida y 30 metal-cerámica), y cada grupo se subdividió en tres subgrupos distintos de 10 coronas cada uno, en función del tratamiento que recibirían las coronas. El tamaño muestral se estableció a partir de un estudio piloto realizado y de estudios similares (1,13,18,27,98,101,110,116).

Stona y cols. (27) que realizaron un estudio muy similar al nuestro, ya que evaluaron la resistencia a la fractura de coronas totalmente cerámicas sobre un pilar de titanio sometiénolas o no a carga cíclica también utilizaron 10 muestras para cada grupo.

De Kok y cols. (117) en un estudio donde estudiaron la resistencia a la fractura de coronas posteriores sobre implantes con diferentes materiales cerámicos, utilizaron 10 muestras por grupo.

Martínez-Rus y cols. (1) estudiaron la resistencia a la fractura de tres tipos de coronas totalmente cerámicas cementadas sobre muñes de titanio y zirconia, el tamaño de muestra utilizado fue de 10 muestras por grupo. Attia y cols. (116) estudiaron la durabilidad de las coronas cerámicas reparadas después de ser sometidas a carga cíclica con un tamaño de muestra de 10. Coldea y cols. (18) en un estudio para analizar las propiedades mecánicas de una cerámica híbrida también utilizaron una muestra de 10. El-Damanhoury y cols. (110) para estudiar la resistencia a la fractura de dos tipos de cerámicas y de una resina para realizar *endocrowns* también utilizaron una muestra de 10.

Aunque hay autores que utilizan una muestra menor, como Yang y cols. (13) que estudiaron la influencia de la carga cíclica y del proceso de termociclado en la resistencia a la fractura de tres cerámicas mecanizadas. Para ello realizaron 24 muestras de cada material, las cuales las subdividieron en grupos de 6 unidades en función del tratamiento previamente recibido, no precarga, termociclado, carga cíclica y termociclado más carga cíclica. Posteriormente las muestras fueron cargadas hasta la fractura. Kim y cols. (38) estudiaron la resistencia a la fractura y el modo de fractura. Para ello utilizaron 24 coronas realizadas mediante sistema CAD/CAM y cementadas sobre muñones de implantes de titanio, el tamaño de la muestra fue de 8.

También hay autores que utilizan un número mayor de muestras, como Carvalho y cols. (5) con 15 muestras por grupo para estudiar la resistencia a la fatiga de coronas CAD/CAM de resina reforzada y dos tipos de cerámica.

7.1.2 Diseño del muñón

Para este trabajo se fabricaron 90 muñones de titanio, que reproducían la

anatomía de un pilar mecanizado preparado para cementar una restauración con anatomía de premolar. Se realizó a partir de un diseño que reproducía la realidad clínica existente en prótesis sobre implantes. Para este estudio se fabricó de manera mecanizada y monolítica (base y muñón de titanio). El motivo de realizar este tipo de pieza monolítica fue para evitar introducir la variable del aflojamiento del tornillo (118). El diseño de los muñones siguió los valores documentados en varios estudios en cuanto a convergencia (6°) entre las superficies opuestas y altura de muñón (5mm), como en el estudio de Attia y cols. (8) donde simulaban un muñón de un premolar maxilar superior. En el estudio de Mehl y cols. (115) donde estudiaron la influencia de la altura del pilar y el termociclado en la retratabilidad de las coronas sobre implantes cementadas, los autores recomendaron pilares con una conicidad de 4° o 6° , que es la conicidad que habitualmente nos suelen proporcionar las casas comerciales, ya que nos asegura una buena retención de la restauración. En el estudio de Carnaggio y cols. (114) en el que cementaron coronas CAD/CAM totalmente cerámicas sobre pilares de titanio con diferentes tipos de cementos, los autores, también destacan la importancia del diseño del muñón: conicidad y altura en la retención de la restauración, considerando 6° una retención adecuada y 5 mm una altura adecuada. Al igual que en nuestro estudio, Stona y cols. (27) utilizaron un muñón de titanio prefabricado para un segundo premolar superior y con una cara plana que ayudaba a estabilizar la corona evitando rotaciones y sirviendo de indicador de posición de la corona.

En cuanto a lo que la terminación marginal se refiere, la mayoría de autores coinciden en que el tipo de terminación más recomendado cuando se trabaja con coronas metal-cerámica es la terminación en chamfer (119,120). En el estudio de Awada y cols. (30) donde estudiaron el comportamiento mecánico de restauraciones de resina y cerámica CAD/CAM, hicieron una preparación en chamfer para facilitar el escaneado. A diferencia del estudio de Bottino y cols. (121) donde la línea de terminación en chamfer era de 0.8 mm de profundidad, en nuestro estudio la terminación en chamfer estuvo diseñada con una profundidad de 1 mm, ya que las restauraciones que realizamos eran coronas CAD/CAM de

cerámica y de resina que requieren un mayor margen para tener más soporte que las coronas metal-cerámica. Del mismo modo que hicieron en el estudio de Ohlmann y cols. (61) donde realizaron preparaciones para coronas de resina. También es importante que el margen este bien definido, al igual que en la técnica convencional, y además en este caso para poder realizar un correcto escaneado del muñón ya que, se realizan coronas CAD/CAM en que es preciso realizar una lectura digital (30,67,114).

El diente escogido fue un premolar superior, como otros autores (8,26,122,123), ya que es una pieza que ocupa una posición con requerimientos estéticos y a la vez requiere una resistencia superior a la del sector anterior.

7.1.3 Cementado de los especímenes

Debido a que la cementación es uno de los pasos más importantes en las restauraciones protodónticas, se siguieron las pautas recomendadas por diferentes autores (2,7,17,30,31,37,38,107-109,111-114,124-126).

Previamente a la cementación se realizó un tratamiento en la superficie de los pilares para aumentar la superficie de contacto entre el titanio y el cemento protésico. Se chorreó la superficie del pilar con partículas de óxido de aluminio de 50 μm . Encontramos numerosos estudios que utilizaron este tratamiento de superficie de los pilares en el proceso de cementación (7,17,107-109,124). En un estudio de Elsaka y cols. (124) analizaron el efecto que tenían diferentes tratamientos de superficie en los muñones de titanio antes de la cementación con un cemento de resina. Observaron que el chorreado con partículas de óxido de aluminio era el tratamiento que mejor resultado mostraba. En el estudio de Sakoguchi y cols. (127) que cementaban coronas de resina sobre muñones de metal y de resina con un cemento de resina, realizan el mismo tratamiento.

El tratamiento de la superficie interna de la corona difirió en función del tipo de material con que estaba realizada la corona. Las coronas de resina reforzada, y las coronas de metal-cerámica fueron tratadas siguiendo el protocolo recomendado por el fabricante y por estudios similares realizados con estos

materiales. Se realizó un chorreado con partículas de óxido de aluminio de 50 micras y 2 bar de presión durante 20 segundos, al igual que realizaron en el estudio de Bonfante y cols. (108). Estos autores realizaron coronas de metal-cerámica y coronas de resina reforzada (LavaTM Ultimate) sobre un muñón de titanio en un incisivo central y valoraron la resistencia.

A las coronas de cerámica híbrida (Vita Enamic®), se les realizó un pretratamiento de la superficie interna, siguiendo el protocolo recomendado por el fabricante y por estudios similares realizados con estos materiales (58) o materiales similares (27), mediante ácido fluorhídrico 5% durante 60 segundos y luego se lavó. Posteriormente se sumergieron las muestras 5 minutos en un baño de ultrasonidos de agua destilada, tras el secado, la superficie interna de las coronas se acondicionó mediante silano durante 60 segundos y se secó (109,110)

Las coronas CAD/CAM de resina reforzada (LU) y las de cerámica híbrida (VE), se cementaron con un cemento dual de base resinosa adhesiva Rely XTM Ultimate. Como avalan numerosos estudios, con este cemento se obtuvieron buenos resultados cuando se requiere una cementación adhesiva (2,56,112,113,125,126). En el estudio de Carnaggio y cols. (114) en el que cementaban restauraciones CAD/CAM totalmente cerámicas sobre muñones de titanio prefabricados nos remarcaron la importancia que tiene el cemento en este tipo de restauraciones y la importancia de utilizar un cemento de resina para obtener una buena adhesión, al igual que en el estudio de Wolf y cols. (21) donde nos señalaban la mayor resistencia a la fractura de coronas CAD/CAM totalmente cerámicas, cementadas con cemento de resina tanto sobre muñones de titanio como de zirconio.

Las coronas de metal-cerámica fueron cementadas con el cemento autoadhesivo RelyXTM Unicem, siguiendo las recomendaciones del fabricante. En un estudio de Sabatini y cols. (128) cementaron restauraciones metal-cerámica a muñones de distintos materiales y encentraron que los cementos de resina obtuvieron mejores resultados de adhesión.

El cemento se aplicó “pintando” las paredes internas de las coronas, tal como recomendaron Ishikiriama cols. (129), asegurando así mejor ajuste marginal que si se rellena toda la corona de cemento. Otros estudios similares también aplicaron el cemento de esta manera (130-133).

Aunque hay estudios que realizaron la cementación mediante presión digital (65,83,99) basándose en que con la presión digital se puede llegar a aplicar una fuerza de $78,5 \pm 12,8$ N (134), en nuestro trabajo se cementaron las coronas ejerciendo sobre ellas una fuerza de 2 Kg durante el proceso de cementación. Se siguió así la metodología utilizada en el estudio de Carnaggio y cols. (114) donde cementaron las restauraciones totalmente cerámicas sobre un pilar de titanio de un implante con una fuerza de 2 Kg, siendo esto una variación de la Especificación #96 de la ADA (Asociación Dental Americana) la cual recomienda una carga de 5 Kg. El motivo por el cual se aconseja esta modificación, es porque en un estudio piloto realizado por estos autores vieron que la cerámica se fracturaba a lo largo del margen de los pilares de implantes si era cargada a más de 2 Kg, esto es especialmente importante con los pilares pequeños.

7.2. Termociclado y carga cíclica

La fractura de la cerámica es una de las principales causas de fracaso de las restauraciones totalmente cerámicas y de las restauraciones metal-cerámica (70,72). En un estudio publicado por Walton y cols. (34) en el que estudiaron la supervivencia de las coronas metal-cerámica, concluyeron que la fractura de la cerámica era la primera causa de fracaso en las coronas unitarias. En el caso de prótesis fijas unitarias sobre implantes, la fractura de la cerámica o el descascarillamiento es la tercera complicación técnica más frecuente con un 3,5%, sin diferencias estadísticamente significativas entre las restauraciones totalmente cerámicas y las metal-cerámica (24,135), aunque encontramos otros autores que señalaron tasas de fractura o descascarillamiento superiores que variaban desde el 3 al 24,5% (35,70).

En nuestro estudio quisimos reproducir la situación clínica, para ello una

parte de las muestras fueron sometidas a envejecimiento previamente a la realización de la carga. Los procesos que utilizamos para envejecer las muestras fueron el termociclado y la carga cíclica.

Termociclado

Uno de los métodos que utilizan numerosos estudios para envejecer las muestras es el termociclado. El proceso de termociclado consiste en un envejecimiento por cambios térmicos. Se intenta producir tensiones alternas en la interfase de los diferentes materiales mediante en los cambios de temperatura. Las diferencias en los coeficientes de expansión externa de los materiales causa fallos adhesivos bajo variaciones de temperatura (91,136,137).

Las temperaturas de 5°C y 55°C se han utilizado para simular las condiciones *in vivo* en estudios previos (20,28). El tiempo de permanencia de 20 segundos se determinó de acuerdo con el tamaño de la muestra, debido a que un tiempo más corto no daría lugar al estrés térmico deseado (20).

El número de ciclos a que se sometieron las muestras, 2.000, es similar al de otros estudios (13,136,137) . Aunque encontramos autores que termociclaron las muestras un número inferior de ciclos (89,97) y otros un número superior a los 2.000 ciclos (33,61,99,100). Con el número de ciclos se pretende simular un tiempo de servicio clínico, que varía en función del número de ciclos, por ejemplo 6.000 ciclos corresponden a 5 años (91).

Ohlmann y cols. (61) realizaron 10.000 ciclos de termociclado en coronas de resina para molares previamente al test de fatiga.

El-Damanhoury y cols. (110) estudiaron la resistencia a la fractura de coronas CAD/CAM realizadas con diferentes materiales, resina reforzada y cerámica, previo a la prueba de resistencia realizaron 5.000 ciclos.

Ghazy y cols. (10) estudiaron la influencia del termociclado en la resistencia a la fractura de coronas CAD/CAM de composite y de cerámica, para ello

termociclaron las muestras 3.000 ciclos, Attia y cols. (8) también realizaron un estudio similar, y antes de la prueba de resistencia a la fractura termociclaron las muestras 3.500 ciclos.

Yang y cols. (13) valoraron cómo afectó a la resistencia a la fractura el envejecimiento mediante termociclado y carga cíclica, por separado o combinándolos en tres tipos de cerámicas mecanizadas. El número de ciclos que realizaron para el termociclado fueron 2.000.

En el estudio de Ramírez y cols. (11) donde también valoraron la resistencia a la fractura de restauraciones de cerámica y resina CAD/CAM realizaron 1.500 ciclos.

Cabe decir que durante la revisión bibliográfica no se halló ninguna norma o protocolo relacionado con el número de ciclos a aplicar, por lo que en el presente estudio de investigación se optó por realizar 2.000 ciclos de termociclado, lo cual simularía un tiempo en boca aproximado de 2 años, de acuerdo a una extrapolación hecha del estudio de Leibrock y cols. (101).

Carga cíclica

Encontramos numerosos autores que al analizar la resistencia a la fractura de las restauraciones, previamente a la fractura realizaron carga cíclica en las muestras para envejecerlas, intentando simular las fuerzas masticatorias generadas en boca (80).

En función de los diferentes estudios revisados, se establecen unos parámetros diferentes para realizar la carga cíclica, como pueden ser el número de ciclos a realizar, la fuerza que se aplica durante el ciclo, la frecuencia y el antagonista con el que se realiza la carga.

En nuestro estudio, las muestras se montaron en una base de resina cilíndrica para poder colocarlas en la máquina de carga cíclica. Dichas muestras fueron sometidas a una carga cíclica constante de 80 N de fuerza. La frecuencia

utilizada fue de 2 Hz durante 120.000 ciclos, a fin de hacer un envejecimiento de las muestras, equivalente a 6 meses de uso en boca.

El número de ciclos al que se sometieron las muestras, 120.000, es similar al de otros estudios (13,81,103). Otros autores utilizaron un número de ciclos mayor, 250.000 ciclos (78), 1.200.000 (24,57), y algunos autores un número menor 100.000 ciclos (42).

Bonfante y cols. (70) en un estudio donde evaluaron la resistencia a la fractura de coronas de metal-cerámica y de coronas de resina reforzada realizaron dos tandas de ciclos, en una de ellas hicieron 50.000 y en la otra 100.000 ciclos.

En el presente estudio se eligió una carga cíclica mecánica de 80 N para simular las fuerzas masticatorias fisiológicas, al igual que en el estudio de Gehrke y cols. (80) que realizó carga cíclica sobre muñones de implantes. Se ha referido que las fuerzas verticales oclusales en molares son entre 20 y 140 N, y esto depende de la consistencia de los alimentos (138). A la hora de elegir la fuerza a aplicar encontramos diferentes valores; fuerza de 49 N ha sido muy utilizada, sobre todo en estudios de los sectores anteriores (57,78,87,102). La fuerza entre 60 y 100 N equivale a la media de las fuerzas masticatorias (6,80,81).

Panadero y cols. (103) realizaron 120.000 ciclos con una fuerza de 80 N, para valorar la resistencia del composite aplicado para reparar coronas totalmente cerámicas y metal-cerámica.

Stona y cols. (27) que analizaron la resistencia a la fractura de coronas CAD/CAM totalmente cerámicas sobre muñones de implantes realizaron 1.000.000 ciclos con una fuerza de 100 N.

Las otras variables utilizadas fueron elegidas acorde con estudios similares:

- Una frecuencia de 2 Hz, ya que una frecuencia elevada puede generar más calor que no una frecuencia de 1 o 2 Hz y puede no dar tiempo para la

relajación del estrés de las muestras (104).

- Como antagonista una hemiesfera de acero de 3,5 mm (80,83).

Yang y cols. (13) realizaron un estudio en el que analizaron la influencia del termociclado y de la carga cíclica en la resistencia a la fractura de coronas realizadas con tres sistemas cerámicos diferentes. Encontraron que el envejecimiento de las muestras con termociclado y carga cíclica tiene una influencia significativa en la resistencia a la fractura de los tres materiales. No encontraron diferencias significativas entre el envejecimiento realizado con carga cíclica de 100.000 ciclos y el realizado con termociclado de 2.000 ciclos por separado. En cambio sí que encontraron diferencias estadísticamente significativas si realizaban los dos tratamientos conjuntamente.

En nuestro estudio donde analizamos la resistencia a la fractura de coronas realizadas en tres materiales distintos, una resina reforzada (LU), una cerámica híbrida (VE) y como grupo control las coronas metal-cerámica (MC), observamos, al igual que en el estudio de Yang y cols. (13), que los tratamientos de envejecimiento disminuyen la resistencia a la fractura y que no hay diferencias estadísticamente significativas entre el envejecimiento realizado con termociclado y el realizado con termociclado posterior carga cíclica. Debemos especificar que en nuestro estudio los tratamientos no se realizaron conjuntamente (primero se realizó el termociclado y después la carga cíclica).

Las condiciones de humedad que se generan en el entorno oral combinadas con la carga cíclica y mecánica pueden afectar físico-mecánicamente a las restauraciones cerámicas y reducir la resistencia a la fractura catastrófica. Bajo las fuerzas cíclicas de la masticación, se pueden iniciar *cracks* o grietas microscópicas en las áreas donde se concentran las fuerzas y fusionarse con defectos preexistentes y de este modo debilitar los materiales por fatiga. Este proceso se acentúa con la presencia de agua (13).

7.3. Test de fatiga

Para medir la resistencia a la fractura de la cerámica se utilizó la máquina universal de ensayos mecánicos servo-hidráulica Bionix-370 hasta la fractura de alguno de los componentes de la muestra. La velocidad de carga fue de 1mm/min (7,102), se utilizó una célula de carga de 25KN y el utillaje con el que se aplicó la compresión sobre las coronas fue un cilindro con una punta esférica, de 8mm de diámetro, siguiendo así el protocolo utilizado en la mayoría de estudios en que se valoró la resistencia a la carga estática de las cerámicas (139).

Según la normativa ISO 6872:2008, para valorar la resistencia a la fractura de las cerámicas se aconseja utilizar una máquina universal de ensayos mecánicos con una velocidad de avance del cabezal de $1 \pm 0,5$ mm/min y que pueda medir las cargas entre 10 N y 1000 N ($\pm 0,1$ N) (77).

Cho y cols. (140) compararon la resistencia a la fractura de las coronas totalmente cerámicas frente a las coronas de metal-cerámica en dos angulaciones diferentes (0° y 45°) respecto al eje mayor del diente. Obtuvieron como resultado que la resistencia a la fractura era mayor al ejercer fuerzas verticales independientemente del tipo de corona, y que la resistencia a la fractura era mucho mayor en las coronas metal-cerámica ($1812 \text{ N} \pm 312 \text{ N}$) que en las totalmente cerámicas.

La normativa ISO 14801:2007, para el estudio de restauraciones sobre implantes establece una angulación de 30° , pero esta angulación se seguirá en el caso de que la pieza que estemos estudiando sea un incisivo o diente anterior, si la muestra a estudiar es un premolar se aplica la carga siguiendo el eje axial del diente, simulando la dirección de la fuerza que recibiría en boca (79-81).

La punta de la máquina de ensayos con la que se aplica la fuerza puede ser de diferentes materiales y con diferentes tamaños. En nuestro estudio utilizamos una punta redonda de acero de 8 mm de diámetro, al igual que utilizan en otros estudios (4,61), esta punta se coloca en contacto con dos puntos de la corona, la cúspide vestibular y palatina (40).

7.4. Discusión de los resultados

A continuación mostramos la tabla 13 donde registramos los valores obtenidos por diferentes autores en cuanto a la resistencia a la fractura, también contemplamos otras variables importantes, como son: el material estudiado, el modo de fractura.

AUTOR	AÑO	MATERIAL	N	RESIST	MODO FRACTURA	CEMENTO	DIENTE/IMPLANTE
<i>Attia y cols. (116)</i>	2010	- In-ceram Zirconia: - Erosionado fresa diamante - Abrasión - Recubrimiento sílice - Control	10	624.2/425.5 N 711.5/490 N 788.7/610.2 N 950.4/872.3 N	No estudiado	Cemento resina (Multilink automix, Ivoclar, Vivadent)	Diente
<i>Awada y cols. (30)</i>	2015	- Resina nanocerámica (Lava™ Ultimate) - Enamic® - Cerasmart - Leucita (IPS Empress CAD) - Feldespática (Vitablocs Mark II) - Paradigm	7	178 MPa 137 MPa 219 MPa 151 MPa 105 MPa 157 MPa	no	no	Diente
<i>Bonfante y cols. (70)</i>	2015	- Resina nanocerámica (Lava™ Ultimate) - Metal-cerámica	21	1748 N 1871 N	Cracks en los dos grupos	Cemento resina (RelyX Unicem 2 Automix)	Implante
<i>Carnaggi o y cols. (114)</i>	2012	ProCad (Ivoclar Vivadent)	10	82/114 N 92/127 N 56/96 N 199/246 N 184 / 318 N	no	- TempBond - ImProv - RelyX Luting Plus - RelyX Unicem Self adhesive - Multilink	Implante
<i>Carvalho y cols. (5)</i>	2014	- Feldespática (CEREC VITABLOCKS Mark II) - Disilicato litio (IPS e.max CAD) - Resina nanocerámica (Lava™ Ultimate)	15	1171 N 1400 N 1333 N	Chipping en las feldespáticas, no fracturas en disilicato de litio o nanocerámicas	Cemento resina (RelyX Unicem 2 Automix)	Diente
<i>Coldea y cols.(18)</i>	2013	- Polímero - Cerámica infiltrada de polímero - Cerámica feldespática	10	no estudiado	Sobretodo feldespática presenta cracks	no	Barras
<i>De Kok y col. (117)</i>	2015	-Lava TM Ultimate -Vita Enamic® -IPS e.max -Lava TM con recubrimiento -Lava™ Plus	10	1935 N 2171 N 2788 N 1477 N 6065 N	Total Total Total Recubrimiento Total	Cemento resina RelyX Ultimate	Implante
<i>El-Damanhoury y cols.(110)</i>	2015	- Fesldespática (CEREC) - Disilicato de litio (e.max) - Resina nanocerámica (Lava™ Ultimate)	10	1340.92 N 1368.77 N 1583.28 N	- 50% fractura corona/pilar restaurable - 70% fractura corona/pilar no restaurable - 60% fractura corona	Cemento dual resina (Variolink II, Ivoclar Vivadent)	Diente

<i>Ghazy y cols. (10)</i>	2010	- Vita Mark II - Composite (Paradigm)	8	Microfiltración	no	- Auto-adhesivo resina (RelyX Unicem) - Resina (Panavia)	Diente
<i>Kim y cols. (38)</i>	2013	- Disilicato de litio (IPS e.max) - Zirconia (capa manual) - Zirconia (presión)	8	3852.1 N 3100.3 N 5229.3 N	Chipping en todas zirconia (capa manual)	Cemento recubrim. (Multilink automix, Ivoclar, Vivadent)	Implante
<i>Martinez-Rus y cols. (1)</i>	2012	- Disilicato litio (IPS e.max CAD) - Disilicato litio (IPS e.max Press) - YTZP (IPS e.max ZirCAD)	10	558.5/392.9 N 482.2/363.0 N 495.9/340.3 N	- Fractura completa corona/pilar - Fractura completa corona/pilar - Fractura pilar	Cemento resina (Multilink Implant, Ivoclar Vivadent)	Implante
<i>Ohlmann y cols. (61)</i>	2008	- Coronas composite de resina Artglass	8	1167 N 1526 N	No chipping o fractura	- IV (Ketac Cem) - Cemento resina dual (2bond2)	Diente
<i>Panadero y cols. (103)</i>	2015	- Metal-cerámica - Zirconia (IPS e.max ZirCAD)	15	1372.4 N 1517.8 N	Fractura adhesiva	Cemento recubrim. (Multilink automix, Ivoclar, Vivadent)	Diente
<i>Ramírez y cols. (11)</i>	2013	- Composite (Paradigm) - Leucita (IPS Empress CAD)	8	Estudia adaptación marginal	Cracks en dentina cuando restauración cerámica, no cracks con composite	Cemento de recubrim dual (Kuraray)	Diente
<i>Stona y cols. (27)</i>	2015	- Feldespática (CEREC VITABLOCKS Mark II) - Leucita (IPS Empress CAD) - Disilicato litio (IPS e.max CAD)	10	405/454N 1169/1240 N 1378/1025 N	- Éxito (sin cambio) - Fracaso (fractura, chipping, cracks) - Supervivencia	Cemento resina RELYX U200 (3M ESPE)	Implante
<i>Wolf y cols. (21)</i>	2008	Feldespática (Vitablocs Mark II)	15	1838 N+/- 115N	Fractura cohesiva Fractura adhesiva	Multilink (Ivoclar Vivadent)	Implante
<i>Yang y cols. (13)</i>	2014	- Feldespática (CEREC) - Disilicato litio (IPS e.max CAD) - Zirconia (inCoris ZI)	6	1226/2281 N 1406/2494 N 1959/2732 N	60% de todas presentaban fractura interfase cemento-dentina	Cemento auto-adhesivo (Multilink Speed)	Diente

Tabla 13. Tabla comparativa de materiales, resistencia, modo de fractura y cementado de diferentes estudios.

7.4.1. Resistencia a fuerzas compresivas

Clínicamente, las restauraciones dentales están sometidas a fuerzas cíclicas de 60 a 250 N durante la función y a 500 a 800 N en periodos cortos, sin embargo el rango varía de acuerdo con la localización; las fuerzas oclusales

máximas van de 400 a 890 N en la región molar, de 222 a 445 N en la zona premolar , de 133 a 334 N en la zona canina y de 89 a 111 N en la región incisiva (3).

Encontramos diferentes valores de fuerzas masticatorias citados por otros autores, por ejemplo que las fuerzas normales aplicadas en un premolar, corresponden a valores de 100 a 300 N , con la excepción de los pacientes bruxistas, para los cuales los valores están entre 500 N y 800 N (27).

Debemos tener en cuenta que en la mayoría de estudios sobre la resistencia a la fractura realizados no tienen en cuenta ciertas situaciones clínicas; la fuerza se aplica de manera perpendicular y sin efecto hidrotermal, cuando en boca nos podemos encontrar con fuerzas laterales sumadas a efectos hidrotermales y ciertos riesgos como puede ser el morder algún objeto duro (38,118).

En nuestro estudio respecto a la resistencia a la fractura de los materiales estudiados, se encontraron diferencias estadísticamente significativas a nivel de resistencia a la fractura entre los tres materiales ($p=0,0001$). Las coronas que mostraron más resistencia a la fractura fueron las coronas metal-cerámica (MC) seguidas de las de resina reforzada LavaTM Ultimate (LU) y de las de cerámica híbrida Vita Enamic® (VE), sin existir diferencias estadísticamente significativas entre estas dos últimas.

Los valores que se obtuvieron para las coronas de metal-cerámica fueron (2011,20 N \pm 352,5 N), que son similares a los obtenidos por Sola y cols. (81) donde oscilan entre 1931 N y 2819 N y superiores a los obtenidos en otros estudios como el de Suleiman y Von Steyern (33) donde fueron de 1725 N \pm 220 N, y el de Campos y cols. (82) donde fueron de 1691 N \pm 236 N.

En el estudio de Bonfante y cols donde realizan coronas metal-cerámica y coronas de resina reforzada (LU), los valores que obtuvieron en la resistencia a la fractura fueron de 1871 N para metal-cerámica que son valores similares a los obtenidos en nuestro estudio y 1748 N para resina reforzada (LU) que son valores

superiores a los que obtuvimos en nuestro estudio.

Hosseini y cols. (141) que comparó coronas sobre implantes de metal-cerámica y totalmente cerámicas también obtuvo mejores resultados con las coronas metal-cerámicas.

Los valores que encontramos para las coronas de resina reforzada (LU) fueron (1142,42 N+/-279,502 N), que son similares a los encontrados en el estudio de El- Damanhoury y cols (110) 1583,20 N+/- 170,55 N.

Los valores encontrados por Carvalho y cols. (5) para resina reforzada (Lava™ Ultimate) fueron de 1333 N, que son similares a los obtenidos en el presente estudio. En el estudio de Carvalho y cols. (5) registraron valores de cerámicas CAD/CAM de disilicato de litio de 1400 N y concluyeron que no hay diferencias estadísticamente significativas entre ambos materiales, al igual que en nuestro estudio.

En el estudio de Chen y cols. (7) donde analizaron la resistencia a la fractura de discos de resina reforzada (LU) los resultados que se obtuvieron fueron de 1771 N+/- 265 N, superiores a los obtenidos en nuestro estudio. Para la cerámica IPS e.max CAD valores de 1613 N+/- 429 N, que son superiores a la cerámica híbrida utilizada en nuestro estudio, pero debemos destacar que la cerámica IPS e.max CAD no es la misma que utilizamos en nuestro estudio y que es una cerámica que tiene una estructura reforzada con disilicato de litio. También destacamos que este autor encontró un aumento en la resistencia de la resina reforzada (LU) cuando el material recibía tratamiento mediante chorreado antes de la cementación, a diferencia de la que no recibía (1097 N+/-149 N).

Los resultados que obtuvieron en el estudio de Awada y cols. (30), no los hemos comparado ya que se registraron en MPa, pero observamos que los valores de los resultados obtenidos para resina reforzada (LU) y los obtenidos para cerámica híbrida (VE) no muestran diferencias a la resistencia igual que se observó en nuestro estudio.

En el estudio realizado por de Kok y cols. (117) los valores de resistencia a la fractura de resina reforzada (LU) fueron de 1935 N \pm 217 N, para la cerámica híbrida (VE) fueron 2171 N \pm 307 N y para las coronas de cerámica e.max CAD valores de 2788 N \pm 488 N, los resultados que se obtuvieron en este estudio fueron superiores a los obtenidos por nosotros, aunque no se encuentra diferencias estadísticamente significativas entre la resina reforzada (LU) y la cerámica híbrida (VE) al igual que en nuestro estudio.

En nuestro estudio se observó que envejecimiento afectó negativamente a la resistencia a la fractura de las coronas metal-cerámica (MC) (2011,2 N \pm 352,5 N), tanto mediante termociclado (T) (1494,0 N \pm 326,913 N) como mediante termociclado y carga cíclica (TC) (1480,4 N \pm 418,277 N). Sin existir diferencias estadísticamente significativas entre los dos tipos de tratamientos.

Las coronas que mostraron mejor resistencia fueron las coronas metal-cerámica sin tratamiento (2011,2 N \pm 352,5 N), seguidas de las coronas metal-cerámica con envejecimiento (sin importar el tipo de envejecimiento).

Las coronas de resina reforzada (LU) y las coronas de cerámica híbrida (VE) no presentaron diferencias estadísticamente significativas entre ellas respecto a la resistencia a la fractura, ni entre el tipo de envejecimiento recibido. Los valores de resistencia a la fractura oscilaron entre 936,7 N y 1142,43 N, siendo estos valores inferiores a los que se obtuvieron con las coronas metal-cerámica.

Respecto a la resistencia a fractura, de las coronas de resina reforzada (LU) y las de cerámica híbrida (VE) con y sin envejecimiento no mostraron diferencias estadísticamente significativas. El mismo resultado se encontró en el estudio de Stona y cols (27) donde compara la resistencia a la fractura de diferentes materiales CAD/CAM para realizar coronas totalmente cerámicas sobre muñones de implantes aplicando termociclado y carga cíclica como envejecimiento, encuentra que no existen diferencias en las resistencia a la fractura de las muestras que han recibido envejecimiento y las que no.

A diferencia en el estudio de Attia y cols. (8) que estudiaron la influencia del envejecimiento en coronas CAD/CAM de resina de composite y de cerámica observaron que los tratamientos de termociclado y carga cíclica afectan negativamente a la resistencia de los materiales.

En cambio en el estudio de Yang y cols. (13) que estudiaron la resistencia a la fractura de 3 materiales cerámicos CAD/CAM para realizar coronas, encuentran que si afectaron los tratamientos de envejecimiento aplicados a las muestras, pero que el tratamiento de envejecimiento que afecta más es la combinación de termociclado y carga cíclica, ya que el envejecimiento mediante termociclado o carga cíclica independientemente dan los mismos resultados.

En nuestro estudio hemos observado que el envejecimiento afecta a la resistencia de las coronas MC y no a los otros dos materiales, independientemente del tipo de tratamiento realizado en las muestras para el envejecimiento. Cabe destacar que en nuestro estudio se realizó la carga cíclica y el termociclado conjuntamente, lo que puede explicar la diferencias en los resultados obtenidos por Yang y cols. (13).

Si analizamos independientemente los materiales podemos observar que la cerámica híbrida (VE) (1136,3 N +/- 228,468 N) disminuye la resistencia a la fractura si se ha sometido a envejecimiento sin que existan diferencias en el tipo de envejecimiento recibido. Termociclado: (977,0 N +/- 161,258 N), Termociclado y carga cíclica (936,7N +/- 183,649 N). En cambio la resina reforzada (LU)(1142,43 N +/- 279,502 N) no se ve afectada por el envejecimiento. Termociclado: (1183,30 N +/- 169,16 N), Termociclado y carga cíclica (1043,5 N +/- 199,259 N).

En el estudio realizado por Carvalho y cols. (5) donde analizaron la resistencia a la fractura de tres sistemas CAD/CAM, dos totalmente cerámicos y uno de resina reforzada, todas sus restauraciones empezaron a fracasar como media a los 1000 N. En nuestro estudio las restauraciones CAD/CAM empiezan a fracasar a los 1070 N aproximadamente.

En el estudio de Keul y cols. (56) se evaluó la importancia del tratamiento de las restauraciones CAD/CAM tanto de resina como de cerámica antes del cementado, y concluyó que era estadísticamente significativo.

7.4.2. Modo de fractura

En nuestro estudio se observó que ninguna de las coronas realizadas se deterioraba durante los procesos de envejecimiento y se comprobó mediante observación con lentes de aumento posterior al envejecimiento, la ausencia de *cracks*.

A diferencia de nuestro estudio, en el estudio de Cavusogly y cols. (142), donde estudiaron la resistencia a la fractura de dos cerámicas CAD/CAM cementadas sobre pilares de implantes sometidas a carga cíclica, encontraron que las coronas vitrocerámicas de aluminia-silicato se fracturaban o presentaban *craks* durante la carga cíclica y que las realizadas con vitrocerámica con leucita, el 20% presentaban *craks* durante la carga cíclica, en cambio el 80% restantes no se fracturaron, pero si se fracturaron al intentar retirarlas.

En nuestro estudio las coronas metal-cerámica presentan un patrón de fractura totalmente diferente a los otros dos tipos de materiales estudiados. En el 100% se produce una descascarillamiento o *chipping* de la cerámica de recubrimiento.

En el estudio de Bonfante y cols. (70) que compararon coronas de resina reforzada CAD/CAM y coronas de metal-cerámica también observaron que el modo de fractura es diferente entre los materiales. Al igual que en nuestro estudio en las coronas de resina reforzada se observó una fractura irrestaurable y en las de metal-cerámica se fracturaba la cerámica de recubrimiento (*Chipping*).

Kim y cols. (53) señalaron en su estudio, que en las restauraciones metal-cerámica no se producía la fractura común de las restauraciones cerámicas, que es la fractura total; ya que el metal que se encuentra bajo la cerámica previene la fractura radial de la porcelana, en cambio en las restauraciones cerámicas la

tensión se transmite primero a la cerámica de recubrimiento y luego al núcleo y se fractura por completo.

En el estudio de Oilo y cols. (86) donde simularon la fractura clínica de tres tipos de coronas totalmente cerámicas: zirconia, alúmina infiltrada y vitrocerámica de disilicato de litio. Encontraron que las coronas de zirconia mostraban mayor resistencia a la fractura, pero que en todas las fracturas se producía el mismo modo de fractura, fractura total, que es la fractura que afecta al núcleo y al recubrimiento. Al igual que obtenemos en nuestro estudio para las coronas CAD/CAM de resina y cerámica.

Kim y cols. (38) estudiaron dos coronas totalmente cerámicas CAD/CAM: una de zirconia y otra de disilicato de litio monolítica. En las coronas de zirconio se observó algún caso de *chipping*, pero en las coronas de disilicato de litio la fractura fue total. Los valores de resistencia que obtuvieron fueron más altos que los obtenidos en nuestro estudio. El autor remarca la importancia del material y la importancia del diseño del muñón para un buen soporte de la corona.

El modo de fractura de las coronas de resina reforzada (LU) y las de cerámica híbrida (VE) es fractura cohesiva. Las fracturas se producen en sentido mesiodistal, fracturándose la corona totalmente, en el 50% de los casos permanece el 50% de la restauración adherida al muñón y en el otro 50% no hay restauración adherida al muñón. En ninguno de los dos casos la fractura de la restauración se considera reparable.

Stona y cols. (27) que estudiaron la resistencia a la fractura de diferentes materiales CAD/CAM para realizar coronas totalmente cerámicas sobre muñones de implantes, tienen el mismo patrón de fractura cohesiva. Como diferencia en su estudio no observaron restos de cementos adheridos al muñón, que en nuestro caso sí se observó y lo atribuimos al tratamiento de superficie realizado en el muñón previo a la cementación. En nuestro estudio se distinguió entre las coronas de coronas de resina reforzada (LU) que encontramos restos de cemento en

todos los muñones de titanio, a diferencia de las coronas de cerámica híbrida (VE) donde no hay cemento adherido al muñón.

El modo de fractura que observaron El-Damanhoury y cols. (110) es similar al de nuestro estudio, ya que la restauración se descementa completamente o se fractura la restauración sin fracturar el diente donde se había cementado.

El modo de factura que observaron Carvalho y cols. (5) cuando las coronas están sometidas al test de fatiga, es el mismo que se observó en nuestro estudio, estos autores lo catalogan como fractura catastrófica adhesiva no restaurable, que al igual que nuestras coronas CAD/CAM al fracturarse son irrestaurables.

Se debe ser cauto con la extrapolación de los resultados obtenidos con estudios laboratorio, ya que los estudios *in vitro* no reproducen totalmente la situación real en la cavidad oral. Sin embargo, de acuerdo con los resultados obtenidos, se puede recomendar que las coronas de resina reforzada (LU) y las de cerámica híbrida (VE) cementadas sobre un muñón sólido de titanio muestran suficiente resistencia para soportar las fuerzas de la masticación normal a nivel premolar. Para determinar el tipo de restauración es importante que el clínico tenga en cuenta las características propias del paciente como edad, presencia de hábitos parafuncionales, fuerza masticatoria, así como el coste del material (27).

De acuerdo a los resultados obtenidos se acepta la hipótesis alternativa 1, referente a la existencia de diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de coronas CAD/CAM de resina reforzada (Lava™ Ultimate), de cerámica híbrida (Vita Enamic®) y coronas metal-cerámica realizadas con la técnica convencional, sometidas a diferentes procesos de envejecimiento (no envejecimiento, termociclado de 2.000 ciclos o termociclado de 2.000 ciclos y posterior carga cíclica de 120.000 ciclos).

De acuerdo a los resultados obtenidos la hipótesis alternativa 2 se acepta en lo referente a la existencia de dependencia entre el modo de fractura y el material de las coronas, y se rechaza en lo referente a la existencia de dependencia entre el modo de fractura y el proceso de envejecimiento.

8. CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos y a las limitaciones del presente estudio *in vitro*, podemos concluir:

1. Las coronas metal-cerámica presentaron una resistencia a la fractura (1661,86 N+/- 365,89 N) superior a las coronas de resina reforzada (Lava™ Ultimate) y de cerámica híbrida (Vita Enamic®), aun habiendo sido sometidas a termociclado y a termociclado y posterior carga cíclica.
2. Las coronas metal-cerámica que no fueron sometidas a envejecimiento presentaron una resistencia a la fractura superior a las que se les realizó el envejecimiento, no habiendo diferencias entre el termociclado y el termociclado y posterior carga cíclica.
3. Las coronas de resina reforzada y las coronas de cerámica híbrida no vieron afectada su resistencia a la fractura cuando fueron sometidas a los dos tipos de envejecimiento.
4. Las coronas metal-cerámica presentaron fractura sólo por *chipping*, mientras que las coronas de resina reforzada y de cerámica híbrida, presentaron fracturas parciales y totales en porcentajes similares, ambas fracturas las inhabilitarían para su continuidad en boca.
5. El modo de fractura dependió del material de las coronas y no del tratamiento de envejecimiento recibido.
6. Aun existiendo diferencias en cuanto a los valores de resistencia, todas las coronas superaron los rangos habituales de las fuerzas masticatorias haciéndolas igualmente aceptables para su uso clínico a nivel premolar.

9. PERSPECTIVAS DE FUTURO

Replicar el presente estudio con otros materiales cerámicos CAD/CAM de óxido de zirconio estabilizado con itrio monolítico, coronas de disilicato de litio monolíticas y coronas de cerámica vítrea con dióxido de zirconio, para poder compararlos con los resultados obtenidos en este estudio.

Realizar con la misma metodología un estudio valorando como afectan a la resistencia las fuerzas en el eje no axial y comparar los resultados obtenidos con los del presente estudio.

Realizar con la misma metodología un estudio envejeciendo los materiales con termociclado y carga cíclica a la vez y contrastar los nuevos valores con los valores obtenidos en el presente estudio.

Realizar un estudio *in vivo* para valorar la supervivencia a nivel clínico de estos tres materiales estudiados.

10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Martínez-Rus F, Ferreiroa A, Özcan M, Bartolomé JF, Pradíes 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):1448–55.
2. Magne P, Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(11):1275–81.
3. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson P a, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont* .2008;17(5):370–7.
4. Sakoguchi K, Minami H, Suzuki S, Tanaka T. Evaluation of fracture resistance of indirect composite resin crowns by cyclic impact test: Influence of crown and abutment materials. *Dent Mater J*. 2013;32(3):433–40.
5. Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*. The Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry; 2014;111(4):310–7.
6. He L-H, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater*. The Academy of Dental Materials; 2011;27(6):527–34.
7. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*. The Academy of Dental Materials; 2014;30(9):954–62.
8. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* . 2006; 95(2):117–23.
9. Tsitrou E A, Northeast SE, van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent*. 2007;35(1):68–73.
10. Ghazy M, El-Mowafy O, Roperto R. Microleakage of porcelain and composite machined crowns cemented with self-adhesive or conventional resin cement. *J Prosthodont*. 2010;19(7):523–30.
11. Ramírez-Sebastià A, Bortolotto T, Roig M, Krejci I. Composite vs ceramic computer-aided design/computer-assisted manufacturing crowns in endodontically treated teeth: analysis of marginal adaptation. *Oper Dent*. 2013;38(6):663–73.

12. Abduo J, Lyons K. Rationale for the use of CAD/CAM technology in implant prosthodontics. *Int J Dent*. 2013;ID:768121.8pag.
13. Yang R, Arola D, Han Z, Zhang X. A comparison of the fracture resistance of three machinable ceramics after thermal and mechanical fatigue. *J Prosthet Dent*. Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry; 2014;112(4): 878–85.
14. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*. 2011;56 Suppl 1: 97–106.
15. Fasbinder DJ. Chairside Cad-cam an overview of restorative material options.pdf. *Compend Contin Educ Dent*. 2012;33(1):52–8.
16. Arocha M a, Basilio J, Llopis J, Di Bella E, Roig M, Ardu S, et al. Colour stainability of indirect CAD-CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *J Dent*. 2014;42(7):831–8.
17. Andriani W, Suzuki M, Bonfante E a, Carvalho RM, Silva NR, Coelho PG. Mechanical testing of indirect composite materials directly applied on implant abutments. *J Adhes Dent*. 2010;12(4):311–7.
18. Coldea A, Swain M V, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*. The Academy of Dental Materials; 2013;29(4):419–26.
19. Fasbinder DJ. Materials for Chairside CAD/CAM Restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(9):702–4,706, 708–9.
20. Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CHF. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: Effect of aging regimens. *Clin Oral Investig*. 2012;16(6):1669–77.
21. Wolf D, Bindl A, Schmidlin P, Luthy H, Morman W. Strength of CAD/CAM-generated Esthetic Ceramic Molar Implant Crowns. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2008;23(4):609–18.
22. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*. The Academy of Dental Materials; 2014;30(5):564–9.
23. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *Open Dent J*. 2013;7:118–22.

24. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(SUPPL.6):2–21.
25. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:308–24.
26. Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dent Mater*. 2007;23(3):296–301.
27. 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*. Elsevier Inc; 2015;146(7):501–7.
28. Wittneben J-G, Millen C, Brägger 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.
29. Helvey GA. Classifying Dental Ceramics: Numerous Materials and Formulations Available for Indirect Restorations. *Compendium*. 2014;35(1):38–43.
30. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry; 2015;1–7.
31. Shillingburg HT. *Fundamentos esenciales en prótesis fija*. 3ª ed. Barcelona: Quintessence; 2006.
32. Michalakis KX, Stratos A, Hirayama H, Kang K, Touloumi F, Oishi Y. Fracture resistance of metal ceramic restorations with two different margin designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2009; 102(3):172–8.
33. Suleiman SH, 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):1280–9.
34. Walton T. An up to 15-Year Longitudinal Study of 515 Metal-Ceramic FPDs: Part 1. Outcome. *Int J Prosthodont*. 2002;15(5):439–45.

35. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* 2004; 48(2):viii, 513–30.
36. Stober T, Dent M, Nat R. Occlusal Wear of Metal-Free Ceramic-Filled Polymer Crowns. *Int J Prosthodont.* 2008; 21(2):161–6.
37. Touati B. Innovative dental ceramics: expanding the material alternatives. *Pract Proced aesthetic Dent PPAD.* 2005;17(5):357–8.
38. Kim JH, Lee S-J, 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;22:66–70.
39. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011;56(SUPPL. 1):84–96.
40. Zhang Yu, Sailer Irena LBR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent.* 2013; 41(12):1135–47.
41. Lehmann Franziska, Spiegl Katrin, Eickemeyer Grit RP. Adhesively Luted , Metal-free Composite Crowns after five years. *J Adhes Dent.* 2009;11;6: 493-8.
42. Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater. The Academy of Dental Materials;* 2014;30(4): 424–32.
43. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva N, Bonfante EA. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *International J Prosthodont.* 2015;28(1): 227–35.
44. Giordano R, McLaren E. Ceramics overview: Classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9):682–4,686,688.
45. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* 2013;57(4):236–61.
46. Chang J-S, Ji W, Choi C-H, Kim S. Catastrophic failure of a monolithic zirconia prosthesis. *J Prosthet Dent. Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry;* 2015; 113(2):86–90.
47. Rosentritt M, Rembs A, Behr M, Hahnel S, Preis V, Cam CAD. ScienceDirect In vitro performance of implant-supported monolithic zirconia crowns : Influence of patient- specific tooth-coloured abutments with titanium adhesive bases. *J Dent.* 2015; 43(7): 839–45.

48. Martínez-Rus F, Ferreiroa A, Ozcan M. PG. Marginal Discrepancy of Monolithic and Veneered All-Ceramic Crowns on Titanium and Zirconia Implant Abutments Before and After Adhesive Cementation : A Scanning Electron Microscopy Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2013;28(2):480–7.
49. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont [Internet].* 2012;21(1):28–32.
50. Rekow ED, Silva NRF a, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res.* 2011;90(8):937–52.
51. Taskonak B, Griggs J a, Mecholsky JJ, Yan J-H. Analysis of subcritical crack growth in dental ceramics using fracture mechanics and fractography. *Dent Mater.* 2008; 24(5):700–7.
52. Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CFJ. All-ceramic partial coverage restorations--midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *J Dent .* 2009;37(8): 627–37.
53. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of Porcelain-veneered Structures in Fatigue. *J Dent Res.* 2007;86(2):142–6.
54. Spitznagel F a., Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin Bond to Indirect Composite and New Ceramic/Polymer Materials: A Review of the Literature. *J Esthet Restor Dent.* 2014;26(6):382–93.
55. Dupriez ND, von Koeckritz A-K, Kunzelmann K-H. A comparative study of sliding wear of nonmetallic dental restorative materials with emphasis on micromechanical wear mechanisms. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater .* 2014;103(4):925–34.
56. Keul C, Müller-Hahl M, Eichberger M, Liebermann A, Roos M, Edelhoff D, et al. Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM polymers and resin composite cements. *J Dent.* 2014;42(9):1105–14.
57. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013 ;20:113–25.
58. Peampring C. Restorative management using hybrid ceramic of a patient with severe tooth erosion from swimming : a clinical report. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(5):423–6.

59. Quinn JB, Quinn GD. Material properties and fractography of an indirect dental resin composite. *Dent Mater. The Academy of Dental Materials*; 2010;26(6):589–99.
60. Shimizu H, Hisama K, Kurtz KS, Takahashi Y, Sato H. Failure probability of implant-supported restorations using highly filled all-composite crowns. *Quintessence Int.* 2007;38(7):e374–8.
61. Ohlmann B, Gruber R, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Optimizing preparation design for metal-free composite resin crowns. *J Prosthet Dent.* 2008;100(3):211–9.
62. Patel N. Contemporary Dental CAD/CAM: Modern Chair side/Lab Applications and the Future of Computerized Dentistry. *Compend Contin Educ Dent.* 2014;35(10):739–46.
63. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams. *Int J Dent. Hindawi Publishing Corporation*; 2014;2014:1–15.
64. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44–56.
65. Euan R, Figueras-Alvarez O, Cabratosa-Termes J, Brufau-de Barbera M, Gomes-Azevedo S. Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. *J Prosthodont.* 2012;21(4):291–5.
66. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani a. CEREC CAD/CAM Chairside System. *Oral Implantol (Rome).* 2014;7(3):57–70.
67. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro T a PN, Zancopé K, Davi LR, et al. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent. Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry*; 2014;112(0):1134–40.
68. Zimmermann M, Mehl A, Reich S. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J Comput Dent.* 2013;16(2):173–81.
69. Blum IR, Jagger DC, Wilson NHF. Defective dental restorations: to repair or not to repair? Part 2: All-ceramics and porcelain fused to metal systems. *Dent Update.* 2011;38(3):150–2, 154–6, 158.
70. Bonfante EA., Suzuki M, Lorenzoni FC, Sena L a., Hirata R, Bonfante G, et al. Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM

- resin nanoceramic crowns. *Dent Mater. The Academy of Dental Materials*; 2015;1–10.
71. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CHF, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(SUPPL. 4):4–31.
 72. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(SUPPL. 3):86–96.
 73. Craig R, Ward M, Bascones Martinez A. *Materiales de odontología restauradora*. 10th ed. Madrid: Harcourt Brace; 1998.
 74. Lohbauer U, Krämer N, Petschelt A, Frankenberger R. Correlation of in vitro fatigue data and in vivo clinical performance of a glassceramic material. *Dent Mater.* 2008;24(1):39–44.
 75. Anusavice KJ, Roberts N. Standardizing Failure, Success, and Survival Decisions in Clinical Studies of Ceramic and Metal-Ceramic Fixed Dental Prostheses. *Dent Mater.* 2013;28(1):102–11.
 76. Von Steyern PV, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil.* 2006;33(9):682–9.
 77. International Organization for Standardization. ISO-6872:2008. *Dentistry-ceramic materials*. Geneva: ISO; 2008. Available at: <http://www.iso.org/iso/home/store.htm>.
 78. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil.* 2006;33(2):380–6.
 79. International Organization for Standardization. ISO-14801. *Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants*. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 2007.
 80. Gehrke SA, Pereira FDA. Changes in the Abutment-Implant Interface in Morse Taper Implant Connections After Mechanical Cycling : A Pilot Study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2014;29(4):791–8.
 81. Solá-ruiz MF, Agustín-panadero R, Campos-estellés C, Labaig-rueda C. Post-fatigue fracture resistance of metal core crowns : Press-on metal

- ceramic versus a conventional veneering system. *J Clin Exp Dent*. 2015;7(2):278–83.
82. Campos RE, Soares CJ, Quagliatto PS, Soares PV, de Oliveira OB, Santos-Filho PCF, et al. In vitro study of fracture load and fracture pattern of ceramic crowns: a finite element and fractography analysis. *J Prosthodont*. 2011;20(6):447–55.
83. Yildiz C, Vanlioğlu BA, Evren B, Uludamar A, Ozkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J*. 2013;32(1):42–7.
84. Mallat Desplats E, Mallat Callís E. *Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior*. 1a ed. Barcelona: Quintessence; 2001. 404 p.
85. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2010;23(6):493–502.
86. Oilo M, Kvam K, Gjerdet NR. Simulation of clinical fractures for three different all-ceramic crowns. *Eur J Oral Sci*. 2014;122(3):245–50.
87. Addison O, Fleming GJP, Marquis PM. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dent Mater*. 2003;19(4):291–7.
88. Itinoche KM, Özcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater*. 2006;22(11):1029–34.
89. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27(2):89–99.
90. Zhang Y, Lawn BR. Long-term strength of ceramics for biomedical applications. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2004;69(2):166–72.
91. Fischer J, Zbären C, Stawarczyk B, Hämmerle CHF. The effect of thermal cycling on metal-ceramic bond strength. *J Dent*. 2009;37(7):549–53.
92. Ardu S, Braut V, Uhac I, Benbachir N, Feilzer AJ, Krejci I. Influence of mechanical degradation on surface gloss of resin composite materials. *Am J Dent*. 2009; 22(5): 264-8.
93. Palmer D, Barco M, Billy E. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*. 1992;67(2):325–7.

94. Shortall A. Microleakage, marginal adaptation and composite resin restorations. *Br Dent J.* 1982;153(6):223–7.
95. Ernst C-P, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig.* 2004;8(3):130–8.
96. Moore RJ, Watts JTF, Hood J a a, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod.* 1999;21(3):249–61.
97. Youngson CC, Barclay CW. A pilot study of intraoral temperature changes. *Clin Oral Investig.* 2000;4(3):183–9.
98. Suleiman SH, 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):1280–9.
99. Ehrenberg D, Weiner G, 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):230–6.
100. Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes, J Figueras-Alvarez 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):600–5.
101. 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):130–7.
102. Stawarczyk B, Özcan M, Roos M, Trottmann A, Hämmerle CHF. Fracture load and failure analysis of zirconia single crowns veneered with pressed and layered ceramics after chewing simulation. *Dent Mater J.* 2011;30(4):554–62.
103. Agustin-Panadero R, Mateos-Palacios R, Roman-Rodriguez J, Sola-Ruiz M, Fons-Font a. Influence of surface preparation on fracture load of resin composite-based repairs. *J Clin Exp Dent.* 2015;7(1):e80–3.
104. Karl M, Kelly JR. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. *Dent Mater.* 2009 Nov; 25(11):1426–32.
105. Kelly JR, Rungruanant P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent. The Editorial Council of the Journal of Prosthetic Dentistry;* 2010;104(4):228–38.

106. Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Chewing Pressure vs . Wear of Composites and Opposing Enamel Cusps. *J Dent Res.* 1992;71(8):1525–9.
107. Magne P, Paranhos MPG, Burnett LH, Magne M, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutments. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(2):195–200.
108. Bonfante EA, Suzuki M, Lubelski W, Thompson VP, de Carvalho RM, Witek L, et al. Abutment design for implant-supported indirect composite molar crowns: reliability and fractography. *J Prosthodont.* 2012; 21(8):596–603.
109. Almeida EO, Jr ACF, Bonfante EA, Marotta L, Silva NRFA, Coelho PG. Mechanical Testing of Implant-Supported Anterior Crowns with Different Implant / Abutment Connections. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2013;
110. El-Damanhoury H, Haj-Ali R, Platt J. Fracture Resistance and Microleakage of Endocrowns Utilizing Three CAD-CAM Blocks. *Oper Dent .* 2014 30; 40(2): 201–10.
111. Lühns AK, Pongprueksa P, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dent Mater. The Academy of Dental Materials;* 2014;30(3):281–91.
112. Kimmich M, Stappert CF. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *J Am Dent Assoc.* 2013;144(1):31–44.
113. Bacchi A., Dobson A., Ferracane JL, Consani R, Pfeifer CS. Thio-urethanes Improve Properties of Dual-cured Composite Cements. *J Dent Res.* 2014;93(12):1320–5.
114. Carnaggio T V, Conrad R, Engelmeier RL, Gerngross P, Paravina R, Perezous L, et al. Retention of CAD/CAM All-Ceramic Crowns on Prefabricated Implant Abutments: An In Vitro Comparative Study of Luting Agents and Abutment Surface Area. *J Prosthodont.* 2012;21(7):523–8.
115. Mehl C, Dent M, Harder S, Dent M, Shahriari A. Influence of Abutment Height and Thermocycling on Retrieval of Cemented Implant-Supported Crowns. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2012;27(5):1106–15.
116. Attia A. Influence of surface treatment and cyclic loading on the durability of repaired all-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci.* 2010;18(2):194–200.

117. De Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent. Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry*; 2015;114(1):59–66.
118. Kim E-S, Shin S-Y. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *J Adv Prosthodont*. 2013;5(1):21–8.
119. Friedlander LD, Munoz C A, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Part 1. *Int J Prosthodont*. 1990;3(2):159–68.
120. Doyle MG, Munoz C A, Goodacre CJ, Friedlander LD, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Part 1. *Int J Prosthodont*. 1990;3(3):241–8.
121. Bottino MA, Valandro LF, Buso L, Ozcan M. The influence of cervical finish line, internal relief, and cement type on the cervical adaptation of metal crowns. *Quintessence Int*. 2007;38(7):e425–32.
122. Magne P, Silva M, Oderich E, Boff LL, Enciso R. Damping behavior of implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(2):143–8.
123. Vairo G, Sannino G. Comparative evaluation of osseointegrated dental implants based on platform-switching concept: Influence of diameter, length, thread shape, and in-bone positioning depth on stress-based performance. *Comput Math Methods Med*. 2013;2013.
124. Elsaka SE, Swain M V. Effect of surface treatments on the adhesion of self-adhesive resin cements to titanium. *J Adhes Dent*. 2013 Feb;15(1):65–71.
125. Almeida EO, Jr ACF, Bonfante E a, Marotta L, Silva NRF a, Coelho PG. Mechanical Testing of Implant-Supported Anterior Crowns with Di ff erent Implant / Abutment Connections. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2013;28(1):103–8.
126. Lührs AK, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Composite cements benefit from light-curing. *Dent Mater. The Academy of Dental Materials*; 2014;30(3):292–301.
127. Sakoguchi K, Minami H, Suzuki S, Tanaka T. Evaluation of fracture resistance of indirect composite resin crowns by cyclic impact test: Influence of crown and abutment materials. *Dent Mater J*. 2013;32(3):433–40.

128. Sabatini C, Patel M, D'Silva E. In vitro shear bond strength of three self-adhesive resin cements and a resin-modified glass ionomer cement to various prosthodontic substrates. *Oper Dent*. 2013;38(2):186–96.
129. Ishikiriama A, Oliveira JF, Vieira D, Mondelli J. Influence of some factors on the fit of cemented crowns. *J Prosthet Dent*. 1981;45(4):400–4.
130. Pattanaik B, SJ N. An evaluation of retention and marginal seating of Ni- Cr alloy cast restorations using three different luting cements: an in vitro study. *Indian J Dent Res*. 2012;23(1):20–5.
131. Ernst C, Wenzl N, Stender E, Willershausen B. Retentive strengths of cast gold crowns using glass ionomer, compomer, or resin cement. *J Prosthet Dent*. 1998;79(4):472–6.
132. Pegoraro L, Garbin C, Bonfante G, Do Valle A. A comparison of bond strengths of complete crowns using two types of cements and three cleaning agents. *Braz Dent J*. 1998;9(1):25–31.
133. Gorodovsky S, Zidan O. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. *J Prosthet Dent*. 1992;68(2):269–74.
134. Weaver J, Johnson G, Bales D. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1991;66(6):747–53.
135. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(SUPPL.6):22–38.
136. Pan YH, Ramp LC, Lin CK, Liu PR. Retention and leakage of implant-supported restorations luted with provisional cement: A pilot study. *J Oral Rehabil*. 2007;34(3):206–12.
137. 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):793–8.
138. Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater*. The Academy of Dental Materials; 2011; 27(2):e10–9.
139. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2004; 92(6): 551–6.

140. Cho H, Dong J, Jin T, Oh S, Lee H, Lee J. 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.
141. Hosseini M, Kleven E, Gotfredsen K. Fracture mode during cyclic loading of implant-supported single-tooth restorations. *J Prosthet Dent. The Editorial Council of the Journal of Prosthetic Dentistry*; 2012;108(2):74–83.
142. Çavuşoğlu Y, Şahin E, Gürbüz R, Akça K. Fatigue Resistance of 2 Different CAD/CAM Glass-Ceramic Materials Used for Single-Tooth Implant Crowns. *Implant Dent.* 2011;20(5):374–8.

11. ANEXO

11.1. Anexo 1. Tabla de resultados de resistencia a la fractura.

MATERIAL	ENVEJECIMIENTO	RESISTENCIA FRACTURA	MODO FRACTURA
LAVA™ ULTIMATE	NO ENVEJECIMIENTO	917	TOTAL
LAVA™ ULTIMATE	NO ENVEJECIMIENTO	854	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	NO ENVEJECIMIENTO	1267	TOTAL
LAVA™ ULTIMATE	NO ENVEJECIMIENTO	1120	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	NO ENVEJECIMIENTO	1251	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	NO ENVEJECIMIENTO	871	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	NO ENVEJECIMIENTO	1521	TOTAL
LAVA™ ULTIMATE	NO ENVEJECIMIENTO	762	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	NO ENVEJECIMIENTO	1344	TOTAL
LAVA™ ULTIMATE	NO ENVEJECIMIENTO	1516	TOTAL
VITA ENAMIC®	NO ENVEJECIMIENTO	1097	PARCIAL
VITA ENAMIC®	NO ENVEJECIMIENTO	1193	PARCIAL
VITA ENAMIC®	NO ENVEJECIMIENTO	1203	TOTAL
VITA ENAMIC®	NO ENVEJECIMIENTO	776	PARCIAL
VITA ENAMIC®	NO ENVEJECIMIENTO	1066	PARCIAL
VITA ENAMIC®	NO ENVEJECIMIENTO	1106	PARCIAL
VITA ENAMIC®	NO ENVEJECIMIENTO	1250	TOTAL
VITA ENAMIC®	NO ENVEJECIMIENTO	1139	TOTAL
VITA ENAMIC®	NO ENVEJECIMIENTO	893	PARCIAL
VITA ENAMIC®	NO ENVEJECIMIENTO	1639	TOTAL
METAL CERAMIC	NO ENVEJECIMIENTO	1600	CHIPPING
METAL CERAMIC	NO ENVEJECIMIENTO	1613	CHIPPING
METAL CERAMIC	NO ENVEJECIMIENTO	2850	CHIPPING
METAL CERAMIC	NO ENVEJECIMIENTO	1970	CHIPPING
METAL CERAMIC	NO ENVEJECIMIENTO	2113	CHIPPING
METAL CERAMIC	NO ENVEJECIMIENTO	1982	CHIPPING
METAL CERAMIC	NO ENVEJECIMIENTO	1819	CHIPPING
METAL CERAMIC	NO ENVEJECIMIENTO	2007	CHIPPING
METAL CERAMIC	NO ENVEJECIMIENTO	1960	CHIPPING
METAL CERAMIC	NO ENVEJECIMIENTO	2198	CHIPPING
LAVA™ ULTIMATE	TERMOCICLADO	978	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	TERMOCICLADO	1365	TOTAL
LAVA™ ULTIMATE	TERMOCICLADO	950	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	TERMOCICLADO	1023	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	TERMOCICLADO	1313	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	TERMOCICLADO	1294	TOTAL
LAVA™ ULTIMATE	TERMOCICLADO	1180	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	TERMOCICLADO	1430	TOTAL
LAVA™ ULTIMATE	TERMOCICLADO	1079	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	TERMOCICLADO	1221	TOTAL
VITA ENAMIC®	TERMOCICLADO	1096	TOTAL
VITA ENAMIC®	TERMOCICLADO	970	PARCIAL
VITA ENAMIC®	TERMOCICLADO	1105	PARCIAL
VITA ENAMIC®	TERMOCICLADO	1146	TOTAL
VITA ENAMIC®	TERMOCICLADO	1004	TOTAL
VITA ENAMIC®	TERMOCICLADO	624	PARCIAL
VITA ENAMIC®	TERMOCICLADO	935	TOTAL
VITA ENAMIC®	TERMOCICLADO	1057	TOTAL
VITA ENAMIC®	TERMOCICLADO	786	PARCIAL
VITA ENAMIC®	TERMOCICLADO	1047	TOTAL
METAL CERAMIC	TERMOCICLADO	1883	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERMOCICLADO	855	CHIPPING

METAL CERAMIC	TERMOCICLADO	1653	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERMOCICLADO	1269	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERMOCICLADO	1556	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERMOCICLADO	1459	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERMOCICLADO	1238	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERMOCICLADO	1359	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERMOCICLADO	1890	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERMOCICLADO	1778	CHIPPING
LAVA™ ULTIMATE	TERM+CARGA CICLIC	1121	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	TERM+CARGA CICLIC	1049	TOTAL
LAVA™ ULTIMATE	TERM+CARGA CICLIC	600	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	TERM+CARGA CICLIC	997	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	TERM+CARGA CICLIC	1143	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	TERM+CARGA CICLIC	1249	TOTAL
LAVA™ ULTIMATE	TERM+CARGA CICLIC	1103	TOTAL
LAVA™ ULTIMATE	TERM+CARGA CICLIC	1214	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	TERM+CARGA CICLIC	807	PARCIAL
LAVA™ ULTIMATE	TERM+CARGA CICLIC	1152	TOTAL
VITA ENAMIC®	TERM+CARGA CICLIC	1053	PARCIAL
VITA ENAMIC®	TERM+CARGA CICLIC	780	PARCIAL
VITA ENAMIC®	TERM+CARGA CICLIC	851	TOTAL
VITA ENAMIC®	TERM+CARGA CICLIC	934	PARCIAL
VITA ENAMIC®	TERM+CARGA CICLIC	877	PARCIAL
VITA ENAMIC®	TERM+CARGA CICLIC	772	TOTAL
VITA ENAMIC®	TERM+CARGA CICLIC	775	PARCIAL
VITA ENAMIC®	TERM+CARGA CICLIC	1284	TOTAL
VITA ENAMIC®	TERM+CARGA CICLIC	1203	TOTAL
VITA ENAMIC®	TERM+CARGA CICLIC	838	PARCIAL
METAL CERAMIC	TERM+CARGA CICLIC	1864	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERM+CARGA CICLIC	1270	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERM+CARGA CICLIC	1123	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERM+CARGA CICLIC	1141	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERM+CARGA CICLIC	2165	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERM+CARGA CICLIC	827	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERM+CARGA CICLIC	1757	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERM+CARGA CICLIC	1746	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERM+CARGA CICLIC	1236	CHIPPING
METAL CERAMIC	TERM+CARGA CICLIC	1675	CHIPPING

11.4. Anexo 2. Carta de aprobación del estudio



Barcelona, 22 de enero de 2013

Sra. Sandra Fernández Villar
Antonio Agraz 18, Esc. B, 2º 1ª
08195, Sant Cugat del Vallès (Barcelona)

Estimada Sra.

Por la presente, le comunico que la Comisión Académica del Doctorado en Ciencias de la Salud, en la su sesión del 18 de enero de 2013, y una vez estudiada su solicitud ha acordado:

Se acuerda admitir a la Sra. Sandra Fernández Villar al Periodo de Investigación del Doctorado en Odontología.

Se acuerda aprobar el Proyecto de Tesis titulado "Resistencia a la fractura de dos sistemas de resina reforzada para la fabricación de coronas de recubrimiento completo sobre muñones de titanio" y nombrar al Dr. Josep Cabratosa como Director de la Tesis.

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. Deberá aportar este informe cuando lo obtenga. También deberá aportar una copia de la aprobación del Comité de Ética en la Investigación Clínica (CEIC).

Aprovecho la oportunidad para saludarlo cordialmente,

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

11.4. Anexo 3. Carta de aprobació CER



CARTA APROVACIÓ DIRECTA PROJECTE PEL CER

Codi de l'estudi: PRT-ELM-2013-01
Versió del protocol:1.0
Data de la versió:20/02/13
Títol:"Resistencia a la fractura de dos sistemas de resina reforzada para fabricación de coronas de recubrimiento completo sobre muñones de titanio"

Sant Cugat del Vallès, 27 de febrer de 2013

Investigadora: Sandra Fernández Villar

Títol de l'estudi: "Resistencia a la fractura de dos sistemas de resina reforzada para fabricación de coronas de recubrimiento completo sobre muñones de titanio"

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

Resumen

Las coronas metal-cerámica se han considerado la mejor opción de tratamiento durante muchos años tanto en la prótesis sobre dientes como en la prótesis sobre implantes, pero las demandas estéticas de los pacientes y la búsqueda de materiales sin metal han hecho que cada vez aumente más el uso de restauraciones libres de metal como son las restauraciones totalmente cerámicas y las de resina reforzada. Esto sumado a la evolución que los sistemas CAD/CAM y al desarrollo de materiales que se puedan realizar mediante estos sistemas, han ampliado la oferta de materiales para realizar una restauración.

En este estudio se valoró la resistencia a la fractura y el modo de fractura de coronas de resina reforzada y de cerámica híbrida comparándolas con coronas de metal-cerámica como grupo control, y si afectaban, o no, los procesos de envejecimiento (termociclado y carga cíclica) en la resistencia a la fractura.

Para llevar a cabo el estudio se realizaron 90 muñones de titanio, sobre los cuales se cementaron las coronas. Se realizaron 30 muestras de cada material y cada grupo se subdividió en tres subgrupos distintos de 10 coronas cada uno, en función del tratamiento que recibieron las coronas. Subgrupo 1: No envejecimiento (NE): las muestras no son sometidas a ningún tratamiento; subgrupo 2: Termociclado (T): las muestras son sometidas a 2.000 ciclos de termociclado (5°C-55°C) y subgrupo 3: Termociclado y carga cíclica (TC): las muestras son sometidas a 2.000 ciclos de termociclado (5°C-55°C) y después a 120.000 ciclos de carga cíclica (80 N, 2 Hz). Posteriormente se procedió a la carga de todas las muestras (90) hasta la fractura final, para evaluar la resistencia (N) y el modo de fractura de los diferentes materiales y como afectaban los diferentes tratamientos a la resistencia y al modo de fractura. El modo de fractura que se dividió en tres tipos: Tipo A: (*Chipping*) descascarillamiento o delaminado del recubrimiento de la restauración, sin llegar a producirse la fractura de la restauración, Tipo B: (Parcial) fractura con desprendimiento del 50% o menos de la restauración, permaneciendo la parte restante adherida al muñón, aunque no

se consideraría restaurable en boca y Tipo C: (Total) fractura y desprendimiento completo de la restauración, no permanece material adherido al muñón.

Para el análisis estadístico se utilizó el paquete estadístico Statgraphics Centurion XV. Inicialmente se comprobó que los valores de los distintos grupos muestrales siguieran una distribución normal (Shapiro-Wilk $p > 0.05$) y que se diera homogeneidad de varianzas a fin de poder realizar pruebas paramétricas. Posteriormente se realizó un análisis de varianza (ANOVA) de 2 factores (envejecimiento y material), a fin de determinar si existían diferencias significativas en la resistencia a la fractura de los distintos materiales con los distintos métodos de envejecimiento aplicados. Para determinar posibles diferencias en el modo de fractura de los distintos materiales se utilizó el test de la Chi-Cuadrado. En todas las pruebas se utilizó un nivel de confianza del 95%.

En cuanto a la resistencia a la fractura entre los materiales se encontraron diferencias estadísticamente significativas (p -valor $< 0,05$). Las coronas que mostraron más resistencia a la fractura fueron las coronas de metal-cerámica, seguidas de las de resina reforzada y de las de cerámica, sin existir diferencias estadísticamente significativas entre estas dos últimas.

En cuanto a la resistencia a la fractura en función del tratamiento (envejecimiento) recibido se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los tratamientos efectuados (p -valor $< 0,05$). Se halló una disminución de la resistencia de las coronas al ser sometidas a los tratamientos de envejecimiento, tanto mediante termociclado (T) como mediante termociclado y posterior carga cíclica (TCC), aunque no se hallaron diferencias significativas entre estos dos tratamientos.

Las coronas metal-cerámica presentaron fractura sólo por *chipping*, mientras que las coronas de resina reforzada y de cerámica híbrida, presentaron fracturas parciales y totales en porcentajes similares, ambas fracturas las

inhabilitarían para su continuidad en boca. El modo de fractura dependió del material de las coronas y no del tratamiento de envejecimiento recibido.

Aun existiendo diferencias en cuanto a los valores de resistencia, todas las coronas superaron los rangos habituales de las fuerzas masticatorias haciéndolas igualmente aceptables para sus uso clínico a nivel premolar

