

Estudio in vitro del ajuste marginal y la resistencia a fuerzas compresivas de coronas metal-cerámica de cromo-cobalto colado, sinterizado, mecanizado y presinterizado

Francisco Real i Voltas

Dipòsit Legal: B 23189-2015

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

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

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



TESIS DOCTORAL

Estudio in vitro del ajuste marginal y la resistencia a fuerzas compresivas de coronas metal-cerámica de cromo-cobalto colado, sinterizado, mecanizado y presinterizado

Francisco Real i Voltas

DIRECTORES:

Dr. Josep Cabratosa i Termes y Dr. Magí Brufau de Barberà

Barcelona, 2015

AGRADECIMIENTOS

A los directores de este trabajo, el Dr. Josep Cabratosa i Termes y el Dr. Magí Brufau i de Barberà... de Reus, por haber aceptado la dirección de este trabajo. Sus continuos consejos y sus amigables muestras de ánimo han hecho más llevadero los kilómetros recorridos durante este proyecto. Importante también agradecer a sus mujeres el haberme “prestado”, tantos fines de semana, el tiempo libre de sus respectivos.

A mis compañeros de la Universitat Internacional de Catalunya, muchos de ellos amigos, por el apoyo en distintos momentos de este viaje. Al Dr. Oscar Figueras por los consejos estadísticos, al Dr. Santi Costa, Susana Barrocal, Romina Scalcione, Cristina Corominas por hacer de “oreja” cuando lo he necesitado. Puedo concluir, después de las clases particulares de estadística, que su ayuda ha sido estadísticamente significativa.

Al resto de compañeros de la UIC, en especial al grupo de profesores de la Residencia Clínica de Prótesis y a los profesores del miércoles tarde del Máster en Odontología Restauradora Estética por haber compartido conmigo tantas horas de estrés doctoral.

Al laboratorio Technos, en especial a Josep Torrens, protésico y amigo, por la ayuda en la confección de las coronas.

A mis padres Francisco y Gloria, a mis hermanos Gloria, Jaime, Juan y Miguel y a Xavi e Isabel simplemente por hacerme saber que siempre están ahí.

En la dedicatoria de la Tesina que presenté en 1995 al terminar la Licenciatura de Odontología escribí *“Esta tesina se la quiero dedicar a Elena, sin ella me hubiera sido difícil llegar hasta aquí, con ella espero elaborar una nueva tesis”*. Después de 20 años tengo la suerte de poder escribir: *Elena, gracias por elaborar esa nueva tesis, la tesis de la vida, conmigo y por esos 6 tesinitos: Isabel, Miguel, Pablo, María, Lucía y Andrés.*

A mi esposa Elena, y a mis hijos Isabel, Miguel, Pablo,
María, Lucía y Andrés por enseñarme tanto cada día

1 ÍNDICE

1	ÍNDICE.....	V
1.1	ÍNDICE DE TABLAS	X
1.2	ÍNDICE DE FIGURAS	XII
2	JUSTIFICACIÓN.....	15
3	HIPÓTESIS.....	23
3.1	Respecto al ajuste marginal	25
3.2	Respecto a la resistencia a fuerzas compresivas de 4000N de la cerámica sometiendo la muestra al proceso de termociclado.....	26
4	OBJETIVOS.....	27
4.1	Objetivo general	29
4.2	Objetivos específicos	29
5	MARCO TEÓRICO	31
5.1	Coronas de metal-cerámica	33
5.1.1	Clasificación de las coronas metal-cerámica	33
5.2	Aleaciones sin metales nobles. Aleaciones con cromo	35
5.3	Aleaciones de cromo-cobalto	35
5.3.1	Aleaciones de cromo-cobalto para colar.....	37
5.3.2	Aleaciones de cromo-cobalto para fresar	38
5.3.3	Aleaciones de cromo-cobalto para sinterizar	38

5.3.4 Aleación de cromo-cobalto para fresar en seco	41
5.4 Líneas de terminación	43
5.5 Ajuste Marginal.....	45
5.6 Adhesión de la cerámica a las estructuras de metal en las coronas metal- cerámicas	49
5.6.1 Influencia de la carga de la cerámica en el ajuste marginal.....	50
5.7 Resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento	50
5.8 Termociclado	53
6 MATERIAL Y MÉTODO	55
6.1 Preparación de las muestras	57
6.2 Elaboración de las coronas	59
6.3 Para analizar el ajuste marginal	60
6.4 Para analizar la resistencia a la fractura de la cerámica	62
6.5 Análisis estadístico	65
7 RESULTADOS.....	67
7.1 Resultados sobre el ajuste marginal.....	69
7.2 Resultados sobre la resistencia a las fuerzas compresivas	77
8 DISCUSIÓN	81
8.1 Muestras.....	83
8.1.1 Tamaño de la muestra	83
8.1.2 Diseño del muñón	84

8.1.3	Cementado de los especímenes	84
8.2	Etapas de medición del ajuste marginal.....	85
8.2.1	Diseño de la terminación	85
8.2.2	Metodología instrumental.....	86
8.2.3	Número de puntos de medición	87
8.2.4	Valoración del ajuste marginal.....	88
8.3	Resistencia a fuerzas compresivas de 4000N	93
8.3.1	Termociclado de las muestras	94
8.3.2	Metodología	95
8.3.3	Valores de resistencia a fuerzas compresivas.....	96
9	CONCLUSIONES	101
10	PERSPECTIVAS DE FUTURO	105
11	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	109
12	ANEXOS.....	129
12.1	Anexo 1. Tablas de resultados de valores de ajuste marginal.....	131
12.2	Anexo 2. Tabla de resultados de resistencia a fuerzas compresivas de 4000 N.....	146

1.1 ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Composición de la aleación Cr-Co según presentación y según norma ISO 9693	36
Tabla 2. Algunas de las características físicas, mecánicas y tecnológicas de la aleación de cromo-cobalto para colar.....	37
Tabla 3. Algunas de las características físicas, mecánicas y tecnológicas de la aleación de cromo-cobalto para fresar	38
Tabla 4. Algunas de las características físicas, mecánicas y tecnológicas de la aleación de cromo-cobalto para sinterizar	40
Tabla 5. Tiempos parciales de confección de una estructura de cromo cobalto fresada y sinterizada según estudio de Riquier (56).....	41
Tabla 6. Alguna de las características físicas, mecánicas y tecnológicas de la aleación de cromo-cobalto para fresar en seco según valores aportados por el fabricante	43
Tabla 7. Código. C: coronas coladas; S: coronas sinterizadas; F: coronas fresadas; PS: coronas presinterizadas; m: estructura metálica; c: carga de la cerámica; cem: cementado	70
Tabla 8. Comparativa del ajuste marginal en las diferentes etapas del procesado, en las distintas técnicas de confección.....	70
Tabla 9. Resultados de la prueba de Shapiro-Wilk	71
Tabla 10. Resultados de la prueba de homogeneidad de varianzas.....	72
Tabla 11. Resultados de la prueba post hoc. Games-Howell para estructura de metal, carga de la cerámica y cementado, en las distintas técnicas.	74

Tabla 12. Resultados de la prueba de Friedman para colado, sinterizado, fresado y presinterizado.....	76
Tabla 13. Prueba de Wilcoxon. (b: basado en los rangos positivos, c: basado en los rangos negativos)	77
Tabla 14. Comportamiento a cargas de 4000 N de las coronas. Se especifica el número de muestras fracturadas en cada comportamiento y entre paréntesis el valor medio en que se fracturaron al aplicar la carga compresiva. Se especifica, también entre paréntesis, en los totales el número de especímenes fracturados	78
Tabla 15. Medias de tendencia central. 1: coronas coladas termocicladas; 2: coronas coladas no termocicladas; 3: coronas presinterizadas termocicladas; 4: coronas presinterizadas no termocicladas	79
Tabla 16. Shapiro-Wilk. 1: coronas coladas termocicladas; 2: coronas coladas no termocicladas; 3: coronas presinterizadas termocicladas; 4: coronas presinterizadas no termocicladas	79
Tabla 17. Test de homogeneidad de varianza	80
Tabla 18. Anova unifactorial	80
Tabla 19. Valores (μm) de ajuste marginal de las cofias metálicas. Las coronas coladas corresponden a los números 21-40, las sinterizadas a los 41-60, las fresadas a los 61-80 y las presinterizadas a los 1-20.....	135
Tabla 20. Valores (μm) de ajuste marginal de las coronas ceramizadas. Las coronas coladas corresponden a los números 21-40, las sinterizadas a los 41-60, las fresadas a los 61-80 y las presinterizadas a los 1-20.....	140
Tabla 21. Valores (μm) de ajuste marginal de las coronas cementadas. Las coronas coladas corresponden a los números 21-40, las sinterizadas a los 41-60, las fresadas a los 61-80 y las presinterizadas a los 1-20.....	145

Tabla 22. Valores de resistencia en 1ª y 2ª carga compresiva de 4000 N. Las coronas coladas corresponden a los números 21-40, las sinterizadas a los 41-60, las fresadas a los 61-80 y las presinterizadas a los 1-20 149

1.2 ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Desajuste marginal modificado por Holmes y cols. ⁸⁵ 1=desajuste interno; 2=desajuste marginal; 3=desajuste vertical; 4=desajuste horizontal; 5=margen sobrecontorneado; 6=margen infracontorneado; 7=discrepancia marginal absoluta	48
Figura 2. Muñones de titanio	57
Figura 3. Coronas elaboradas mediante la técnica de fresado cementadas sobre sus muñones y colocadas en sus respectivos cubiletes metálicos numerados	59
Figura 4. Estereomicroscopio conectado a la cámara fotográfica y al ordenador	61
Figura 5. Fotografías 40X del ajuste marginal de una misma corona. (A) etapa de estructura de metal, (B) una vez cargada la cerámica, (C) una vez cementada la corona.....	62
Figura 6. Máquina de termociclado	63
Figura 7. Prueba de resistencia a las fuerzas de compresión de una corona elaborada mediante la técnica de presinterización	64
Figura 8. Detalle de fractura adhesiva en una corona elaborada mediante la técnica de colado.....	64

Figura 9. Detalle del contacto de la punta de la máquina de ensayos con la corona 65

Figura 10. Representación de las medias e intervalos de confianza del 95% de la diferencia Significativa Media (DSM) de Fisher para los dos tipos de coronas, habiendo sido sometidas o no a termociclado (gráfico obtenido con el software Statgraphics Centurion XV). Código tipos 1: coronas coladas termocicladas; 2: coronas coladas no termocicladas; 3: coronas presinterizadas termocicladas; 4: coronas presinterizadas no termocicladas 80

2 JUSTIFICACIÓN

Uno de los criterios de elección de un tratamiento es el éxito del mismo a largo plazo. Cuando se realiza un tratamiento rehabilitador existen unas variables sobre las cuales se tiene cierto control (toma de impresiones, vaciado de las mismas, fabricación de la prótesis...) y otras que son totalmente incontrolables por parte del rehabilitador (hábitos alimentarios, parafunciones...). Esto hace que se busquen técnicas de trabajo que garanticen el éxito de los tratamientos, como mínimo, en aquellas variables que son controlables.

El éxito de las prótesis fijas sobre dientes naturales depende en gran medida de su ajuste marginal¹⁻⁴. Dicho ajuste viene condicionado, entre otros factores, por el material utilizado (metal, cerámica, cerómero...) y por la manera en que éste ha sido trabajado. La existencia de desajuste o gaps marginales puede producir inflamación gingival, caries recurrentes y pulpitis^{2,5}.

En los últimos tiempos cada vez son más los estudios sobre prótesis fijas totalmente cerámicas⁶⁻⁸, no obstante no debemos olvidar que las coronas de metal-cerámica han sido utilizadas durante más de 50 años y su fiabilidad ha quedado probada por estudios y por la práctica clínica⁹⁻¹⁴. Esto hace que siga siendo el tipo de prótesis fija más utilizada^{9,15-19}.

Las contraindicaciones del níquel y el alto coste económico del metal noble, han convertido la aleación de cromo-cobalto en uno de los metales más utilizados. Estas aleaciones presentan una resistencia a la corrosión y una composición que las hacen adecuada para el uso clínico^{16,17,20-24}.

Hoy en día, cuando el material utilizado es metal, el proceso de elaboración es, aún, más frecuentemente manual, empezando por el encerado y seguido del colado y acabando con la carga de la cerámica. Esto significa que el factor humano, con sus pros y contras, siempre está presente en nuestros trabajos. Un sistema mecanizado de fabricación de la estructura interna de las prótesis fijas podría solucionar parte de los problemas de laboratorio relacionados con el factor humano,

entre ellos el ajuste marginal, y dejaría para el técnico de laboratorio la parte creativa de la carga de la cerámica sobre la estructura primaria mecanizada^{14,25}.

El auge de los sistemas *CAD/CAM* (del inglés *computer aided design / computer aided manufacturing*) se debe fundamentalmente a la necesidad que tiene la odontología en minimizar la problemática que deriva de la técnica de colado de cera perdida de la estructura interna: porosidades, ajuste marginal.... Otros motivos son el ahorro económico y de tiempo de trabajo^{24,26-30}.

Estos sistemas funcionan generalmente siguiendo tres pasos. El primero consiste en la captura digital del muñón dentario directamente de la boca, con un escáner intraoral, o del modelo de yeso, con un escáner de laboratorio. Una vez escaneado, se genera digitalmente el diseño de lo que se desea fabricar y finalmente esta información pasa a una máquina que fabrica, total o parcialmente, la prótesis, pudiendo escoger el tipo de material y diferentes técnicas de elaboración^{25,27-31}.

Una de las primeras técnicas aparecidas en odontología para confeccionar el metal de las prótesis con sistemática *CAD/CAM* es la técnica de fresado. Una vez realizado el diseño de la estructura mediante el ordenador, éste envía la orden a una máquina de fresado que usando un cilindro de la aleación metálica seleccionada fresa nuestro diseño para que posteriormente sea cargada la cerámica²⁷⁻³⁰. Si los comparamos con otros sistemas *CAD/CAM*, el fresado tiene como inconvenientes principales el coste, el tiempo de trabajo y la gran cantidad de material no recuperable. Puesto que la confección de la estructura se realiza fresando unas piezas brutas primarias, el tiempo de trabajo y la cantidad de material perdido dependerá del tamaño inicial de la pieza primaria. De ahí la importancia de obtener el diámetro óptimo para minimizar dichos inconvenientes. La gran ventaja que este sistema presenta, debido a que el cilindro a tallar está fabricado mecánicamente, es la ausencia de posibles imperfecciones en la estructura fresada que pueden debilitarla^{26,27,32}.

Un sistema que nos permite trabajar con el sistema *CAD/CAM* con todas sus ventajas pero que minimiza la pérdida de material es la sinterización por láser, la

cual es aplicable en la confección de coronas metal-cerámica con aleación de cromo-cobalto^{26,30}.

Dentro de la clasificación de los procesos de fabricación, la sinterización por láser está catalogada como un proceso de fabricación por adición. Este procesado se basa en la aportación de un material (polvo de cromo-cobalto) por capas que se van añadiendo una encima de la otra y que mediante el calor generado por un haz de láser de fibra óptica produce la sinterización o fusión de cada una de las capas del polvo de cromo-cobalto²⁵.

La tecnología de fabricación por capas es ideal en el campo de la odontología porque permite la confección de piezas pequeñas de hasta 20 μm con una geometría muy compleja y con un tiempo de fabricación muy reducido. Además permite fabricar varias piezas al mismo tiempo²⁶.

El láser utilizado es de fibra óptica de CO_2 . Para evitar la formación de óxidos u otras impurezas el proceso tiene lugar en una atmósfera controlada de N_2 libre de oxígeno.

La sinterización por láser presenta una metodología y unos pasos de fabricación totalmente digitalizados partiendo de un fichero CAD 3D (en tres dimensiones). El fichero original debe ser un fichero STL (del inglés *standard template library*) de alta calidad y óptima resolución para obtener productos de alta calidad. Este fichero es utilizado para transferir el modelo CAD a la máquina. Este paso es común para todos los sistemas de fabricación CAD/CAM. No obstante en la sinterización por láser la superposición ordenada de las diferentes secciones del modelo para formar la pieza tridimensional diseñada se requiere de un fichero llamado SLI (del inglés *slice*) consistente en las capas o “rebanadas” de la pieza del fichero STL. El software de la máquina hace capas de hasta 0,08 mm de espesor y las envía a la máquina que escanea la superficie activando el láser de CO_2 sólo en aquellas zonas donde existe espesor de material. Gracias al calor aportado por el láser, el polvo de cromo-cobalto alcanza su temperatura de fusión uniendo una capa

con la anterior y así sucesivamente hasta acabar de construir la pieza completa. Una vez fabricada la estructura de cromo-cobalto se separa de la estructura de soporte y se realiza el pulido del metal de forma manual usando técnicas convencionales.

La última técnica *CAD/CAM* en aparecer en el mundo de la odontología es la del presinterizado del cromo cobalto. La estructura deseada es diseñada y realizada fresando una estructura presinterizada que, al ser de consistencia más blanda, facilita el fresado y evita el desgaste de las fresas utilizadas. Una vez obtenida la estructura se coloca en el horno a alta temperatura, con lo que se completa el proceso de sinterización.

La resistencia a las fuerzas compresivas de la cerámica es otro de los factores más influyentes en el éxito de las restauraciones metal-cerámica. La resistencia a la fractura de la cerámica sobre aleaciones de cromo-cobalto colada ha sido estudiada con resultados satisfactorios^{10,15-17,33,34}, obteniéndose valores muy superiores a los 100 MPa establecidos por la normativa ISO 6872. No obstante, no existen estudios que comparen la resistencia a la fractura de la cerámica a estructuras de aleaciones producidas con distintas técnicas. Lo mismo ocurre con el ajuste marginal.

El alto módulo de elasticidad que presenta la aleación de cromo-cobalto (promedio de 250Gpa dependiendo de la casa comercial, de los porcentajes de cada elemento de la aleación y del proceso a que ha sido sometido) y su alta resistencia a la corrosión^{21,26,35-37} hace que se catalogue como un material de elección al realizar tratamientos protésicos^{17,18,21,23,26}. De todas maneras, aunque la aleación utilizada siempre es cromo-cobalto, la proporción de cromo y cobalto y la variación porcentual del resto de elementos presentes en la aleación varían para poder ser procesados adecuadamente por los distintos sistemas de producción. Esto nos plantea interrogantes acerca de cómo se comportarán a nivel del ajuste marginal y de la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento unas coronas, y acerca de la influencia de los cambios térmicos producidos en el medio oral en la resistencia a la fractura de la cerámica. Estudios sobre el ajuste marginal

y la resistencia a la fractura de la cerámica en el caso de coronas metal-cerámica utilizando la técnica del colado del cromo-cobalto existen desde hace más de 40 años y sabemos de las consecuencias de los cambios térmicos sobre éstas cerámicas, pero hasta la fecha no se ha realizado ningún estudio sobre la técnica de sinterizado y presinterizado del cromo-cobalto donde se evalúe este ajuste marginal y la resistencia a la fractura de la cerámica. Además no existen estudios donde se hayan comparado los sistemas *CAD/CAM* entre sí utilizando la misma metodología.

El objetivo de este trabajo es estudiar el ajuste marginal y la resistencia a una fuerza compresiva de 4000N de la cerámica en coronas de metal-cerámica elaboradas con una aleación de cromo-cobalto colado, sinterizado, fresado y presinterizado.

3 HIPÓTESIS

3.1 Respecto al ajuste marginal

- **Hipótesis nula 1.** No existen diferencias estadísticamente significativas en el ajuste marginal entre las coronas metal-cerámica realizadas con cromo-cobalto utilizando las tecnologías *CAD/CAM* (fresado, sinterizado y presinterizado) y las realizadas con la técnica de colado (control).
- **Hipótesis alternativa 1.** Existen diferencias estadísticamente significativas en el ajuste marginal entre las coronas metal-cerámica realizadas con cromo-cobalto utilizando las tecnologías *CAD/CAM* (fresado, sinterizado y presinterizado) y las realizadas con la técnica de colado (control).
- **Hipótesis nula 2.** No existen diferencias significativas en el ajuste marginal entre las distintas etapas de procesamiento de las coronas metal-cerámica realizadas con cromo-cobalto utilizando las tecnologías *CAD/CAM* (fresado, sinterizado y presinterizado) y técnica de colado.
- **Hipótesis alternativa 2.** Existen diferencias significativas en el ajuste marginal entre las distintas etapas de procesamiento de las coronas metal-cerámica realizadas con cromo-cobalto utilizando las tecnologías *CAD/CAM* (fresado, sinterizado y presinterizado) y la técnica de colado.

3.2 Respecto a la resistencia a fuerzas compresivas de 4000N de la cerámica sometiendo la muestra al proceso de termociclado

- **Hipótesis nula.** No existen diferencias significativas en la resistencia a fuerzas compresivas de 4000N entre las coronas metal-cerámica realizadas con cromo-cobalto utilizando las tecnologías *CAD/CAM* (fresado, sinterizado y presinterizado) y las realizadas con la técnica de colado (control) que han sufrido o no un proceso de termociclado de 2000 ciclos.
- **Hipótesis alternativa.** Existen diferencias significativas en la resistencia a fuerzas compresivas de 4000N entre las coronas metal-cerámica realizadas con cromo-cobalto utilizando las tecnologías *CAD/CAM* (fresado, sinterizado y presinterizado) y las realizadas con la técnica de colado (control) que han sufrido o no un proceso de termociclado de 2000 ciclos.

4 OBJETIVOS

4.1 Objetivo general

Estudiar el ajuste marginal y la resistencia a fuerzas compresivas de 4000N y el efecto de un termociclado de 2000 ciclos en coronas de metal-cerámica realizadas con una aleación de cromo-cobalto mediante la técnica de sinterización por láser, la técnica de fresado, la técnica de presinterizado y la técnica de colado convencional.

4.2 Objetivos específicos

- 4.2.1 Determinar el ajuste marginal que presentan coronas de metal-cerámica realizadas con una aleación de cromo-cobalto mediante la técnica de sinterización por láser, la técnica de fresado, la técnica de presinterizado y la técnica de colado convencional, en la etapa de cofia metálica, una vez cargada la cerámica y tras el cementado.
- 4.2.2 Comparar el ajuste marginal de las coronas metal-cerámica realizadas con las cuatro técnicas y en las tres etapas del procesado.
- 4.2.3 Establecer la resistencia a fuerzas compresivas de 4000N que presentan coronas de metal-cerámica realizadas con una aleación de cromo-cobalto mediante la técnica de sinterización por láser, la técnica de fresado, la técnica de presinterizado y la técnica de colado convencional, cuando han sido y no han sido sometidas a un termociclado de 2000 ciclos.
- 4.2.4 Comparar la resistencia a fuerzas compresivas de 4000N de la cerámica en coronas metal-cerámica realizadas con las cuatro técnicas, habiendo sido y no habiendo sido sometidas a un termociclado de 2000 ciclos.

5 MARCO TEÓRICO

5.1 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 clínica³⁸.

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 metal³⁸.

La corona metal-cerámica es una opción de tratamiento previsible y funcional. Su respaldo bibliográfico avala el rendimiento a largo plazo de dicho tratamiento^{9-12,14}. 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 dental³⁹.

Este tipo de restauración se compone de una cofia interna de metal que se ajusta a la preparación del diente y que está recubierta por una cerámica fundida que enmascara la estructura metálica, convirtiendo la restauración en una corona estética con unos contornos correctos³⁸.

5.1.1 Clasificación de las coronas metal-cerámica

En odontología el uso de un metal puro, a excepción del titanio, no existe. Se utilizan aleaciones de mayor o menor complejidad en función de los elementos que intervengan. Una aleación es la unión de dos o más metales o metaloides que son mutuamente solubles en un estado de fundición⁴⁰. Son muchas las maneras que refleja la literatura para clasificar estas aleaciones.

La Asociación Dental Americana^{41,42} propone clasificarlas en función del contenido de metal noble que presenta esta aleación. Se consideran nobles aquellos metales que tienen dificultad para oxidarse garantizando protección contra los mecanismos de corrosión. Estos metales son el oro, el platino, el paladio, el

rodio, el iridio, el osmio y el rutenio^{42,43}. De esta manera las aleaciones quedarían clasificadas en tres grupos:

- Aleaciones con alto contenido en metal noble. En ellas más del 60% del metal es noble con un mínimo del 40% en oro⁴². Debido a la gran estabilidad termodinámica del oro presentan una gran resistencia a la corrosión, además de una gran facilidad para el colado y una gran ductilidad⁴⁴.
- Aleaciones nobles. Presentan un mínimo del 25% de metal noble. Son aleaciones ricas en paladio⁴². Las más utilizadas son la aleación de paladio-plata y paladio-cobalto. Tienen un módulo de elasticidad más alto que las aleaciones ricas en oro y poseen unas buenas propiedades físicas y mecánicas⁴⁵.
- Aleaciones con un bajo contenido en metal noble. Presentan menos de un 25% de metal noble⁴². Éste es el caso de las aleaciones compuestas por cromo-níquel, cromo-níquel-berilio o cromo-cobalto^{46,47}.

De los tres tipos, las aleaciones que dan mejores resultados para las coronas de metal-cerámica, en cuanto a facilidad de colado, resistencia a la corrosión y biocompatibilidad, son las compuestas por un alto contenido en metal noble. Por ello han sido durante muchos años la aleación de elección^{48,49}. El inconveniente que presentan estas aleaciones es el coste que suponen debido a la fuerte subida de precio que hizo el oro en la década de los 70¹⁴. La última crisis económica del año 2007, y que aún dura, agudizó aún más la subida del precio del oro haciendo que los tratamientos con este metal sean prácticamente prohibitivos.

Este contexto estimuló el uso de aleaciones sin contenido de metales nobles en su composición. Estas aleaciones se caracterizan por contener suficiente cantidad de algún elemento metálico con posibilidad de pasivarse y transmitir esa propiedad al resto de la aleación. Esto sucede significativamente en tres elementos metálicos: el cromo, el aluminio y el titanio⁴⁷.

5.2 Aleaciones sin metales nobles. Aleaciones con cromo

Son aleaciones que contienen entre el 13% y el 25% de cromo en su composición. La base, material con más presencia en la composición, puede ser el níquel o el cobalto⁴⁷.

Las formadas por níquel tienen el inconveniente de que presentan problemas de biocompatibilidad y, aunque no en nuestro país, su uso está prohibido en varios países de la Comunidad Europea. En contrapartida, estas aleaciones formadas por cromo-níquel junto con las de cromo-cobalto presentan algunas propiedades mecánicas como un módulo de elasticidad alto que le da una rigidez que, a diferencia de las de alto contenido en oro, permite realizar estructuras más extensas^{46,47,50}.

La otra alternativa consiste en añadir cobalto. Las aleaciones de cromo-cobalto no tienen el problema de biocompatibilidad de las aleaciones formadas por níquel y tienen un precio muy asequible comparado con las aleaciones de metal noble^{14,49}.

Cuando realizamos unas coronas de recubrimiento total, la elección de la aleación que se utilizará dependerá de factores como el coste, la rigidez, la facilidad de trabajo, acabado y pulido, la resistencia a la corrosión y la biocompatibilidad. No existe una aleación que sea mejor en todos los aspectos³⁸. Actualmente una de las aleaciones más utilizadas debido a que cumplen de modo satisfactorio estas propiedades son las formadas por cromo-cobalto.

5.3 Aleaciones de cromo-cobalto

Hay que tener en cuenta que cuando hablamos de una aleación metálica de dos elementos, la composición real de esa aleación está formada en mayor o menor grado por varios metales o metaloides.

Las aleaciones de cromo-cobalto están formadas por un porcentaje de cobalto superior al 60 y de cromo superior al 13. El porcentaje de los demás elementos que forman la aleación varía en función de la técnica de trabajo para la que ha sido realizado (tabla 1). Aunque similares, las propiedades físicas, mecánicas y tecnológicas de la aleación, en función de la composición, pueden variar.

	Co	Cr	Mo	W	Si	Fe	Ce	C
Colado	61%	26%	6%	5%	1%	0,50%	0,50%	0,02%
Fresado	63,8%	24,8%	5,1%	5,3%	≤1%	-	-	-
Sinterizado	63,8%	24,8%	5%	5,4%	≤1%	-	-	-
Presinterizado	66%	28%	5%	-	<1	<1	-	-

Tabla 1. Composición de la aleación Cr-Co según presentación y según norma ISO 9693

Los procesos de fabricación pueden ser clasificados en tres grupos^{51,52}:

- Procesos por eliminación. Partiendo de un volumen determinado de material se va extrayendo parte de él durante el proceso de fabricación. En odontología tendríamos los sistemas de fresado.
- Procesos de deformación. En estos procesos no existe ni aportación ni eliminación de material.
- Procesos de transformación. El material utilizado es sometido a un cambio o transformación del estado. Sería el caso de las estructuras coladas y sinterizadas.

Actualmente, las aleaciones de cromo-cobalto se pueden trabajar mediante la técnica de colado y técnicas *CAD/CAM*⁵⁵, pudiéndose presentar en pastillas para colar, en forma de bloque para fresar, en polvo para ser sinterizado por láser o en

forma de bloque presinterizado para ser fresado en seco y posteriormente sinterizado.

5.3.1 Aleaciones de cromo-cobalto para colar

La técnica de colado es la más antigua de todas las disponibles, fue introducida por Taggart en 1907²⁴.

Las propiedades físicas, mecánicas y tecnológicas mínimas ideales que deben cumplir estas aleaciones también quedan reflejadas en la misma normativa ISO 9693:1999 (tabla 2). En la normativa estas aleaciones se definen como aleaciones de cromo-cobalto para coronas de metal-cerámica para ser usadas mediante la técnica de colado, de alta expansión y con el punto de fusión bajo.

Límite de dilatación	480-660 MPa
Resistencia a la tracción	950 MPa
Módulo de elasticidad	200 GPa
Dureza Vickers (HV10)	315
Densidad	8,2 g/cm ³
Coefficiente de expansión térmica	14,1*10 ⁻⁶ K ⁻¹

Tabla 2. Algunas de las características físicas, mecánicas y tecnológicas de la aleación de cromo-cobalto para colar

La constatación de la mayor corrosión de la aleación de cromo-cobalto frente a las aleaciones de metales nobles⁵³ ha llevado a la aparición de nuevas aleaciones de cromo-cobalto enriquecidas con metales nobles como el oro, platino o rubidio. De todas formas los resultados de los análisis de corrosión de estas aleaciones enriquecidas concluyen que la aleación de cromo-cobalto clásica sin enriquecer ofrece una mejor resistencia a la corrosión que la aleación de cromo-cobalto enriquecida con metales nobles⁵⁴. Lo que sí es evidente es que el nivel de corrosión

de las aleaciones de cromo-cobalto está muy por debajo de las aleaciones de cromo-níquel utilizadas durante años⁵⁵.

5.3.2 Aleaciones de cromo-cobalto para fresar

Dentro de los procesos de fabricación, el fresado está clasificada en los procesos por eliminación. Las propiedades físicas, mecánicas y tecnológicas mínimas ideales que deben cumplir estas aleaciones también quedan reflejadas en la misma normativa ISO 9693:1999 (tabla 3).

Límite de dilatación	570MPa
Resistencia a la tracción	970MPa
Módulo de elasticidad	±220GPa
Dureza	360
Densidad	8,5g/cm ³
Coefficiente de expansión térmica	14,1*10 ⁻⁶ K ⁻¹

Tabla 3. Algunas de las características físicas, mecánicas y tecnológicas de la aleación de cromo-cobalto para fresar

Para la fabricación se parte de un bloque sólido de cromo-cobalto que será fresado de acuerdo al diseño *CAD* preestablecido. Al utilizarse bloques prefabricados, la estructura final queda totalmente libre de impurezas.

5.3.3 Aleaciones de cromo-cobalto para sinterizar

La sinterización por láser del cromo-cobalto se realiza mediante un proceso de fabricación de transformación por adición.

La aparición de la sinterización selectiva por láser fue inventada por Carl Deckard en 1986 y se origina como consecuencia de las exigencias de mejora continua en la calidad los materiales utilizados y en la forma en que son trabajados.

Esta técnica se basa en la aportación de un material por capas. Una vez añadida una capa, el material necesita la acción de un agente externo (láser) para provocar su transformación y la adhesión de una nueva capa de material a la capa anterior. El grosor de cada capa es de 20 μm , y la unión entre las distintas capas se realiza gracias a un láser de fibra óptica de CO_2 . Todo el proceso de fabricación se realiza en atmósfera controlada de N_2 libre de oxígeno para evitar la formación de óxidos y otras impurezas^{56,57}.

5.3.3.1 Polvo del cromo-cobalto

El polvo de cromo-cobalto se consigue mediante la técnica de atomización por gas y se realiza en las llamadas cámaras de atomización de metal.

El proceso consiste en atomizar cromo-cobalto fundido a gotas de un diámetro no mayor de 50 μm con un chorro de gas de nitrógeno o argón a alta presión. Cada una de estas gotas, denominadas mini lingotes, contiene el mismo porcentaje de todos los componentes de la aleación⁵⁶. El polvo conseguido se separa mediante un proceso de cribado. Esta técnica se realiza repetidas veces hasta conseguir partículas de un diámetro de hasta unas 16 μm .

La composición ideal del polvo queda establecida en la norma EN ISO 16744 correspondiente al cromo-cobalto tipo 4 de materiales dentales. También debe cumplir la normativa EN ISO 9693 referente a las propiedades físicas y mecánicas mínimas (tabla 4) de la aleación cromo-cobalto para las coronas y puentes metal-cerámicos y la normativa EN ISO 7504 y EN ISO 10993 referente a la biocompatibilidad y citotoxicidad de los materiales dentales.

Límite de dilatación	790/1000MPa
Resistencia a la tracción	1150/1400MPa
Módulo de elasticidad	±210GPa
Dureza	360
Densidad	8,5g/cm ³
Coefficiente de expansión térmica	14,1*10 ⁻⁶ K ⁻¹

Tabla 4. Algunas de las características físicas, mecánicas y tecnológicas de la aleación de cromo-cobalto para sinterizar

5.3.3.2 Comparativa de la fabricación por fresados y sinterizado por láser.

La técnica de fresado queda definida como un proceso de conformación con desprendimiento de virutas en el que se fresan armazones para coronas o puentes. El material, las herramientas y las velocidades de fresado influyen en los tiempos de conformación. La elaboración se realiza fresando o puliendo la pieza bruta primaria, con lo que el tamaño inicial de ésta determinará igualmente el tiempo y la cantidad de virutas de material perdido. Es importante obtener el diámetro óptimo de la pieza bruta para minimizar este desgaste⁵⁶.

El tiempo de fabricación viene influenciado por la duración de la secuencia de sinterización, o sea por la aplicación de cada una de las capas de metal y del número de capas aplicadas. Según un estudio publicado por Riquier⁵⁶ el tiempo total medio utilizado en realizar una estructura de cinco piezas fresada mediante un sistema *CAD/CAM* en cromo-cobalto era de 4h y 23minutos. La misma estructura realizada en cromo-cobalto sinterizado por láser era de 5h y 36 minutos (Tabla 5).

	Cr-Co fresado	Cr-Co sinterizado
Escaneado	4'30''	4'30''
Construcción	4'15''	4'15''
Posicionamiento	-	3'
Cálculo de las capas	-	4'35''
Cálculo de la trayectoria de fresado	4h36'/9h15'	-
Ajuste de la máquina	3'	20'
Tiempo de elaboración	4h42'/3h40'	4h35'
Extracción/separación	2'10''	7'30''
Acabado/ajuste	20'	20'

Tabla 5. Tiempos parciales de confección de una estructura de cromo cobalto fresada y sinterizada según estudio de Riquier⁵⁶

En el proceso de sinterizado por láser, como ya se ha explicado anteriormente, la cantidad de material utilizado viene determinado por el peso del trabajo elaborado. Además el polvo que no se ha utilizado puede utilizarse nuevamente.

Se debe tener en cuenta que la técnica de fresado obliga a realizar los trabajos uno a uno. No sucede lo mismo con el sistema de sinterización, ya que éste permite poner en una misma plataforma hasta 50 elementos, lo que reduce de forma porcentual el tiempo utilizado por cada una de las piezas, que oscilaría alrededor de los 14 minutos.

5.3.4 Aleación de cromo-cobalto para fresar en seco

Este es un sistema que permite el fresado en seco de restauraciones de cromo-cobalto utilizando fresadoras de sobremesa en el laboratorio sin necesidad

de refrigeración. El uso de este tipo de fresadoras es debido a la consistencia que presenta el material presinterizado, de textura similar a la cera o a la tiza. El estado final de la estructura se adquiere en un horno fabricado especialmente para sinterizar estas estructuras mediante un proceso de sinterización bajo atmósfera de gas argón consiguiendo una estructura cristalina muy homogénea.

Las indicaciones de este sistema son la fabricación de:

- Coronas unitarias
- Puentes de hasta 4 unidades
- Pilares individualizados
- Coronas telescópicas

Lee⁵⁸ refiere como ventajas de este sistema la eficacia, la simplicidad de fabricación y la disminución del error humano debido a que la producción es mediante un sistema *CAD/CAM*, y lo presenta como una alternativa válida a los otros sistemas *CAD/CAM*.

Krug y cols.⁵⁹ defienden el uso de este sistema *CAD/CAM* presinterizado frente al sistema *CAD/CAM* fresado de bloques de cromo-cobalto convencionales; el motivo es la gran cantidad de material perdido, desgaste de la maquinaria y por la alta inversión que supone este último. Una valoración similar hacen otros autores^{30,60-62}.

Las especificaciones técnicas del cromo-cobalto sinterizado se ilustran en la tabla 6.

Límite elástico 0,2% (Rp 0,2)	450 MPa
Resistencia a la tracción (Rm)	830 MPa
Módulo elástico (E)	200 GPa
Dureza Vickers	280 HV 10
Densidad	8,0 g/cm ³
Coefficiente de expansión térmica (25-500°C)	14,5*10 ⁻⁶ /K

Tabla 6. Algunas de las características físicas, mecánicas y tecnológicas de la aleación de cromo-cobalto para fresar en seco según valores aportados por el fabricante

5.4 Líneas de terminación

La línea de terminación es definida como la configuración del margen para restauraciones en prótesis fija cementada.

El éxito del ajuste marginal dependerá de lo bien que asiente la corona total a la línea de terminación. Es importante la elección del tipo de línea de terminación y la ubicación de esta⁶³. Existen diferentes diseños de líneas de terminación sin quedar claro cuál de ellos ofrece mejores ventajas¹.

La mayoría de autores coinciden en que la terminación que garantiza un mejor ajuste marginal de la restauración es la terminación en chamfer. El chamfer es, actualmente, la terminación de referencia por su sencillez y conservación del tejido dentario, permite un correcto escurrimiento del agente cementante sobrante y establece el límite de la restauración de forma bien definida. Permite ser realizado de forma más pronunciada (chamfer profundo) logrando una mayor resistencia a la deformación mecánica y térmica, y permitiendo más grosor de material restaurador otorgando más estética a la corona^{64,65}.

Para garantizar el buen asentamiento del margen de la preparación a la línea de terminación y conseguir un buen ajuste marginal, esta línea debe cumplir los siguientes requisitos^{38,66,67}:

- Ausencia de caries.
- Preparación fácil.
- Proporcionar el volumen necesario para ubicar el material de la restauración de manera que la unión entre la preparación del diente y la restauración no modifique la anatomía dental.
- Fácil identificación en el material de impresión y por ende en el modelo de yeso.
- Ser regular y liso, sin dejar prismas de esmalte sin soporte dentinario.
- Ser lo más conservador posible con la estructura dentaria, y a la vez eliminar la suficiente estructura dental para permitir el desarrollo de contornos axiales conformados correctamente.

La ubicación de esta línea de terminación es también un factor directamente relacionado con el éxito, no tanto del ajuste marginal como de su control. Se aconseja, siempre que sea posible, realizar el margen a nivel supragingival ya que éste facilita la higiene y disminuye la retención de placa influyendo positivamente en el éxito del tratamiento⁶⁸.

Las principales ventajas de los márgenes supragingivales son⁶⁷:

- Su acabado es fácil y no produce traumatismos asociados a los tejidos blandos.
- Se mantienen libres de placa con más facilidad.
- Es más fácil tomar impresiones y no se lesiona tejidos blandos al no precisar hilo retractor.

- Se puede evaluar mejor el ajuste marginal en el momento de cementar la restauración.

Sin embargo las terminaciones subgingivales son necesarias cuando se pretende mejorar la retención mecánica de la restauración, producir o aumentar el *ferrule* de dientes fracturados y, fundamentalmente, cuando queremos conseguir resultados estéticos. Ello hace que por un factor u otro, sea la línea de terminación más utilizada⁶⁹.

Tan importante es la ubicación de la línea de terminación como el diseño de esta. Debido al uso del oro como material rehabilitador, el filo de cuchillo fue, durante muchos años, la línea de terminación más utilizada. Actualmente, los metales utilizados no tienen la capacidad de ser bruñidos, con lo que el filo de cuchillo está totalmente desaconsejado⁷⁰. No obstante, recientemente, ha surgido una nueva técnica de preparación presentada por Ignazio Loi que plantea un nuevo concepto de tallado que tiene similitudes a la del filo de cuchillo. La técnica BOPT (*Biologically Oriented Preparation Technique*) se basa en un tallado vertical del muñón sin definir el margen provocando que sean los tejidos blandos los que se adapten a los perfiles protésicos definidos por las coronas y no al revés⁷¹. En estos momentos no cuenta con estudios científicos que la respalden.

5.5 Ajuste Marginal

Como ya se ha dicho, el éxito a largo plazo de las prótesis fijas sobre dientes naturales depende en gran medida del ajuste marginal^{1-4,72-75}. Éste depende de factores como la preparación del margen, del proceso de fabricación de la estructura protésica, del cemento utilizado y de su manipulación. Foster⁷⁶ analizó el fracaso de 142 prótesis fijas concluyendo que la causa más importante de fracaso era el inadecuado ajuste marginal de éstas.

El ajuste marginal queda definido como la exactitud con la que encaja una restauración de prótesis fija sobre una línea de terminación previamente tallada en

el diente mediante un instrumento rotatorio^{77,78}. La ausencia de un buen ajuste puede producir la fractura de la prótesis, la lesión los tejidos adyacentes y potencia la formación de caries marginales por acúmulo de placa^{5,70}.

Son varios los autores que definen el ajuste marginal desde el concepto de desajuste medido en distintos puntos de la superficie de unión entre el diente y la restauración protésica⁷⁹. El ajuste perfecto ocurre cuando el ángulo cavosuperficial del diente y el margen de la restauración coinciden.

McLean y von Fraunhofer⁸⁰ consideraron como aceptable un desajuste marginal inferior a 120 μm después de un estudio realizado sobre 1000 restauraciones a lo largo de 5 años, aunque hay autores que consideraron un desajuste marginal aceptable hasta 150 μm ^{81,82}. Sin embargo otros autores defienden un ajuste marginal por debajo de las 100 μm ⁸³⁻⁸⁶.

Grandes desajustes pueden llevar al fracaso del tratamiento y puede producir una serie de alteraciones ya sean estéticas, mecánicas y/o biológicas^{87,88}. Los problemas estéticos son los que afectan a la forma, color y textura, principalmente, y pueden ser producidos por la afectación de los tejidos periodontales⁸⁹. La descementación frecuente de la restauración forma parte de los problemas mecánicos, ya que suele ser debido al desajuste marginal existente entre la restauración y el diente⁸⁷. Al igual que el ajuste interno, el ajuste marginal está relacionado con la fuerza de retención del cemento⁹⁰⁻⁹³. Los problemas biológicos vienen como consecuencia de la acumulación de placa bacteriana alrededor de la restauración^{79,87,89,94}.

Existen varias maneras de medir el ajuste marginal siendo el más utilizado en los estudios *in vitro* el estereomicroscopio^{83,95-98}. Sin embargo, Naerty cols.⁹⁹ publican en el 2005 un estudio en que consideraban que no había disponible un método estandarizado para medir el ajuste marginal. En la actualidad esta conclusión sigue vigente.

Quante y cols.¹⁹ realizaron un estudio en el que analizaron el ajuste marginal de las coronas de oro-paladio utilizando una silicona fluida como material para medir

el ajuste marginal. Harish y cols.¹⁰⁰ midió el ajuste marginal utilizando el estereomicroscopio partiendo por la mitad las coronas una vez cementadas sobre muñones de laboratorio. Autores como Mitchell y cols.¹⁰¹ utilizaron el perfilómetro para medir el ajuste marginal; otros como Neves y cols.¹⁰² utilizaron la tomografía. Jahangiri y cols.¹⁰³ compararon diferentes métodos para evaluar el ajuste marginal y concluyó que el estereomicroscopio era el que daba mejores resultados.

Holmes y cols.⁷⁹ valoraron el ajuste en términos de desajuste marginal medidos en distintos puntos de la restauración y el diente, y establecieron los siguientes parámetros a medir:

- Desajuste interno. Medida perpendicular desde la superficie interna de la restauración a la pared axial de la preparación.
- Desajuste marginal. Distancia perpendicular entre la restauración y la preparación a nivel axial del margen.
- Discrepancia marginal vertical. Desajuste marginal vertical medido paralelo a la vía de inserción de la restauración.
- Discrepancia marginal horizontal. Desajuste marginal horizontal medido paralelo a la vía de inserción de la restauración.
- Margen sobrecontorneado. Distancia perpendicular desde el desajuste marginal al margen de la restauración.
- Margen infracontorneado. Distancia perpendicular desde el ajuste marginal al ángulo cavosuperficial del diente.
- Discrepancia marginal absoluta. Combinación angular del desajuste marginal y el sobrecontorneado o infracontorneado.

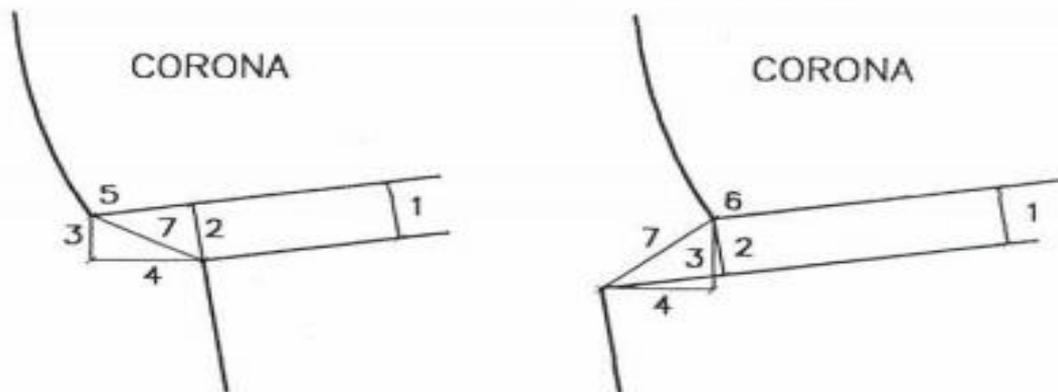


Figura 1. Desajuste marginal modificado por Holmes y cols.⁸⁵ 1=desajuste interno; 2=desajuste marginal; 3=desajuste vertical; 4=desajuste horizontal; 5=margen sobrecontorneado; 6=margen infracontorneado; 7=discrepancia marginal absoluta

Para garantizar el buen ajuste en las diferentes partes del diente es fundamental el buen tallado del diente, el respeto de la convergencia de las paredes opuestas y la correcta cantidad de diente tallado para la ubicación del metal y la cerámica.

En el caso de un premolar, el muñón debe tener una altura mínima de 3 mm aunque es recomendable que sea mayor a 5 mm¹⁰⁴. Las paredes axiales deben tener una ligera conicidad que permita la colocación de la corona debiendo converger, las paredes externas opuestas, gradualmente. La conicidad ideal de estas paredes debe ser de 6° aunque son aceptados valores entre 3 y 12 grados^{105,106}, lo que es reflejo de la disparidad de criterio entre universidades¹⁰⁶.

5.6 Adhesión de la cerámica a las estructuras de metal en las coronas metal-cerámicas

Una vez realizada la estructura interna metálica de las coronas metal-cerámica, la llamada cofia, ésta se recubre de cerámica.

La cerámica que cubre la estructura metálica está formada por tres capas:

- La cerámica opaca. Inicia el desarrollo del color, esconde el color gris del metal y juega un papel de gran importancia en la adhesión del metal con la cerámica.
- La cerámica dentinaria. Es la que da el cuerpo a la corona. Forma la masa de la restauración y proporciona la mayor parte del color.
- La cerámica de esmalte. Aporta la translucidez a la restauración dándole una sensación de diente natural.

Para que se produzca la adhesión entre dos superficies es necesaria la adaptación de estas superficies. La presencia o no de rugosidades en el metal dependerá del tipo de adhesión que se busque. Una superficie rugosa mejorará la adhesión mecánica de las dos superficies. Por el contrario, si lo que se busca es una adhesión química necesitaremos una superficie lisa que facilite el corrimiento del adhesivo sobre la superficie^{43,107-109}.

Por otra parte en el caso de las coronas metal-cerámicas es indispensable que la superficie del metal tenga una elevada energía superficial para una adecuada adhesión. También es importante la tensión superficial del material que se va a adherir en estado líquido. Ésta debe ser baja para que el material sea atraído con facilidad hacia la superficie y debe complementarse con una baja viscosidad que le permita fluir y adaptarse sobre ella. Esta adaptación, para que sea efectiva la adhesión, debe conservarse durante la transformación del material añadido (cerámica en nuestro caso) de estado líquido a estado sólido^{43,107-109}.

En el caso de la adhesión del metal con la cerámica, el tipo de unión que se produce es de tres tipos¹⁰⁷⁻¹⁰⁹:

- Física: mediante fuerzas de Van Der Waals. Son uniones débiles generadas por una atracción física entre partículas cargadas.
- Mecánica: producida por el contacto de la cerámica con irregularidades superficiales en el metal que actúan durante el enfriamiento de la cerámica.
- Química: producida por la disolución y difusión en la cerámica de óxidos de metales como el aluminio y el cromo.

La adhesión entre la cerámica y el metal es correcta cuando esta unión es más fuerte que la propia cerámica, es decir, la cerámica cederá antes que la unión⁴³. Esta fuerza de adhesión debe ser superior a 25MPa de acuerdo a lo indicado por la norma ISO 9693²⁵.

5.6.1 Influencia de la carga de la cerámica en el ajuste marginal

Hay estudios que han demostrado que las altas temperaturas utilizadas durante la carga de la cerámica pueden causar alteraciones en la estructura metálica^{19,60,110,111}. Estas alteraciones, a su vez, pueden alterar el ajuste final de la corona sobre el muñón^{19,60,112}.

Según Lakhani y cols.¹¹³ esto ocurre dependiendo del tipo de aleación utilizada y la manera en que la restauración es elaborada. El momento de máximo estrés térmico sucede durante el enfriamiento y por la diferencia del coeficiente de expansión térmica entre el metal y la cerámica.

5.7 Resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento

La duración media de las rehabilitaciones realizadas con prótesis parcial fija es de 10 a 20 años según varios estudios^{10,12-14}. Uno de los motivos de fracaso apuntados con frecuencia es la fractura de la cerámica de revestimiento^{10,12,15,17}.

La resistencia a la fractura de un material queda definida como la tensión o fuerza necesaria que provoca la rotura del mismo¹⁰⁸. 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*¹¹⁴. Para poder realizar este tipo de prueba es importante que la superficie de la muestra sea lisa y rígida¹¹⁵. 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 fractura¹¹⁶.

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 axial¹¹⁷.

Entre la punta de la máquina de ensayos que aplica la fuerza y la muestra, en algunos estudios aplican y recomiendan colocar un material plástico de entre 0,5 y 3 mm para una mejor distribución de las fuerzas de compresión¹¹⁷⁻¹²², aunque hay autores que realizan las pruebas de compresión sin colocar ningún material entre ésta y las muestras^{59,123}.

Suleiman y Vult von Steyern¹²², en un estudio en el que compararon la resistencia a la fractura de las coronas metal-cerámicas realizadas con la técnica de colado, la técnica de fresado y mediante la sinterización por láser del metal (n=10), colocaron láminas de plástico entre la punta de la máquina de ensayos y las muestras de 1 mm de grosor. Los resultados de la resistencia a la fractura oscilaron entre 1448N y 1560N.

Krug y cols.⁵⁹ no colocaron ningún material entre la punta de la máquina de ensayo y la muestra; los resultados de resistencia a la fractura oscilaron entre los 3413 y los 6118N.

Cho y cols.¹¹⁹ colocaron entre la punta de la máquina de ensayos y las muestra 1 mm de papel de aluminio. Martínez y cols.¹¹⁸ también utilizaron para su estudio papel de aluminio aunque de menor grosor (0,5 mm).

Fischer y cols.¹²¹ utilizaron láminas de teflón en un estudio en el que comparaban la resistencia a la fractura de la cerámica de la prótesis parcial fija elaborada mediante la técnica de colado y la elaborada mediante la técnica de sinterizado. No encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ellas (4700N de media en las prótesis realizadas mediante la sinterización por láser y 4849N de media para las realizadas con la técnica de colado).

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 (MPa = N / mm²) 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 400-600MPa¹²⁴.

Hay que tener en cuenta que una fractura de la cerámica no supone, de por sí, el fracaso del tratamiento¹²⁵. Heintze y Rousson¹²⁶ 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 metal¹²⁶.

5.8 Termociclado

Los cambios térmicos orales oscilan entre temperaturas mínimas de 0°C y máximas de 67°C^{127,128}. 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 resinosos¹⁰⁸.

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 un recipiente 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 de inferiores a 1500¹²⁹⁻¹³², los hay que superaban los 3000 ciclos^{25,59,122,133}, y otros realizaban termociclados de entre 1500 y 3000 ciclos^{134,135}. 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^{25,122,129,130,134,136}, los hay que utilizaban un tiempo inferior^{133,137-139} y los hay que el tiempo que utilizaban era superior¹⁴⁰, independientemente del número de ciclos.

Serra y cols.²⁵ realizaron un estudio en el compararon la adhesión de la cerámica al metal de cromo-cobalto trabajado con diferentes técnicas y la influencia del termociclado en los resultados. Hallaron que 5500 ciclos influía en la adhesión de la cerámica en las muestras realizadas mediante la técnica de colado y la técnica de fresado, siendo los resultados más favorables en las muestras que no fueron sometidas a termociclado. En las muestras que realizaron mediante la técnica de sinterizado no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las no termocicladas y las termocicladas.

En cambio, otros estudios como el de Krug y cols.⁵⁹, en el que compararon la resistencia a la fractura de la cerámica de 32 prótesis parciales fijas realizadas con dos técnicas: colado y presinterizado, no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las muestras termocicladas y las no termocicladas. Para ello termociclaron 10000 ciclos la mitad de la muestra (n=8) con el objetivo de “envejecer” los especímenes.

6 MATERIAL Y MÉTODO

6.1 Preparación de las muestras

El estudio se realizó sobre 80 muñones de titanio (figura 2) cuya anatomía era la de un premolar tallado para recibir una corona de recubrimiento total. La terminación de estos tallados estaba realizada en chamfer. Los muñones tenían una altura de 5 mm, con un diámetro oclusal de 5 mm y una pared plana para evitar la rotación de las coronas. La convergencia de las paredes era de 6° (3° por lado) y la profundidad del chamfer de 1 mm de espesor. La base de estos muñones era rectangular con una altura de 2 cm y unos lados de 4 mm*4,5 mm.



Figura 2. Muñones de titanio

El tamaño muestral para la valoración del ajuste marginal se determinó a partir de los resultados de una prueba piloto con 10 muestras de coronas de cromo-cobalto colado ceramizadas. De la cual resultaron unos valores de ajuste de 44,41, 32,24, 44,03, 57,45, 33,36, 43,45, 34,28, 78,50, 31,97 y 44,56 μm con una varianza

de 207,88. Se estableció un nivel de confianza del 95%, un poder estadístico del 90%, una precisión de 10 μm y que la hipótesis fuera bilateral. El tamaño muestral resultante ajustado a pérdidas del 5% fue de 20 muestras por grupo, por lo que optamos por establecer este tamaño muestral en nuestro estudio. Valor que estaba en consonancia con estudios similares^{2,19,60,100,141,142}.

El tamaño muestral para la valoración de la resistencia a la fractura se determinó a partir de los resultados de una prueba piloto con las 10 muestras anteriormente citadas. De ella resultaron unos valores de fractura a los 3229, 2529, 1761, 3125, 3615, 3099, 3199, 2028, 2179 y 3921N con una varianza de 207,88. Se estableció un nivel de confianza del 95%, un poder estadístico del 90%, una precisión de 1100N (atendiendo a que la desviación estándar era de 710,7N y que el rango era de 2160N) y que la hipótesis fuese bilateral. El tamaño muestral resultante ajustado a pérdidas del 5% fue de 10 muestras por grupo, por lo que optamos por establecer este tamaño muestral en nuestro estudio. Valor que estaba en consonancia con estudios similares^{59,122,123}.

Para poder trabajar en la máquina de ensayo universal (GALDABINI Quasar 5, VA, Italia), en la que se realizó la prueba de resistencia a fuerzas compresivas de 4000N de las cerámicas mediante el software GraphWork 5, necesitamos una base cuadrada de lado superior a 1,5 cm e inferior a 3 cm. Para ello se utilizaron 80 piezas cúbicas metálicas huecas (figura 3) en las que, una vez rellenas con resina autopolimerizable Paladur® (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Alemania) y previo a su fraguado, se posicionó cada uno de los muñones en el interior. Una vez polimerizada la resina se numeraron del 1 al 80 cada una de las bases con un rotulador indeleble. Sobre estos 80 muñones se realizaron las 80 coronas de metal-cerámica.

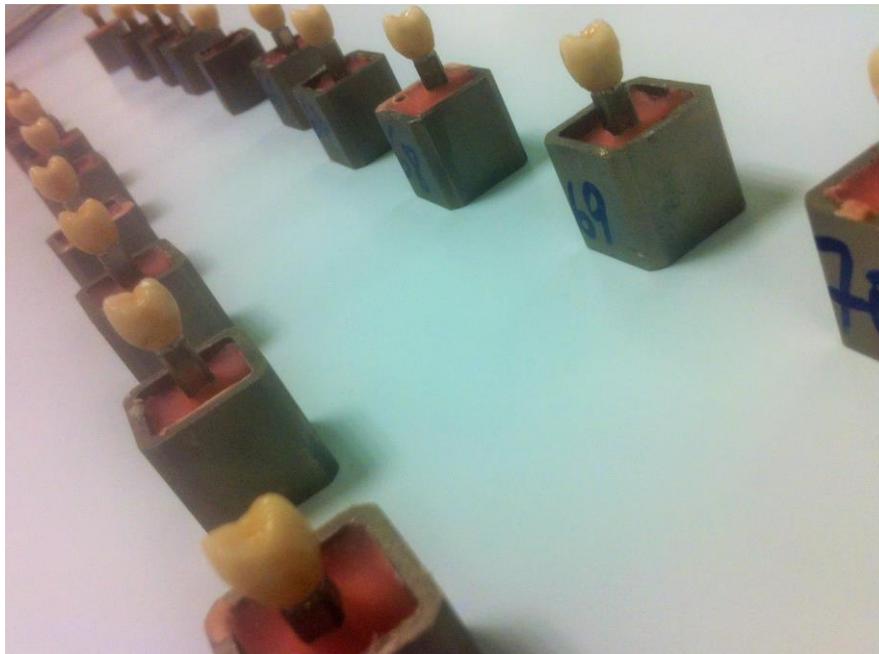


Figura 3. Coronas elaboradas mediante la técnica de fresado cementadas sobre sus muñones y colocadas en sus respectivos cubiletes metálicos numerados

6.2 Elaboración de las coronas

Las cofias metálicas para los muñones , un total de 80, fueron elaborados con cromo-cobalto pero con distintas técnicas. A los muñones del 1 al 20 se les elaboró la cofia mediante la técnica de presinterizado (Ceramill Sintron, Amann Girrbach AG, Alemania), a los muñones del 21 al 40 mediante la técnica de colado a cera perdida (Kera C, Eisenbacher Dentalwaren ED GmbH, Alemania), a los muñones del 41 al 60 mediante la técnica de sinterización por láser (Wirobond C+, BEGO, Bremer, Alemania), y a los muñones del 61 al 80 mediante la técnica de fresado (Wirobond MI, BEGO, Bremer, Alemania).

Las estructuras metálicas elaboradas mediante la técnica de colado se realizaron encerando a mano alzada utilizando una llave de silicona para intentar guardar siempre las mismas proporciones y formas en todos los especímenes con

un grosor en todas sus superficies de 0,7 mm, un grosor en los márgenes de 0,5 mm y un espacio para el cemento de 0,5 mm.

Las estructuras metálicas de la técnica de fresado se elaboraron con una fresadora de 5 ejes con un grosor en todas sus superficies de 0,40 mm, un grosor en los márgenes de 0,20 mm y un espacio para el cemento de 0,07 mm.

Las cofias metálicas de la técnica de sinterizado se elaboraron con un grosor en todas sus superficies de 0,45 mm, un grosor de los márgenes de 0,25 y un espacio para el cemento de 0,07mm.

Las cofias metálicas de la técnica de presinterizado se elaboraron con un grosor de las paredes de 0,40 mm, un grosor de 0,20 mm en los márgenes y un espacio para el cemento de 0,05 mm.

6.3 Para analizar el ajuste marginal

Se posicionó cada cofia metálica sobre el muñón numerado correspondiente y se procedió a valorar el ajuste marginal. Para ello se utilizó un estereomicroscopio (Olympus SZ40, Stuttgart, Alemania) unido a una cámara fotográfica digital (Color View, Soft Imaging System, Stuttgart, Alemania) (figura 4). Cada espécimen fue fotografiado a 40 aumentos en sus 4 superficies a nivel de margen coronario y de manera que el enfoque fuera en la perpendicular del eje axial de la corona-muñón. Por tanto se obtuvieron un total de 320 imágenes.



Figura 4. Estereomicroscopio conectado a la cámara fotográfica y al ordenador

Para medir el ajuste marginal a partir de las fotografías obtenidas, se utilizó el programa de edición de imágenes Image-Pro Plus 4.5. En cada superficie fotografiada se midió el ajuste marginal en 3 puntos de la línea de terminación, uno en el punto centro de la fotografía y los otros dos a un punto equidistante del punto centro de 1,5 mm. Los 960 valores en micras de ajuste medidos se registraron en una tabla Excel.

Tras esta medición, se enviaron las coronas con su respectivo muñón al laboratorio para que realizaran la carga de la cerámica (vitaVM13, Bad Säckingen, Alemania) y se repitió el proceso fotográfico anterior obteniendo otras 320 fotografías y 960 nuevos valores de ajuste.

Finalmente se cementaron las coronas ceramizadas con cemento de ionómero de vidrio (Ketac-cem, 3M ESPE, GmbH, Seefeld, Alemania) siguiendo las

indicaciones del fabricante y el protocolo propuesto por Suarez⁷⁰, aplicando una capa fina y uniforme de cemento en las paredes axiales de las cofias. Durante la cementación se ejerció sobre las coronas una fuerza de 5 Kgf durante 8 minutos y seguidamente se procedió retirar el exceso de cemento con un explorador (Carl Martin, GmbH, Solingen, Alemania). Se repitió el proceso fotográfico y de medición anteriormente mencionado. De esta manera en total se realizaron 960 fotografías y se midieron 2880 puntos, de acuerdo a las etapas de procesado (figura 5) y técnica de fabricación. Todos ellos fueron registrados en una tabla Excel.

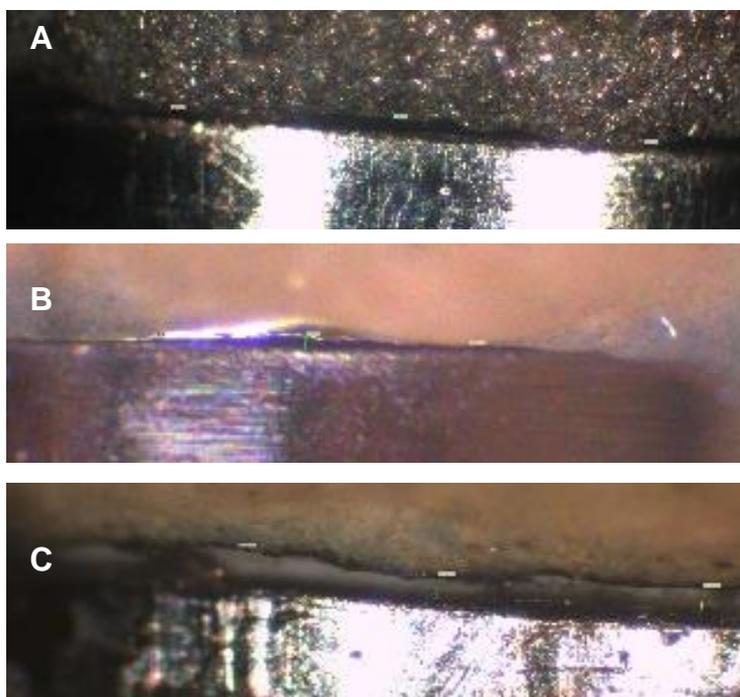


Figura 5. Fotografías 40X del ajuste marginal de una misma corona. (A) etapa de estructura de metal, (B) una vez cargada la cerámica, (C) una vez cementada la corona

6.4 Para analizar la resistencia a la fractura de la cerámica

Para determinar si el proceso de termociclado variaba la resistencia a la fractura de la cerámica, tanto en las coronas realizadas en cromo-cobalto colado como en las realizadas en cromo- cobalto sinterizado, presinterizado y fresado, se sometieron la mitad de la muestra de cada grupo (las coronas numeradas del 11 al

20, las numeradas del 31 al 40, las numeradas del 51 al 60 y las numeradas del 71 al 80) a un proceso de envejecimiento térmico en la máquina de termociclado (Polyscience, Illinois, Estados Unidos) (figura 6). Este proceso constó de 2000 ciclos con temperaturas de 5° y 55° y con un tiempo de 30 segundos por baño y un minuto entre baño y baño.



Figura 6. Máquina de termociclado

Para la valoración de la resistencia de la cerámica de recubrimiento a fuerzas compresivas de 4000N, se sometieron las muestras a fuerza de compresión mediante la máquina de ensayos universal (GALDABINI Quasar 5, VA, Italia) (figura 7) a una velocidad constante de 5 mm / min estableciendo el final de la prueba cuando la fuerza alcanzaba los 4000 N o bien cuando la corona se fracturaba (figura 8). En caso de no fracturarse tanto al aplicar la carga como al retirarla, se aplicó una nueva carga hasta los 4000 N. Los distintos valores se registraron en una tabla Excel indicando si la fractura se había producido durante la primera carga o la

segunda, así como el valor correspondiente en Newtons, y también si la fractura se había producido al retirar la primera o segunda carga, en estas dos últimas situaciones no se registraron los valores.

Entre la punta de la máquina de ensayos que aplicó la carga y las muestras se colocaron 3 diques de goma (Dental Dam, Jalisco, Méjico) consiguiendo un grosor total de 0,60 mm a fin de distribuir mejor las fuerzas de compresión (figura 9).

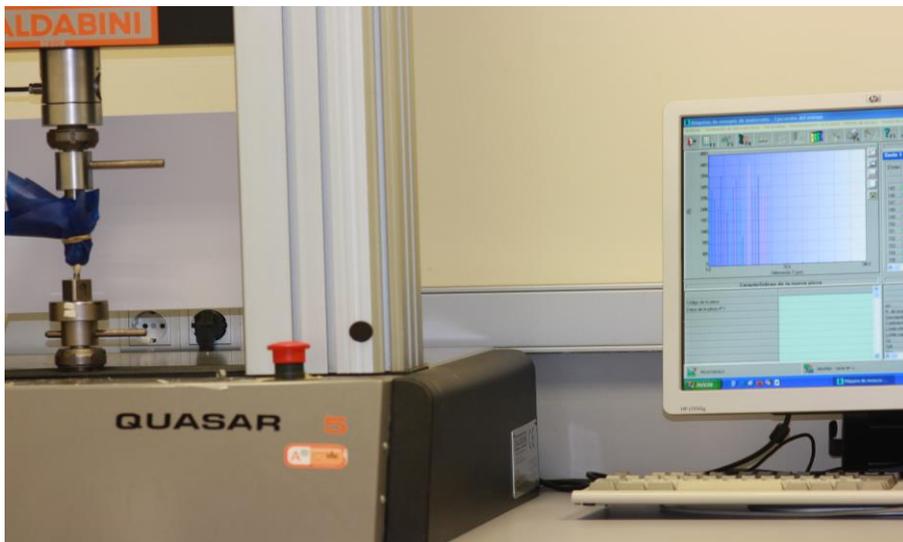


Figura 7. Prueba de resistencia a las fuerzas de compresión de una corona elaborada mediante la técnica de presinterización

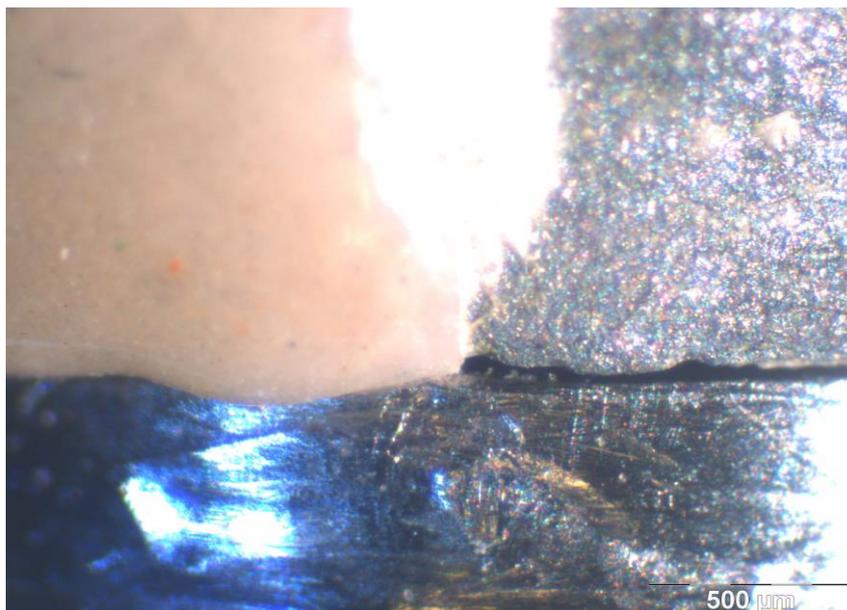


Figura 8. Detalle de fractura adhesiva en una corona elaborada mediante la técnica de colado

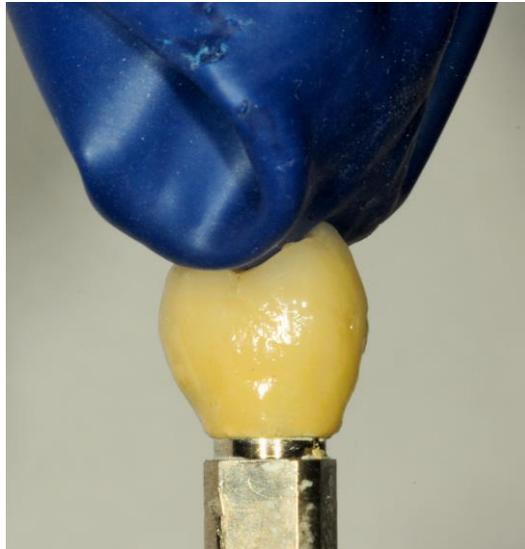


Figura 9. Detalle del contacto de la punta de la máquina de ensayos con la corona

6.5 Análisis estadístico

Para el estudio descriptivo e inferencial del ajuste marginal de las coronas en las tres etapas de su procesado (metal, carga de la cerámica y cementado) de cada uno de los cuatro tipos de coronas (coladas, sinterizadas, fresadas y presinterizadas) se analizaron los datos con el programa estadístico SPSS Statistics 21.0 (IBM, Armonk, NY, USA). Los test para los análisis inferenciales se determinaron de acuerdo a las características de los valores obtenidos, lo cual se especifica en resultados.

Los valores de ajuste marginal a partir de los cuales se realizaron los distintos análisis estadísticos, fueron las medias de los valores de ajuste obtenidos por cada uno de los especímenes en sus 4 superficies, o sea, la media de 12 valores.

7 RESULTADOS

7.1 Resultados sobre el ajuste marginal

Se evaluó el ajuste marginal de un total de 80 coronas metal-cerámica. De estas, en 20 las estructuras metálicas fueron elaboradas mediante la técnica de colado, en 20 mediante la técnica de sinterización por láser, en 20 mediante la técnica de fresado y en las otras 20 restantes mediante la técnica de presinterizado. Todas ellas fueron ceramizadas y posteriormente cementadas. El ajuste marginal se evaluó en las tres etapas de su procesado: estructura metálica, después de la carga de la cerámica y tras el cementado. Los datos obtenidos se recopilaron en una tabla Excel que se muestra en el anexo 1.

En la tabla 7 se muestran medidas de tendencia central (media aritmética y mediana) y de variabilidad (desviación típica y rango) de los valores obtenidos de ajuste marginal en las distintas coronas en las tres etapas de su proceso de elaboración.

		N	media (µm)	mediana (µm)	desviación típica (µm)	mínimo (µm)	máximo (µm)	rango (µm)
C	m	20	109,60	115,46	27,85	64,23	174,30	110,07
	c	20	43,04	41,84	24,60	0	92,94	92,94
	cem	20	99,74	104,95	32,37	44,02	163,52	119,50
S	m	20	8,41	6,70	3,92	4,37	21,03	16,66
	c	20	3,26	2,75	2,53	0	8,43	8,43
	cem	20	15,75	13,88	15,08	0	57,27	57,27
F	m	20	15,94	11,89	10,60	4,57	40,38	35,81
	c	20	8,62	5,59	8,87	0,2	34,79	34,59

	cem	20	20,73	17,93	12,98	0,2	41,41	41,21
PS	m	20	31,04	28,64	11,08	11,13	54,44	43,31
	c	20	19,32	18,32	10,17	3,28	36,21	32,93
	cem	20	36,04	29,20	21,00	14,99	88,01	73,02

Tabla 7. Código. C: coronas coladas; S: coronas sinterizadas; F: coronas fresadas; PS: coronas presinterizadas; m: estructura metálica; c: carga de la cerámica; cem: cementado

Las coronas que presentaron mejor ajuste marginal una vez cementadas fueron las realizadas mediante la técnica de sinterizado ($15,75 \pm 15,08 \mu\text{m}$). Las que presentaron un peor ajuste marginal, en esta misma etapa, fueron las realizadas mediante la técnica de colado ($99,74 \pm 32,37 \mu\text{m}$). Esto también ocurrió tanto en el momento de realizar la prueba de la estructura metálica (sinterizado= $8,41 \pm 3,92 \mu\text{m}$; colado= $109,60 \pm 27,85 \mu\text{m}$), como en el momento del ceramizado (sinterizado= $3,26 \pm 2,53 \mu\text{m}$; colado= $43,04 \pm 24,61 \mu\text{m}$).

En todos los sistemas se cumple un mismo patrón respecto al ajuste marginal. La carga de la cerámica mejora el ajuste de las estructuras metálicas y el cementado empeora el obtenido con la carga de la cerámica (tabla 8).

	estructura metálica	carga de la cerámica	cementado
Colado	$109,60 \pm 27,85$	$43,04 \pm 24,61$	$99,74 \pm 32,38$
Sinterizado	$8,41 \pm 3,92$	$3,26 \pm 2,53$	$15,75 \pm 15,08$
Fresado	$15,94 \pm 10,60$	$8,62 \pm 8,87$	$20,73 \pm 12,98$
Presinterizado	$31,04 \pm 11,08$	$19,32 \pm 10,17$	$36,04 \pm 21,00$

Tabla 8. Comparativa del ajuste marginal en las diferentes etapas del procesado, en las distintas técnicas de confección.

Al ser el tamaño muestral de 20 se comprobó la normalidad de los datos mediante la prueba de Shapiro-Wilk ($p > 0.05$), hallándose que no se cumplía en los

datos de ajustes obtenidos en las coronas realizadas mediante la técnica de colado en la etapa de la carga de la cerámica, la técnica de sinterizado en la etapa de estructura metálica, la técnica de fresado en la etapa de estructura metálica y de la carga de la cerámica y mediante la técnica de presinterizado en la etapa de cementado (tabla 9).

		N	Estadístico	Sig. asintót. (bilateral)
Colado	estructura metálica	20	0,96	0,586
	carga de la cerámica	20	0,86	0,014
	cementado	20	0,97	0,687
Sinterizado	estructura metálica	20	0,79	0,001
	carga de la cerámica	20	0,92	0,085
	cementado	20	0,88	0,687
Fresado	estructura metálica	20	0,76	0,000
	carga de la cerámica	20	0,80	0,001
	cementado	20	0,93	0,171
Presinterizado	estructura metálica	20	0,97	0,716
	carga de la cerámica	20	0,96	0,524
	cementado	20	0,85	0,007

Tabla 9. Resultados de la prueba de Shapiro-Wilk

También se comprobó mediante el test de Levene la homogeneidad de las varianzas de los datos de las distintas muestras, hallándose que no se cumplía la homogeneidad atendiendo a las etapas de procesado ($p < 0.05$) (tabla 10). Por todo

ello se realizó un análisis estadístico inferencial mediante el test no paramétrico de Kruskal-Wallis.

	estadístico de Levene	gl1	gl2	p. valor
estructura metálica	16,68	3	76	0,000
carga de la cerámica	8,96	3	74	0,000
cementado	7,43	3	74	0,000

Tabla 10. Resultados de la prueba de homogeneidad de varianzas

Según la prueba de Kruskal-Wallis, existen diferencias estadísticamente significativas entre las distintas técnicas de elaboración de las coronas en cada una de las etapas de procesado ($p < 0,05$), por lo que se procedió a comparar cada uno de las etapas de cada técnica con la misma etapa de las otras técnicas mediante la prueba post hoc de Games-Howell (tabla 11).

			Diferencia de medias (I-J)	Error típico	p.valor	Intervalo de confianza al 95%	
						Límite inferior	Límite superior
estructura metálica	colado	sinterizado	101,19	6,29	0,00	83,56	118,81
		fresado	93,66	6,66	0,00	75,30	112,03
		presinterizado	78,56	6,70	0,00	60,11	97,00
	sinterizado	colado	-101,19	6,29	0,00	-118,81	-83,56
		fresado	-7,52	2,53	0,03	-14,50	-0,55
		presinterizado	-22,63	2,63	0,00	-29,89	-15,37
	fresado	colado	-93,66	6,66	0,00	-112,03	-75,30

		sinterizado	7,52	2,53	0,03	0,55	14,50	
		presinterizado	-15,10	3,43	0,00	-24,32	-5,89	
	presinterizado	colado	-78,56	6,70	0,00	-97,00	-60,11	
		sinterizado	22,63	2,63	0,00	15,37	29,89	
		fresado	15,10	3,43	0,00	5,89	24,32	
carga de la cerámica	colado	sinterizado	39,78	5,53	0,00	24,26	55,30	
		fresado	34,42	5,85	0,00	18,28	50,56	
		presinterizado	23,72	6,00	0,00	7,25	40,19	
	sinterizado	colado	-39,78	5,53	0,00	-55,30	-24,26	
		fresado	-5,36	2,06	0,07	-11,08	0,37	
		presinterizado	-16,06	2,46	0,00	-22,99	-9,12	
	fresado	colado	-34,42	5,85	0,00	-50,56	-18,28	
		sinterizado	5,36	2,06	0,07	-0,37	11,08	
		presinterizado	-10,70	3,11	0,01	-19,10	-2,30	
	presinterizado	colado	-23,72	6,00	0,00	-40,19	-7,25	
		sinterizado	16,06	2,46	0,00	9,12	22,99	
		fresado	10,70	3,11	0,01	2,30	19,10	
	cementado	colado	sinterizado	83,99	7,99	0,00	62,12	105,85
			fresado	79,01	7,80	0,00	57,55	100,47
			presinterizado	63,70	8,77	0,00	39,97	87,43
sinterizado		colado	-83,99	7,99	0,00	-105,85	-62,12	
		fresado	-4,98	4,45	0,68	-16,94	6,99	

		presinterizado	-20,29	5,99	0,01	-36,56	-4,01
	fresado	colado	-79,01	7,80	0,00	-100,47	-57,55
		sinterizado	4,98	4,45	0,68	-6,99	16,94
		presinterizado	-15,31	5,74	0,06	-30,99	0,37
	presinterizado	colado	-63,70	8,77	0,00	-87,43	-39,97
		sinterizado	20,29	5,99	0,01	4,01	36,56
		fresado	15,31	5,74	0,06	-0,37	30,99

Tabla 11. Resultados de la prueba post hoc de Games-Howell para estructura de metal, carga de la cerámica y cementado, en las distintas técnicas.

En la etapa de la estructura metálica (cofia) encontramos diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) entre la técnica del colado con las técnicas CAD/CAM (sinterizado, fresado y presinterizado), siendo el ajuste peor en las de colado. También encontramos diferencias estadísticamente significativas entre las tres técnicas CAD/CAM entre sí siendo el ajuste peor en las presinterizadas respecto a las de fresado y sinterizado (tabla 11).

En la etapa de carga de la cerámica no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) entre la técnica de fresado y de sinterizado, mientras que sí existieron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) entre el colado y las demás técnicas (sinterizado, fresado y presinterizado) y entre la técnica de presinterizado y las demás técnicas (tabla 11).

En cuanto a la etapa de cementado de las coronas se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la técnica de colado y las técnicas CAD/CAM ($p < 0,05$). Si analizamos las técnicas CAD/CAM entre sí encontramos diferencias estadísticamente significativas entre la técnica de sinterizado y la técnica de presinterizado, pero no entre la técnica de fresado con las técnicas de sinterizado y presinterizado (tabla 11).

Para comprobar si había diferencias entre los distintas etapas de una misma técnica se utilizó la prueba no paramétrica de Friedman, dando como resultado que existían diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) entre las distintas etapas del procesado (tabla 12).

colado			
	rango promedio	N	20
estructura metálica	2,65	Chi-cuadrado	28,30
carga de la cerámica	1,05	gl	2
cementado	2,30	p. valor	0,00

sinterizado			
	rango promedio	N	20
estructura metálica	2,30	Chi-cuadrado	14,80
carga de la cerámica	1,30	gl	2
cementado	2,40	p. valor	0,001

fresado			
	rango promedio	N	20
estructura metálica	2,15	Chi-cuadrado	15,27
carga de la cerámica	1,33	gl	2
cementado	2,53	p-valor	0,00

		presinterizado	
rango promedio		N	20
estructura metálica	2,22	Chi-cuadrado	10,33
carga de la cerámica	1,39	gl	2
cementado	2,39	p-valor	0,006

Tabla 12. Resultados de la prueba de Friedman para colado, sinterizado, fresado y presinterizado.

Para determinar entre que etapas se daban estas diferencias utilizamos la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon (tabla 13). Los mejores ajustes en todas las técnicas correspondieron a la fase de cerámica. Se constató que existían diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) entre la etapa de la carga de la cerámica y la etapa de la estructura metálica y cementado en cada una de las técnicas en que se realizaron las coronas, y que entre la etapa de la estructura metálica y la del cementado en cada una de las técnicas en que se realizaron las coronas no habían diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$).

		Z	p.valor
colado	estructura metálica-carga cerámica	-3,920 ^b	0
	estructura metálica-cementado	-1,232 ^b	0,218
	carga cerámica-cementado	-3,845 ^c	0
sinterizado	estructura metálica-carga cerámica	-3,696 ^b	0
	estructura metálica-cementado	-1,717 ^c	0,086
	carga cerámica-cementado	-3,323 ^c	0,001
fresado	estructura metálica-carga cerámica	-2,837 ^b	0,005

	estructura metálica-cementado	-1,307 ^b	0,191
	carga cerámica-cementado	-2,777 ^b	0,005
presinterizado	estructura metálica-carga cerámica	-2,983 ^c	0,003
	estructura metálica-cementado	-,544 ^b	0,586
	carga cerámica-cementado	-3,419 ^c	0,001

Tabla 13. Prueba de Wilcoxon. (b: basado en los rangos positivos, c: basado en los rangos negativos)

7.2 Resultados sobre la resistencia a las fuerzas compresivas

Se evaluó la resistencia a la fractura de un total de 80 coronas metal-cerámica. De estas, en 20 las estructuras metálicas fueron elaboradas mediante técnica de colado, en 20 mediante la técnica de sinterización por láser, en 20 mediante la técnica de fresado y en las otras 20 restantes mediante la técnica de presinterizado. De cada una de las técnicas, 10 coronas fueron sometidas a 2000 ciclos de termociclado y las otras 10 no. Todas ellas fueron sometidas a una carga compresiva vertical de 4000 N, y en caso de no fracturarse a otra carga de las mismas características. Los datos obtenidos se recopilaron en una tabla Excel que se muestra en el anexo 2.

En la tabla 14 se muestra el comportamiento de las coronas elaboradas con las distintas técnicas, termocicladas y no termocicladas, a cargas compresivas de 4000 N.

Termociclado Fractura	colado		sinterizado		fresado		presinterizado	
	Si	No	Si	No	Si	No	Si	No
fractura durante la 1ª carga de 4000 N	10 (2792,5)	10 (2868,5)	2 (3390,5)	0	5 (3478,7)	3 (3499,3)	10 (3033,3)	9 (2760,5)
fractura al disminuir la 1ª carga	0	0	1	3	0	1	0	1
fractura durante la 2ª carga de 4000 N	0	0	1 (4042)	1 (3825)	0	0	0	0
fractura al disminuir la 2ª carga	0	0	0	0	0	1	0	0
no fractura durante la 2ª carga	0	0	6	6	5	5	0	0
Total	10 (10)	10 (10)	10 (3)	10 (1)	10 (5)	10 (3)	10 (10)	10 (9)

Tabla 14. Comportamiento a cargas de 4000 N de las coronas. Se especifica el número de muestras fracturadas en cada comportamiento y entre paréntesis el valor medio en que se fracturaron al aplicar la carga compresiva. Se especifica en los totales, también entre paréntesis, el número de especímenes fracturados

Encontramos diferencias entre las coronas elaboradas mediante la técnica de colado y las elaboradas mediante la técnica de presinterizado con las elaboradas mediante la técnica de sinterizado y mediante la técnica de fresado. En todas las muestras elaboradas mediante la técnica de colado (100%) y en la mayoría de las elaboradas mediante la técnica de presinterizado (95%) se fracturó la cerámica durante la primera fuerza de compresión de 4000N, sin embargo, más de la mitad de la muestra de las coronas elaboradas mediante la técnica de sinterizado (90%) y de las elaboradas mediante la técnica de fresado (60%) no se fracturaron al aplicar una primera fuerza de 4000 N.

Al disponer de datos numéricos de fractura de la cerámica sólo con las coronas elaboradas mediante la técnica de colado y la elaboradas mediante la técnica de presinterizado se comparó los resultados entre ellos (tabla 15).

tipo	N	Media (µm)	desviación típica (µm)	Mínimo (µm)	Máximo (µm)	Rango (µm)
1	10	2792,5	1061,43	559	3981	3422
2	10	2868,5	710,774	1761	3921	2160
3	10	3033,3	724,352	1753	3994	2241
4	9	2760,44	1075,65	1310	4153	2843

Tabla 15. Medias de tendencia central. 1: coronas coladas termocicladas; 2: coronas coladas no termocicladas; 3: coronas presinterizadas termocicladas; 4: coronas presinterizadas no termocicladas

Comprobada la normalidad con la prueba de Shapiro-Wilk (tabla 16) y la homogeneidad de la varianza con la prueba de Levene (tabla 17) realizamos un análisis de datos paramétricos independientes mediante una Anova unifactorial. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas. Los resultados se ilustran en la tabla 18 y su representación gráfica en la gráfica 1.

Tipo	Estadístico	N	P valor
1	0,942	10	0,577
2	0,927	10	0,417
3	0,906	9	0,29
4	0,964	10	0,827

Tabla 16. Shapiro-Wilk. 1: coronas coladas termocicladas; 2: coronas coladas no termocicladas; 3: coronas presinterizadas termocicladas; 4: coronas presinterizadas no termocicladas

Estadístico	P-valor
0,72	0,55

Tabla 17. Test de homogeneidad de varianza

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Valor
Between groups	434251	3	144750	0,18	0,9114
Within groups	2,87E+07	35	818996		
Total (Corr.)	2,91E+07	38			

Tabla 18. Anova unifactorial

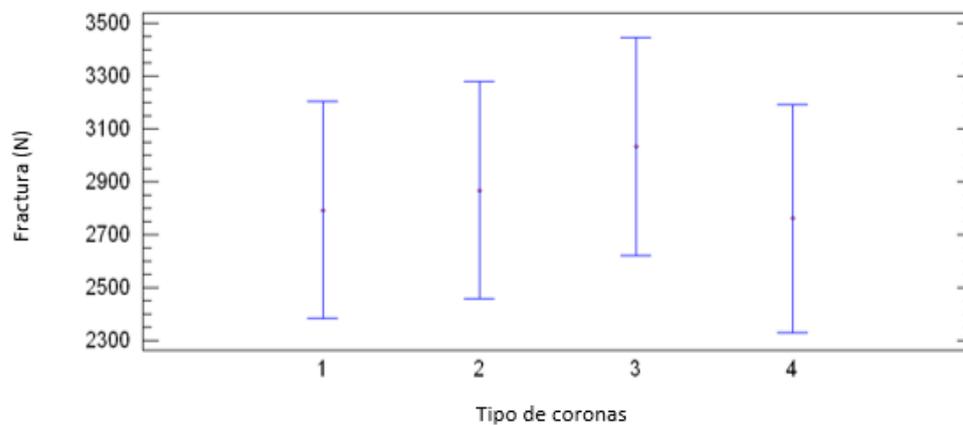


Figura 10. Representación de las medias e intervalos de confianza del 95% de la diferencia Significativa Media (DSM) de Fisher para los dos tipos de coronas, habiendo sido sometidas o no a termociclado (gráfico obtenido con el software Statgraphics Centurion XV). Código tipos 1: coronas coladas termocicladas; 2: coronas coladas no termocicladas; 3: coronas presinterizadas termocicladas; 4: coronas presinterizadas no termocicladas

8 DISCUSIÓN

En este estudio se valoró el ajuste marginal de coronas metal-cerámica realizadas en cromo-cobalto elaboradas por distintos procesados y la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento a una carga compresiva de 4000 N y la posible influencia del termociclado en la fractura.

8.1 Muestras

8.1.1 Tamaño de la muestra

En nuestro estudio se realizaron 20 muestras por grupo (20 elaboradas con la técnica de colado, 20 con la técnica de sinterizado, 20 con la técnica de fresado y 20 con la técnica de presinterizado) de acuerdo a un estudio piloto realizado y atendiendo al tamaño muestral de estudios similares^{2,19,60,100,103,111,123,130,141-143}. Bottino y cols.² estudiaron la influencia del uso de espaciadores en la confección de las coronas, el tipo de cemento y el efecto del diseño de la terminación en el ajuste marginal; para ello realizaron, sobre 180 muñones diseñados con tres terminaciones diferentes, 180 coronas, utilizando en la mitad de ellas separador y en la otra mitad no, y las cementaron con tres cementos diferentes siendo el tamaño muestral por grupo de 10 muestras. Pattanaik y Nagda¹⁴² también realizaron un estudio sobre ajuste marginal y en él compararon tres tipos de cemento; para ello utilizaron 30 premolares naturales siendo, al igual que en el anterior estudio, el tamaño muestral por grupo de 10 muestras. Tan y cols.¹⁴⁴ analizaron el gap vertical de tres tipos de coronas y utilizaron el mismo tamaño muestral por grupo que los anteriores autores. Sin embargo, en un estudio de Neves y cols.¹⁰² y en uno de Krasaniki y cols.¹⁴⁵ fueron utilizados un tamaño de 5 muestras para estudiar el ajuste marginal de coronas de disilicato de litio y de coronas de alúmina, respectivamente.

En el presente estudio para la valoración de la resistencia a la fractura se testaron todas las muestras si bien cada grupo se subdividió en dos subgrupos de 10 muestras. Un subgrupo fue sometido a termociclado previo a la prueba de

resistencia a la fractura y el otro no. Este tamaño muestral se estableció de acuerdo a un estudio piloto, el cual estaba en consonancia con estudios similares^{59,122,123}.

8.1.2 Diseño del muñón

Para este trabajo se realizaron 80 muñones de titanio que reproducían la anatomía de un diente premolar inferior preparado para recibir una corona metal-cerámica. El diseño de los muñones siguió los valores estándar documentados^{67,105,146,147}: una divergencia de 6° entre las superficies opuestas y una altura de muñón de 5mm. Estos parámetros han sido también utilizados en otros estudios similares, ya sea en estudios que utilizaban muñones prefabricados o en estudios que utilizaban dientes naturales^{2,102,142,148}. Esta divergencia difiere de otros estudios en que los autores recomendaban divergencias más acentuadas que oscilaban entre los 10 y 20°¹⁴⁹⁻¹⁵¹, basándose en la dificultad de realizar clínicamente una convergencia de 6°, entre otros factores. En nuestro estudio, al ser *in vitro* y no tener esa dificultad, se optó por utilizar la divergencia más utilizada en estudios similares. La mayoría de autores coincide en que el tipo de terminación más recomendado cuando se trabaja con coronas metal-cerámica es la terminación en chamfer^{64,65}. A diferencia del estudio de Bottino y cols.² en donde la línea de terminación en chamfer era de 0.8mm de profundidad, en nuestro estudio la terminación en chamfer estuvo diseñada con una profundidad de 1mm ya que encontramos más respaldo bibliográfico¹⁵²⁻¹⁵⁴.

8.1.3 Cementado de los especímenes

Las coronas se cementaron a los muñones con cemento de ionómero de vidrio (Ketac-Cem, 3M ESPE, GmbH, Seefeld, Alemania). Este es un cemento que obtiene unos buenos resultados en lo que respecta al ajuste marginal de las coronas debido a la viscosidad que presenta^{2,153-155}.

El cemento se aplicó “pintando” las paredes internas de las coronas, tal como recomiendan Ishikiriama y cols.¹⁵⁶, asegurando así mejor ajuste marginal que si se

rellenara toda la corona de cemento. Otros estudios similares también aplicaron el cemento de esta manera^{142,157-159}.

Aunque hay estudios que realizan la cementación mediante presión digital^{100,123,133,160} basándose en que con la presión digital se puede llegar a hacer una fuerza de $78,5 \pm 12,8$ N¹⁶¹, en nuestro trabajo se cementaron las coronas ejerciendo sobre ellas una fuerza de 5 Kgf (49 N) durante el proceso de cementación, coincidiendo así con la mayoría de estudios^{2,19,142,154,162,163}. Fusayama y cols.¹⁶⁴ concluyeron que aplicando una fuerza de hasta 5 Kgf durante la cementación se mejoraba el ajuste marginal de las coronas; no obstante una vez superada esta fuerza no encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto al ajuste marginal. También concluyeron que la película de cemento aplicada en las coronas debía ser fina coincidiendo con otros estudios^{2,137-140}.

8.2 Etapas de medición del ajuste marginal

Está ampliamente referenciado que uno de los factores que más influyen en el éxito a largo plazo de las restauraciones protésicas es el buen ajuste marginal^{1-4,72-75}.

En el presente estudio se procedió a valorar el ajuste marginal en las distintas etapas del procesado de las coronas, a fin de conocer si en ellas el ajuste variaba. Groten y cols.¹⁶⁵ y Pattanaik y Nagda¹⁴² valoraron la diferencia de ajuste de las coronas antes y después de ser cementadas. No hemos encontrado estudios que comparen el ajuste marginal en las tres etapas del proceso de elaboración de coronas metal-cerámica (metal, una vez cargada la cerámica y una vez cementadas), pero si en otros tipos de coronas¹⁶⁰.

8.2.1 Diseño de la terminación

La terminación utilizada en este estudio fue la de chamfer con una profundidad de 1 mm.

El estudio de Hunter y Hunter¹⁶⁶ demostró que el diseño de la terminación influía en los resultados de ajuste marginal y concluyeron que las terminaciones en chamfer y hombro favorecían el ajuste marginal de la coronas. Bottino y cols.² compararon diferentes tipos de terminaciones obteniendo mejores resultados de ajuste en las coronas cuya terminación era un chamfer. Otros estudios similares también utilizaron el chamfer debido a que es la terminación más utilizada clínicamente^{3,19,102,141,142,144,148,167}. La ubicación de la línea de terminación del tallado y el tipo de terminación pueden hacer que el ajuste de la restauración sea más fácil de controlar, especialmente si los estudios son *in vivo*^{63,68}.

8.2.2 Metodología instrumental

Según un estudio publicado por Contrepois y cols.⁹⁶ el método más utilizado para medir el ajuste marginal es el estereomicroscopio. Hay estudios que utilizan el estereomicroscopio^{73,83,95,97,98,123,168}, otros estudios utilizan la microscopía electrónica (SEM, *scanning electron microscopy*)^{165,169}, otros usan la microscopía óptica¹⁷⁰, otros la tomografía computerizada^{102,145,171-174}, otros defienden el uso del perfilómetro¹⁰¹, otros utilizan una cámara fotográfica digital utilizando un objetivo macro¹⁴⁴ y también los hay que utilizan siliconas, que después miden para valorar el ajuste^{19,99}.

Todos tienen sus ventajas y sus inconvenientes. La microscopía electrónica es un sistema de medición costoso y susceptible a errores en función de la angulación de los especímenes¹⁰². Oliveira y cols.¹⁷⁵ compararon los resultados obtenidos con microscopía óptica y con microscopía electrónica sin encontrar diferencias entre ellos. Naert y cols.⁹⁹ no encontraron diferencias significativas entre el uso de elastómeros y el uso de un explorador, si bien consideraron útil el uso de elastómeros para evaluar el ajuste interno de la estructura primaria de la corona.

Jahangiri y cols.¹⁰³ compararon el uso de una silicona (Fit Checker, GC, Japón), un explorador y el estereomicroscopio, y recomendaron el uso de este último para analizar el ajuste marginal, medido perpendicularmente al eje axial del diente. Un inconveniente del uso del estereomicroscopio es que, aunque es muy

útil para estudios *in vitro*, no se puede utilizar en la cavidad oral. Cuando trabajamos en la cavidad oral se utiliza generalmente la sonda exploradora o un material de silicona. Esto sólo nos permite analizar desajustes superiores a $124\ \mu\text{m}$ ¹⁰³. Otro inconveniente del estereomicroscopio es la dificultad que hay para encontrar puntos de referencia claros y determinar cuál es el mejor punto de medición para cada superficie medida^{165,176}. Es por ello que en nuestro estudio se tomaron tres puntos de referencia en cada una de las superficies de la corona, un punto central y otros dos a una distancia de 1,5 mm del punto medial, para poder hacer así una media de los doce puntos medidos en cada etapa del procesado de las coronas.

8.2.3 Número de puntos de medición

El número total de puntos medidos en cada etapa de procesado fue de 12 por corona (3 por superficie).

Esto difiere del estudio de Groten y cols.¹⁶⁵ en el que refirieron que el número mínimo de mediciones que se debían realizar para medir el ajuste marginal era de 50 por corona, si bien en su estudio utilizaron sólo 10 muestras. También concluyeron que a mayor número de muestras, menos discrepancia en los resultados habría si el número de puntos medido fuera inferior a 50.

Estudios como los de Holmes y cols.⁸⁵, Sulaiman y cols.¹²⁰ o Pera y cols.¹⁷⁷ en los que se estudió el ajuste marginal de coronas realizadas con diferentes materiales, se midieron 4 puntos por corona. Sorensen¹⁷⁸ y Bhaskaran y cols.¹⁴¹ midieron un total de 8 puntos, mientras que Anusavice y Carroll¹⁷⁹ y Jahangiri y cols.¹⁰³ midieron, un total de 12 puntos por corona, al igual que en este estudio.

Basándonos en estos estudios, y en el hecho de que nuestra muestra, en el caso del estudio del ajuste marginal, era de 20 muestras por grupo, se consideró pertinente realizar 12 mediciones por corona.

8.2.4 Valoración del ajuste marginal

Hay discrepancia respecto a qué se considera clínicamente un buen ajuste marginal. Oruç y Tulunoglu¹⁸⁰ consideraron clínicamente aceptable un desajuste marginal de 50 μm en un estudio en el que compararon el ajuste de las coronas metal-cerámica de titanio y cromo-níquel. Otros autores, como McLean y Von Fraunhofer⁸⁰, afirmaron que discrepancias inferiores a 80 μm eran difíciles de detectar clínicamente, dando como valores clínicamente aceptables desajustes de hasta 120 μm después de realizar un estudio a 5 años, en el que valoraron el ajuste marginal de 1000 coronas. La mayoría de estudios consideran aceptable este desajuste marginal inferior a 120 μm ^{29,112,120,161,181-186}. Yildik y cols.¹²³ realizaron un estudio con un tamaño muestral de 20 coronas totalmente cerámicas en el que la hipótesis de trabajo era que el ajuste marginal de los dos sistemas que estudiaron era inferior a 120 μm . Cabe destacar que estudios posteriores en que se utilizaron técnicas *CAD/CAM* para las coronas, no dieron por buenos desajustes superiores a 110 μm ¹⁸⁷⁻¹⁹⁰.

En nuestro estudio, los valores de ajuste marginal, en cualquiera de las tres etapas estudiadas y en cualquiera de las cuatro maneras en las que el metal fue procesado, fueron inferiores a 110 μm .

De acuerdo a los resultados obtenidos aceptamos la primera hipótesis alternativa formulada respecto al ajuste marginal entre los distintos tipos de coronas y etapas, ya que hallamos diferencias estadísticamente significativas entre las coronas de cromo-cobalto elaboradas mediante la técnica de colado en sus distintas etapas de procesado respecto a las coronas elaboradas con las técnicas *CAD/CAM* (sinterizadas, fresadas y presinterizadas). Si analizamos el ajuste marginal de las coronas realizadas mediante las técnicas *CAD/CAM* entre sí, hallamos diferencias estadísticamente significativas entre las coronas realizadas mediante la técnica de sinterización y de fresado con las realizadas mediante la técnica de pre-sinterización. Entre las coronas realizadas mediante la técnica de sinterizado y las realizadas mediante la técnica de fresado, no encontramos diferencias estadísticamente significativas.

En lo referente a la segunda hipótesis referida al ajuste marginal en las distintas etapas de cada uno de los tipos de corona, la aceptamos parcialmente, ya que en las coronas cromo-cobalto en cualquiera de las maneras en que han sido elaboradas (coladas, sinterizadas, fresadas y presinterizadas) existen diferencias estadísticamente significativas entre la etapa de metal con la de la carga de la cerámica y de ésta respecto a la etapa de cementado, pero no encontramos diferencias estadísticamente significativas entre la etapa de metal y la del cementado.

Los valores obtenidos de ajuste marginal en la fase de metal fueron mejores en las coronas elaboradas mediante la técnica de *CAD/CAM* que los valores obtenidos en las coronas elaboradas mediante la técnica de colado (colado = $109,60 \mu\text{m} \pm 27,85$; sinterizado = $8,41 \mu\text{m} \pm 3,92$; fresado = $15,94 \mu\text{m} \pm 10,60$; presinterizado = $31,04 \mu\text{m} \pm 11,08$). Estos resultados coinciden con los del estudio de Shokry y cols.¹¹¹ en el que estudiaron el efecto en el ajuste marginal de la carga de la cerámica; en este estudio el ajuste marginal en la fase de metal de las coronas elaboradas mediante la técnica de colado era significativamente menor que las elaboradas mediante técnicas *CAD/CAM*. Bhaskaran y cols.¹⁴¹ compararon el ajuste marginal de coronas elaboradas mediante la técnica de colado y la técnica de sinterización por láser en la fase de metal, obteniendo, también, mejor ajuste marginal con la técnica de sinterización por láser (colado = $45,36 \mu\text{m}$; sinterizado = $10,52 \mu\text{m}$). Sin embargo, nuestros resultados discreparon del estudio que realizaron Tan y cols.¹⁴⁴ en el que compararon el ajuste marginal en la fase de metal de 30 coronas ($n=10$) elaboradas mediante *CAD/CAM* (fresado), *CAM* (fresado) y mediante la técnica de colado. Según sus resultados (fresado = $79,43 \mu\text{m} \pm 25,46$; *CAM* = $73,12 \mu\text{m} \pm 24,15$; colado = $23,91 \mu\text{m} \pm 9,80$) no obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas *CAD/CAM* y *CAM*, aunque sí encontraron diferencias estadísticamente significativas entre estos dos sistemas y las realizadas mediante la técnica de colado. Kim y cols.⁶⁰ compararon el ajuste marginal de coronas elaboradas mediante la técnica de colado y mediante la técnica de sinterizado ($n=10$) obteniendo mejor ajuste marginal en la fase de metal en las

elaboradas mediante la técnica de colado (colado = $62,3 \mu\text{m} \pm 14,3$; sinterizado = $75,0 \mu\text{m} \pm 9,9$).

Como podemos comprobar con los datos referenciados y los del presente estudio, hay una marcada variabilidad en los ajustes obtenidos en las distintas técnicas e incluso en una misma técnica. En cuanto a lo que respecta a la técnica de colado, sabemos que es muy dependiente del factor humano, y por tanto la variabilidad posiblemente en gran medida dependía de la habilidad del técnico de laboratorio. En cuanto a las basadas en técnicas *CAD/CAM*, cabría pensar que está en función de la mayor exactitud de los instrumentos y los softwares implicados. Atendiendo a esto, si bien cabría esperar una mejora en los ajustes en los estudios más recientes respecto a otros más tardíos en razón de los avances tecnológicos, esto no se acaba cumpliendo al comprobar las fechas de su realización.

Sin lugar a dudas, otro factor determinante en la variabilidad de resultados podría ser la metodología utilizada para hacer la medición del ajuste, que en el caso de los estudios referenciados es distinto.

En los sistemas *CAD/CAM*, las características del software y hardware del escáner son factores a tener en cuenta cuando se trabaja con estos sistemas¹⁹¹. Por otro lado, cabe tener presente que al basarse en sistemas informáticos los fabricantes tienen la posibilidad de regular el sistema para optimizar el ajuste marginal aumentando el desajuste interno. Estudios como los de Pattanaik y Nagda¹⁴², Ushiwata y cols.⁴ o Bottino y cols.² concluyeron que las coronas en las que se utilizó espaciador presentaban mejor ajuste marginal que las que se realizaron sin espaciador.

Quante K y cols.¹⁹ estudiaron el ajuste interno de las coronas realizando una comparación de los sistemas colado y sinterizado. Para valorar el ajuste interno utilizaron silicona fluida (Fit Checker, GC, Japón) y concluyeron que el desajuste interno de la corona era parecido en los dos sistemas, no hallando diferencias significativas. Posteriormente Ucar y cols.²⁴ compararon el ajuste interno entre coronas de metal-cerámica realizadas en cromo-cobalto utilizando la técnica de sinterizado por láser con coronas de metal-cerámica realizadas en cromo-níquel y

cromo-cobalto colado. Tampoco encontraron diferencias significativas entre los tres grupos.

Bhaskaran y cols.¹⁴¹ realizaron un estudio en el que compararon el ajuste marginal e interno en coronas elaboradas mediante la técnica de colado y la de sinterizado. Aunque obtuvieron mejores resultados en lo que respecta al ajuste marginal en las coronas sinterizadas, concluyeron que el ajuste interno era mejor en las coronas realizadas mediante la técnica de colado.

Al no ser, el ajuste interno, uno de nuestros objetivos se dejó a criterio del fabricante la elección de este parámetro, a fin de que diera aquel que consideraba más óptimo para su producto.

En nuestro estudio los mejores valores de ajuste marginal se obtuvieron en la etapa en que la cofia metálica recibió el recubrimiento cerámico, esto se cumplió tanto con las coronas coladas como con las realizadas con sistemas CAD/CAM (colado = $43,04 \mu\text{m} \pm 24,60$; sinterizado = $3,26 \mu\text{m} \pm 2,53$; fresado = $8,62 \mu\text{m} \pm 8,87$; presinterizado = $19,32 \mu\text{m} \pm 10,17$). Esto lo atribuimos a que los desajustes de las cofias metálicas fueron mejorados con la cerámica. Esto contradice el estudio de Shokry y cols.¹¹¹ en el que estudiaron el efecto a nivel del ajuste marginal de la carga de la cerámica con dos tipos de cerámica y cuatro tipos de metal. Obtuvieron incrementos de ajuste de entre 2 y 23 μm en función de la técnica de elaboración. En su estudio no utilizaron espaciador durante la confección de las coronas, esto podría explicar la diferencia de resultados, ya que la carga de la cerámica puede producir la contracción de la parte más fina del metal impidiendo el correcto asentamiento de las coronas^{110,112}. Kim y cols.⁶⁰ compararon el ajuste marginal de las coronas realizadas con cromo-cobalto colado y sinterizado, y concluyeron también que la cerámica empeoraba de manera estadísticamente significativa el ajuste marginal.

En el presente estudio el cementado de las coronas supuso un empeoramiento del ajuste respecto a la fase de la carga de la cerámica por el

espacio que ocupaba el cemento. Esta discrepancia en el ajuste marginal entre las coronas una vez cargada la cerámica y tras el cementado coincidió con otros estudios. Groten y cols.¹⁶⁵ obtuvieron un empeoramiento del ajuste de entre 20 y 30 μm con el cementado de las coronas de *in Ceram*; en su estudio utilizaron como cemento el fosfato de zinc.

Pattanaik y Nagda¹⁴² midieron la diferencia de ajuste entre coronas de cromo-níquel antes y después de ser cementadas obteniendo, también, peores resultados después del cementado. También concluyeron que las coronas cementadas con fosfato de zinc presentaban un empeoramiento del ajuste marginal de 30,4 μm , mientras que en el resto de coronas cementadas con dos cementos de base de resina esta diferencia de desajuste aumenta hasta las 55 μm . Kern y cols.¹⁹² afirmaron que, dependiendo del tipo de cemento, el ajuste marginal de las coronas empeoraba de entre 15 μm y 55 μm en el momento del cementado.

En nuestro estudio, este empeoramiento de ajuste marginal era mayor en el caso de las coronas elaboradas mediante la técnica de colado (56,70 μm) y menor en las coronas realizadas mediante técnicas *CAD/CAM* (sinterizado = 12,49 μm ; fresado = 12,11 μm ; presinterizado = 16,72 μm). Estos valores, exceptuando los del colado, estarían en la parte inferior de los valores o rangos citados anteriormente.

Según los resultados obtenidos en nuestro estudio las coronas cementadas presentaron un ajuste marginal inferior a 100 μm en cualquiera de las 4 maneras en que fueron elaboradas (coladas = 99,74 μm , sinterizadas = 15,75 μm , fresadas = 20,73 μm , presinterizadas = 36,04 μm) siendo las realizadas con la técnica de colado las que ofrecieron peores resultados de ajuste. De las coronas elaboradas con sistemas *CAD/CAM*, con las que se obtuvieron mejores resultados fueron las elaboradas mediante la técnica de sinterizado. Estos resultados coinciden con los del estudio de Örtorp y cols.¹⁴³ en el que compararon el ajuste marginal de prótesis parciales fijas de metal-cerámica elaboradas con cromo-cobalto colado, fresado, cera fresada para después colar y sinterizado, con una muestra total de 32 muestras (8 muestras por grupo), dando como resultado un mejor ajuste de las prótesis elaboradas mediante la técnica de sinterizado (89,75 μm) una vez cementadas. Las

prótesis parciales elaboradas mediante la técnica de fresado presentaron un ajuste mucho peor que el nuestro (225,25 μm). La técnica de medición del ajuste marginal que utilizaron consistente en el tallado en sentido sagital la prótesis parcial fija y medir el desajuste sólo en dos puntos por pilar, podría explicar la disparidad de sus resultados con los del presente estudio.

Harish y cols.¹⁰⁰ realizaron un estudio en el que compararon el ajuste marginal de coronas de cromo-cobalto elaboradas mediante la técnica de colado y mediante la técnica de sinterización por láser y cementadas con cemento de fosfato de zinc; hallaron mejores resultados de ajuste marginal en las coronas elaboradas mediante la técnica de sinterización (colado = 176,57 $\mu\text{m} \pm 25,82$; sinterizado = 102,15 $\mu\text{m} \pm 17,2$). Esta diferencia de valores en el ajuste marginal respecto a nuestro estudio se podría deber a dos factores: la técnica utilizada en la cementación de las muestras, que no fue mediante una presión constante de 50 Kgf, sino que utilizaron una técnica digital; y la manera en que el ajuste fue medido: seccionado de las coronas por la mitad y medición sólo por los dos puntos correspondientes al corte realizado, de similitud con lo realizado por Örtorp y cols.¹⁴³.

Por último mencionar que otro factor que podría influir en la diferencia de ajuste marginal entre las distintas maneras de elaborar las coronas de cromo-cobalto, es la diferencia de coeficiente de expansión térmica existente entre las distintas presentaciones de la aleación de cromo-cobalto^{19,193,194}. Según Buchanan y cols.¹⁹⁵ la diferencia del coeficiente de expansión térmica afecta negativamente al ajuste marginal, cuando el coeficiente del metal es inferior al de la cerámica.

8.3 Resistencia a fuerzas compresivas de 4000N

La fractura de la cerámica es una de las principales causas de fracaso de las restauraciones metal-cerámicas. En un estudio publicado por Walton y cols.⁸⁸ en el que estudiaron la supervivencia de las coronas y las prótesis parciales fijas realizadas con metal-cerámica, concluyeron que la fractura de la cerámica era la segunda causa de fracaso en los casos de prótesis parciales, 72 (16%) de 451, y

la primera en los casos de coronas unitarias. En un estudio retrospectivo a 7 años de Strub y cols.¹⁹⁶, con 25 fracturas de 975 casos (un 2,5% del total de casos), se concluyó que la fractura de la cerámica era la primera causa de fracaso del tratamiento. Cheung¹⁹⁷ situó dicho fracaso en el 6,25%. En el caso de prótesis fija sobre implantes, la fractura del material de revestimiento ha sido referenciada como la primera causa de complicaciones técnicas¹⁹⁸.

No hemos encontrado estudios que limiten las pruebas de resistencia a fuerzas compresivas a una determinada fuerza, pero es evidente que la musculatura de la masticación no permite realizar una fuerza mayor de 4000 N¹⁹⁹. Esto sumado a que la máquina de ensayos realizaba una fuerza compresiva de 4000 N dentro de su límite de total seguridad para su buen funcionamiento, se dejó esta fuerza como la fuerza máxima a aplicar, y habiendo la posibilidad de que alguna corona resistiera esta fuerza, se decidió repetir la carga en esos casos.

8.3.1 Termociclado de las muestras

El presente trabajo también contempló el efecto del termociclado en el comportamiento de la cerámica a las fuerzas de compresión, para acercarnos un poco más a la realidad clínica^{131,132,200}.

El número de ciclos a que se sometieron las muestras, 2000, es similar al de otros estudios^{131,132,135,201}. Otros autores termociclaron las muestras un número inferior de ciclos¹³⁰ y otros un número superior a los 2000 ciclos^{59,83,122,202}. Ante esta disparidad cabe destacar que Garey y cols. a partir de su estudio concluyeron que termociclados superiores a 400 ciclos no influían en los resultados²⁰³.

Oyafuso y cols.²⁰² estudiaron la influencia del termociclado, la fatiga y la combinación de ambas en la resistencia a la fractura de la cerámica en las aleaciones metal-cerámica; para ello termociclaron las muestras 3000 ciclos. Keshvad y cols.⁸³ estudiaron la resistencia a la fractura de las incrustaciones de cerámica realizadas con dos tipos diferentes de cerámica; previa a la prueba de resistencia a la fractura termociclaron toda la muestra 5000 ciclos. Suleiman y Vult von Steyern¹²² también realizaron 5000 ciclos de termociclado en un estudio en el

que compararon la resistencia a la fractura de la cerámica de 50 coronas (n=10) elaboradas en cromo-cobalto colado, fresado y sinterizado. Krug y cols.⁵⁹ realizaron 10000 ciclos de termociclado en la mitad de las muestras de un estudio en el que comparaban la resistencia a la fractura de la cerámica sobre coronas metal-cerámica de cromo-cobalto elaborado mediante la técnica de colado y las coronas metal-cerámica de cromo-cobalto elaborado mediante la técnica de presinterizado y la influencia del termociclado en la resistencia

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 2000 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.¹³⁵.

8.3.2 Metodología

Para medir la resistencia a la fractura de la cerámica se utilizó la máquina de ensayos Quasar 5 (GALDABINI, VA, Italia). Ésta aumentaba la fuerza sobre los especímenes con una progresión de 0.5 mm / min, siguiendo así el protocolo utilizado en la mayoría de estudios en que se valoró la resistencia a la carga estática de las cerámicas^{118,123,204-209}.

Al igual que en estudios similares, entre la punta de la máquina de ensayos que aplicaba la carga y las muestras se colocó un material plástico para una mejor distribución de las fuerzas compresivas. En nuestro estudio, entre las coronas y la punta de la máquina de ensayos se colocaron 3 diques de goma con un grosor total de 0,60 mm. En función de los autores el material utilizado en estudios similares variaba, al igual que el grosor que oscilaba entre 0,5 y 1 mm^{83,118,119,122}.

Suleiman y Vult von Steyern¹²², en un estudio que realizaron para comprobar la resistencia de la cerámica en coronas elaboradas con cromo-cobalto colado, sinterizado y fresado, colocaron entre la punta de la máquina de ensayos y las

muestras láminas de plástico de 1 mm de grosor. Keshvad y cols.⁸³ también utilizaron láminas de plástico en un estudio en el que compararon la resistencia de las incrustaciones de cerámica.

Cho y cols.¹¹⁹ 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 N ± 312) que en las totalmente cerámicas. Las coronas metal-cerámicas utilizadas fueron coladas y la aleación fue de Ni-Cr. En nuestro estudio, la fuerza compresiva se aplicó vertical (angulación de 0° respecto al eje mayor del diente), coincidiendo con otros estudios que analizaron la resistencia a la fractura en dientes posteriores^{118,123,204-206}.

8.3.3 Valores de resistencia a fuerzas compresivas

Está documentado que la fuerza de masticación en los dientes anteriores varía de entre 2 a 46,8 Kgf (19,6 a 458,9 N) y en los dientes posteriores de los 6,8 a los 81,8 Kgf (66,6 a 802,2 N)^{199,210,211}. Esta fuerza es menor que la fuerza aplicada en nuestro estudio (4000 N).

Las propiedades de los dos materiales que forman las coronas (el metal y la cerámica) deben ser compatibles, sobre todo en lo que respecta al coeficiente de expansión térmica (CET), y en el comportamiento químico y mecánico de estos materiales, ya que tendrán efectos en la resistencia^{12,18,23,26,32,37}. En estos aspectos los metales y las cerámicas utilizadas en este estudio de investigación eran compatibles de acuerdo a las indicaciones del fabricante de la cerámica utilizada (vitaVM13, Bad Säckingen, Alemania).

Según Anusavice¹²⁵, la fractura de la cerámica no significa el fracaso del tratamiento y en función del tipo de fractura, clasificada por Heintze y Rousson¹²⁶, puede siquiera necesitar tratamiento restaurador. En este estudio valoramos como fractura cualquier pérdida de la integridad de la corona, sin especificar su grado.

En una comparación de la resistencia a la fractura de la cerámica mediante fuerzas verticales entre coronas de metal-cerámica y coronas galvano-cerámicas realizado por Ghazy y Madina²¹² sobre 60 premolares, concluyeron que eran más resistentes las coronas de metal-cerámica con una resistencia a la fractura de 1264,07 N frente a los 453,23 N de las coronas galvano-cerámicas. En este estudio se cementaron las coronas con tres cementos distintos (fosfato de zinc, ionómero de vidrio y cemento de resina). El metal utilizado en las coronas metal-cerámicas fue una aleación de cromo-níquel. Los mejores resultados respecto a la resistencia a la fractura de la cerámica de estas coronas se obtuvieron con las coronas cementadas con cemento de resina (1503,80 N \pm 290,97) y los peores con las coronas cementadas con fosfato de zinc (1119,20 N \pm 294,28).

Las pruebas de resistencia a fuerzas compresivas realizadas en nuestro estudio dieron como resultado valores por encima de los obtenidos por la mayoría de autores^{119,122,123,212}. Tanto las coronas realizadas con la técnica de colado como las realizadas con la técnica de presinterizado, independientemente de que hubiesen sido sometidas al proceso de termociclado o no, presentaron una resistencia a la fractura inferior a 4000 N pero sí por encima de los 802,2 N, que es la fuerza máxima en dientes posteriores¹⁹⁹ y también por encima del valor límite de 100 MPa (que equivale a 100 N/mm²) establecido por la norma ISO 6872 (valoración hecha salvando las diferencias de las unidades de medición y teniendo presente las dimensiones de la punta de la máquina de ensayos que aplicó la carga).

Las coronas confeccionadas mediante la técnica de sinterizado y las confeccionadas mediante la técnica de fresado presentaron una evidente distinta respuesta respecto a las anteriores. En el caso de las coronas confeccionadas mediante la técnica de fresado, el 50% de las muestras, tanto las que fueron sometidas al proceso de termociclado como las que no, no se fracturaron ante una carga compresiva de 4000 N, por lo que fueron sometidas a una segunda carga de 4000 N, de acuerdo al protocolo establecido. En las coronas realizadas mediante la

técnica de sinterizado, este porcentaje aumentó hasta el 60%, independientemente que hubiesen sufrido el proceso de termociclado, siendo las que dieron mejores resultados en cuanto a la resistencia a las fuerzas compresivas de 4000 N. Si bien no lo podemos avalar estadísticamente por la falta de valores de fractura, es evidente a la vista de los datos referenciados anteriormente y los expuestos en la tabla de frecuencias de los distintos fenómenos acontecidos para cada tipo de corona al aplicar fuerzas de 4000 N, mostrada en resultados.

Suleiman y Vult von Steyern¹²² realizaron un estudio en el que determinaron la resistencia a la cerámica de coronas realizadas en cromo-cobalto mediante la técnica de colado, fresado y sinterizado previo 5000 ciclos de termociclado de las muestras y 10000 ciclos de carga cíclica, y con un tamaño muestral de 10 por técnica. A diferencia de nuestro estudio, los peores resultados los obtuvieron con las coronas realizadas mediante la técnica de sinterizado ($1448 \text{ N} \pm 168$) y los mejores mediante la técnica de fresado ($1643 \text{ N} \pm 153$). Las coronas realizadas mediante la técnica de colado presentaban una resistencia a la fractura de $1560 \text{ N} \pm 274$. En este estudio, aun siendo un estudio *in vitro* sobre dientes molares, la angulación de la máquina de ensayos fue de 10° . Esto, junto con el hecho de que las muestras fueron sometidas a 10000 ciclos de carga cíclica, podría explicar la diferencia de valores respecto a nuestro estudio.

Krug y cols.⁵⁹ realizaron un estudio en el que comprobaron la resistencia a la fractura de la cerámica en coronas metal-cerámica de cromo-cobalto elaboradas mediante la técnica de colado y la técnica de presinterizado y la influencia del termociclado. No encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los dos sistemas de elaboración. Tanto los resultados de las muestras sometidas a proceso de termociclado (colado = $4767,92 \text{ N} \pm 654,91$; presinterizado = $5419,04 \text{ N} \pm 482,35$) como los de las muestras no sometidas al proceso de termociclado (colado = $5164 \text{ N} \pm 432,91$; presinterizado = $4686,02 \text{ N} \pm 427,66$) superan los 4000 N de fuerza de compresión, siendo estos resultados superiores a los nuestros.

En el presente estudio, no constatamos que el termociclado realizado afectara de manera estadísticamente significativa a la resistencia a las fuerzas compresivas

de 4000 N de las coronas de la técnica de colado y presinterizado. Esto coincide con el estudio de Oyafuso y cols.²⁰² en el que analizaron la resistencia a la fractura de la cerámica en las aleaciones de metal-cerámica realizadas en oro y titanio después de haber sido sometidas un proceso de 3000 ciclos de termociclado.

En este estudio de investigación se dieron fracturas en el momento de abortar la carga compresiva y realizar una tracción (resultante de la descompresión), tras llegar a los 4000 N preestablecidos. Esto se explicaría por las propiedades que presentan los materiales cerámicos en lo que se refiere a las fuerzas compresivas y de tracción. Su resistencia a la fractura ante fuerzas de tracción es muy inferior a la que se da ante fuerzas compresivas. Esto se debe a que las cargas de compresión cierran las fisuras de fractura, mientras que las de tracción tienden a abrirlas²¹³. Este fenómeno no lo hemos encontrado referenciado en ninguno de los artículos revisados sobre estudios similares, ello se debería a que en ninguno de ellos se valoró la resistencia a la cerámica a una determinada fuerza compresiva que diera pie a una tracción (descompresión) posterior por lo que no pudieron detectar este fenómeno.

9 CONCLUSIONES

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

1. Las coronas metal-cerámica elaboradas mediante técnicas *CAD/CAM* presentan un mejor ajuste marginal que las realizadas mediante la técnica de colado.
2. Las coronas elaboradas con la técnica *CAD/CAM* de sinterizado por láser y de fresado presentan un mejor ajuste marginal que las realizadas mediante la técnica *CAD/CAM* de presinterizado.
3. La carga de la cerámica mejora el ajuste marginal respecto al ajuste en la fase de metal de las coronas metal-cerámica independientemente de la técnica utilizada para su elaboración.
4. El cementado de las coronas empeora el ajuste marginal respecto al ajuste en el momento de la carga de la cerámica independientemente de la técnica utilizada para su elaboración.
5. Las coronas metal-cerámica realizadas mediante la técnica de colado o mediante la técnica *CAD/CAM* de presinterizado presentan un resistencia a fuerzas compresivas inferiores a 4000 N.
6. El 50% o más de las coronas realizadas mediante técnicas *CAD/CAM* de sinterización por láser y de fresado presentan una resistencia a fuerzas compresivas superior a 4000 N.
7. El termociclado de 2000 ciclos no influye en la resistencia a fuerzas compresivas de las coronas realizadas mediante la técnica de colado y las realizadas mediante la técnica *CAD/CAM* de presinterizado.
8. Las cerámicas sometidas a fuerzas de compresión pueden presentar fracturas al disminuir la fuerza por un efecto de fuerza de tracción.

10 PERSPECTIVAS DE FUTURO

El ajuste marginal y la resistencia a la fractura de la cerámica son factores que determinan el éxito a medio y largo plazo de las restauraciones realizadas en la cavidad oral independientemente del material utilizado y del tipo de restauración, lo que hace que sean temas en permanente vigencia atendiendo a la aparición constante de nuevos materiales y de nuevas técnicas de fabricación de las coronas, así como de preparación de los dientes pilares, como la propuesta por el Dr. Loi.

Los resultados obtenidos en cuanto a la fractura de la cerámica, en la que aparecen fracturas de la cerámica en el momento de disminuir las fuerzas de compresión, nos plantean la posibilidad de realizar estudios de resistencia a fuerzas compresivas limitadas para analizar el comportamiento de la cerámica a fuerzas de descompresión.

Otros aspectos a abordar en futuros estudios son el ajuste interno y el efecto de fuerzas cíclicas sobre las cerámicas de recubrimiento.

11 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Syu JZ, Byrne G, Laub LW, Land MF. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *Int J Prosthodont* 1993;6(1):25-30.
2. 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.
3. Goldin EB, Boyd NW, 3rd, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 2005;93(2):143-147.
4. Ushiwata O, de Moraes JV, Bottino MA, da Silva EG. Marginal fit of nickel-chromium copings before and after internal adjustments with duplicated stone dies and disclosing agent. *J Prosthet Dent* 2000;83(6):634-643.
5. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mater* 2005;21(5):445-453.
6. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299-307.
7. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137 Suppl:22S-31S.
8. Kurbad A, Schnock HA. A method for the easy fabrication of all-ceramic bridges with the Cerec system. *Int J Comput Dent* 2009;12(2):171-185.
9. Reitemeier B, Hansel K, Kastner C, Walter MH. Metal-ceramic failure in noble metal crowns: 7-year results of a prospective clinical trial in private practices. *Int J Prosthodont* 2006;19(4):397-399.
10. Geminiani A, Lee H, Feng C, Ercoli C. The influence of incisal veneering porcelain thickness of two metal ceramic crown systems on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent* 2010;103(5):275-282.
11. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 1. Outcome. *Int J Prosthodont* 2002;15(5):439-445.
12. Ozcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil* 2003;30(3):265-269.

13. Kelly JR. *Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin North Am* 2004;48(2):viii, 513-30.
14. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. *Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. J Prosthodont* 2009;18(2):188-194.
15. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jr. *Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repair systems to porcelain or metal substrates. J Prosthet Dent* 2001;86(5):526-531.
16. dos Santos JG, Fonseca RG, Adabo GL, dos Santos Cruz CA. *Shear bond strength of metal-ceramic repair systems. J Prosthet Dent* 2006;96(3):165-173.
17. Lombardo GH, Nishioka RS, Souza RO, Michida SM, Kojima AN, Mesquita AM, et al. *Influence of surface treatment on the shear bond strength of ceramics fused to cobalt-chromium. J Prosthodont* 2010;19(2):103-111.
18. Joias RM, Tango RN, Junho de Araujo JE, Junho de Araujo MA, Ferreira Anzaloni Saavedra Gde S, Paes-Junior TJ, et al. *Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. J Prosthet Dent* 2008;99(1):54-59.
19. Quante K, Ludwig K, Kern M. *Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. Dent Mater* 2008;24(10):1311-1315.
20. Geis-Gerstorfer J, Sauer KH, Passler K. *Ion release from Ni-Cr-Mo and Co-Cr-Mo casting alloys. Int J Prosthodont* 1991;4(2):152-158.
21. de Vasconcellos LG, Buso L, Lombardo GH, Souza RO, Nogueira L, Jr, Bottino MA, et al. *Opaque layer firing temperature and aging effect on the flexural strength of ceramic fused to cobalt-chromium alloy. J Prosthodont* 2010;19(6):471-477.
22. Pretti M, Hilgert E, Bottino MA, Avelar RP. *Evaluation of the shear bond strength of the union between two CoCr-alloys and a dental ceramic. J Appl Oral Sci* 2004;12(4):280-284.
23. do Prado RA, Panzeri H, Fernandes Neto AJ, das Neves FD, da Silva MR, Mendonca G. *Shear bond strength of dental porcelains to nickel-chromium alloys. Braz Dent J* 2005;16(3):202-206.
24. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. *Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. J Prosthet Dent* 2009;102(4):253-259.

25. 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):600-605.
26. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dent Mater* 2008;24(10):1400-1404.
27. Willer J, Rossbach A, Weber HP. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent* 1998;80(3):346-353.
28. 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.
29. Samet N, Resheff B, Gelbard S, Stern N. A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 1995;73(5):457-463.
30. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137(9):1289-1296.
31. Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H, Feilzer A. Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. *Quintessence Int* 2009;40(8):655-662.
32. Kellerhoff RK, Fischer J. In vitro fracture strength and thermal shock resistance of metal-ceramic crowns with cast and machined AuTi frameworks. *J Prosthet Dent* 2007;97(4):209-215.
33. Suputtamongkol K, Anusavice KJ, Suchatlampong C, Sithiamnuai P, Tulapornchai C. Clinical performance and wear characteristics of veneered lithia-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater* 2008;24(5):667-673.
34. Chung KH, Hwang YC. Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. *J Prosthet Dent* 1997;78(3):267-274.

35. Wu Y, Moser JB, Jameson LM, Malone WF. The effect of oxidation heat treatment of porcelain bond strength in selected base metal alloys. *J Prosthet Dent* 1991;66(4):439-444.
36. Viennot S, Dalard F, Lissac M, Grosogeat B. Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *Eur J Oral Sci* 2005;113(1):90-95.
37. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002;87(4):351-363.
38. Shillingburg H. *Fundamentos esenciales en próteisi fija*. 3ª ed. Barcelona: Quintessence; 2006.
39. Touati B. Innovative dental ceramics: expanding the material alternatives. *Pract Proced Aesthet Dent* 2005;17(5):357-358.
40. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 2005;94(1):10-92.
41. Classification system for cast alloys. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc* 1984;109(5):766.
42. Titanium applications in dentistry. *J Am Dent Assoc* 2003;134(3):347-349.
43. Macchi R. *Materiales dentales*. 4 ed. Madrid: Médica Panamericana; 2007.
44. Morris HF, Manz M, Stoffer W, Weir D. Casting alloys: the materials and "The Clinical Effects". *Adv Dent Res* 1992;6:28-31.
45. Boning K, Walter M. Palladium alloys in prosthodontics: selected aspects. *Int Dent J* 1990;40(5):289-297.
46. Suansuwan N, Swain MV. New approach for evaluating metal-porcelain interfacial bonding. *Int J Prosthodont* 1999;12(6):547-552.
47. Macchi RL. *Materiales dentales*. 4a ed. Buenos Aires; Madrid etc.: Médica Panamericana; 2011.
48. Knosp H, Holliday RJ, Corti CW. Gold in dentistry: alloys, uses and performance. *Gold Bull* 2003;36(3):93-102.
49. Henriques B, Soares D, Silva FS. Microstructure, hardness, corrosion resistance and porcelain shear bond strength comparison between cast and hot pressed CoCrMo alloy for metal-ceramic dental restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* 2012;12:83-92.

50. Rhoads J, Rudd K, Morrow R. *Procedimiento en el laboratorio dental. Tomo II. Prótesis fija*. Barcelona: Salvat; 1988.
51. Hopkinson N, Hague R, Dickens P. *Rapid Manufacturing: An industrial revolution for digital age*. John Wiley&Sons 2006;.
52. Hague R, Mansour S, Saleh N, Harris R. *Materials analysis of stereolithography resins for use in Rapid Manufacturing*. *J Mater Sci Mater Med* 2004;39(7):2457-2464.
53. Reclaru L, Meyer JM. *Effects of fluorides on titanium and other dental alloys in dentistry*. *Biomaterials* 1998;19(1-3):85-92.
54. Reclaru L, Luthy H, Eschler PY, Blatter A, Susz C. *Corrosion behaviour of cobalt-chromium dental alloys doped with precious metals*. *Biomaterials* 2005;26(21):4358-4365.
55. Qiu J, Yu WQ, Zhang FQ, Smales RJ, Zhang YL, Lu CH. *Corrosion behaviour and surface analysis of a Co-Cr and two Ni-Cr dental alloys before and after simulated porcelain firing*. *Eur J Oral Sci* 2011;119(1):93-101.
56. Riquier R. *Comparación de la técnica de fresado y la sinterización por láser*. *Quintessence técnica* 2007;18(2):66-78.
57. Patel B, Inam F, Reece M, Edirisinghe M, Bonfield W, Huang J, et al. *A novel route for processing cobalt-chromium-molybdenum orthopaedic alloys*. *J R Soc Interface* 2010;7(52):1641-1645.
58. Lee JH. *An accelerated technique for a ceramic-pressed-to-metal restoration with CAD/CAM technology*. *J Prosthet Dent* 2014;112(5):1021-1023.
59. Krug KP, Knauber AW, Nothdurft FP. *Fracture behavior of metal-ceramic fixed dental prostheses with frameworks from cast or a newly developed sintered cobalt-chromium alloy*. *Clin Oral Investig* 2015;19(2):401-411.
60. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim HY, Kim JH. *Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques*. *J Adv Prosthodont* 2013;5(2):179-186.
61. Takaichi A, Suyalatu, Nakamoto T, Joko N, Nomura N, Tsutsumi Y, et al. *Microstructures and mechanical properties of Co-29Cr-6Mo alloy fabricated by*

- selective laser melting process for dental applications. J Mech Behav Biomed Mater* 2013;21:67-76.
62. Wu L, Zhu H, Gai X, Wang Y. Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent* 2014;111(1):51-55.
63. Lombardas P, Carburaru A, McAlarney ME, Toothaker RW. Dimensional accuracy of castings produced with ringless and metal ring investment systems. *J Prosthet Dent* 2000;84(1):27-31.
64. Friedlander LD, Munoz CA, 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):159-168.
65. Doyle MG, Munoz CA, Goodacre CJ, Friedlander LD, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: 2. *Int J Prosthodont* 1990;3(3):241-248.
66. Han TJ, Takei HH. Progress in gingival papilla reconstruction. *Periodontol* 2000 1996;11:65-68.
67. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Prótesis fija contemporánea*. 4 ed. Elsevier España; 2008.
68. Ackerman MB. The full coverage restoration in relation to the gingival sulcus. *Compend Contin Educ Dent* 1997;18(11):1131-8, 1140; quiz 1142.
69. Kina S, Bruguera A. *Esthetic Ceramic Restoration*. Artes Médicas 2009;.
70. Suarez M. Factores a considerar en el cementado de las restauraciones de prótesis fija. *RDOE* 1994;6(6):335-340.
71. Loi I, Di Felice A. Biologically oriented preparation technique (BOPT): a new approach for prosthetic restoration of periodontically healthy teeth. *Eur J Esthet Dent* 2013;8(1):10-23.
72. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MM, Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2013;109(2):83-87.
73. Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent* 2010;104(4):216-227.

74. Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont* 2010;2(2):33-38.
75. Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent* 1989;62(3):264-269.
76. Foster LV. Failed conventional bridge work from general dental practice: clinical aspects and treatment needs of 142 cases. *Br Dent J* 1990;168(5):199-201.
77. Gascón F, Gil J, Fons A, Badal R. Análisis experimental de dos líneas de terminación en restauraciones ceramometálicas. *Avances en Odontoestomatología* 1990;6:525-530.
78. Sola M, Labaig C, Martínez A. Estudio comparativo "in vitro" del desajuste marginal de restauraciones ceramometálicas y completas de cerámica. *Soprodent* 1993;6:67-70.
79. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62(4):405-408.
80. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131(3):107-111.
81. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(5):620-625.
82. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont* 2004;17(1):59-64.
83. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J Prosthodont* 2011;20(7):535-540.
84. Davis DR. Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1988;59(1):12-16.
85. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1992;67(5):594-599.

86. Reich S, Gozdowski S, Trentzsch L, Frankenberger R, Lohbauer U. Marginal fit of heat-pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. *Oper Dent* 2008;33(6):644-650.
87. Donovan TE, Cho GC. Soft tissue management with metal-ceramic and all-ceramic restorations. *J Calif Dent Assoc* 1998;26(2):107-112.
88. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 1986;56(4):416-421.
89. Tjan AH, Sarkissian R. Effect of preparation finish on retention and fit of complete crowns. *J Prosthet Dent* 1986;56(3):283-288.
90. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil* 2005;32(7):526-530.
91. Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Sakurai S, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns. *J Prosthodont Res* 2011;55(1):40-43.
92. Komine F, Shiratsuchi H, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of porcelain-firing procedures on the marginal distortion of electroformed metal-ceramic restorations. *Quintessence Int* 2007;38(10):E583-8.
93. Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2006;95(3):237-242.
94. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005;32(6):441-447.
95. Lee KB, Park CW, Kim KH, Kwon TY. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dent Mater J* 2008;27(3):422-426.
96. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2013;110(6):447-454.e10.
97. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *J Prosthet Dent* 2011;105(4):249-255.

98. Vanlioglu BA, Evren B, Yildiz C, Uludamar A, Ozkan YK. *Internal and marginal adaptation of pressable and computer-aided design/computer-assisted manufacture onlay restorations. Int J Prosthodont* 2012;25(3):262-264.
99. Naert I, Van der Donck A, Beckers L. *Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. J Oral Rehabil* 2005;32(1):51-57.
100. V H, Ali SAM, N J, Ifthikar M, Senthil S, Basak D, et al. *Evaluation of internal and marginal fit of two metal ceramic system - in vitro study. J Clin Diagn Res* 2014;8(12):ZC53-6.
101. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. *Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. J Prosthet Dent* 2001;85(6):575-584.
102. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancoppe 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* 2014;112(5):1134-1140.
103. Jahangiri L, Wahlers C, Hittelman E, Matheson P. *Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of cast restoration marginal accuracy compared to stereomicroscopy. J Prosthet Dent* 2005;93(2):138-142.
104. Parker MH, Calverley MJ, Gardner FM, Gunderson RB. *New guidelines for preparation taper. J Prosthodont* 1993;2(1):61-66.
105. Wilson AH,Jr, Chan DC. *The relationship between preparation convergence and retention of extracoronary retainers. J Prosthodont* 1994;3(2):74-78.
106. Ayad MF, Maghrabi AA, Rosenstiel SF. *Assessment of convergence angles of tooth preparations for complete crowns among dental students. J Dent* 2005;33(8):633-638.
107. McLean JW. *The science and art of dental ceramics. Oper Dent* 1991;16(4):149-156.
108. Craig R, Ward M, Bascones Martinez A. *Materiales de odontología restauradora. 10ª ed. Madrid: Harcourt Brace; 1998.*
109. Strietzel R. *La unión metal-cerámica. Errores de tratamiento. Quintessence técnica* 2003;14(6):316-325.

110. Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part I--Metal collar width. *J Prosthet Dent* 1992;67(5):603-608.
111. Shokry TE, Attia M, Mosleh I, Elhosary M, Hamza T, Shen C. Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium-based metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2010;103(1):45-52.
112. Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, de Goes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater* 2003;19(7):686-691.
113. Lakhani SA, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Influence of cold working and thermal treatment on the fit of implant-supported metal-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002;88(2):159-169.
114. Lohbauer U, Kramer 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.
115. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res* 2007;18 Suppl 3:218-231.
116. Vult von Steyern P, 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):682-689.
117. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2006;33(5):380-386.
118. Martinez-Rus F, Ferreira A, Ozcan M, Bartolome JF, Pradies G. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(6):1448-1455.
119. Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee HH, Lee JW. A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2002;15(1):9-13.
120. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10(5):478-484.

121. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle C. Sinterizado láser. *Quintessence técnica* 2009;20(1):17-26.
122. 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):1280-1289.
123. Yildiz C, Vanlioglu BA, Evren B, Uludamar A, Ozkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J* 2013;32(1):42-47.
124. Mallat Desplats E, Mallat Callís E. *Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior*. Barcelona: Quintessence; 2001.
125. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater* 2012;28(1):102-111.
126. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010;23(6):493-502.
127. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992;67(3):325-327.
128. Shortall AC. Microleakage, marginal adaptation and composite resin restorations. *Br Dent J* 1982;153(6):223-227.
129. Hagge MS, Lindemuth JS. Effect of thermocycling on the fracture strength of intact third molars stored for two different time periods. *Mil Med* 2002;167(8):616-619.
130. Consani S, Santos JG, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MA, Sousa-Neto MD. Effect of cement types on the tensile strength of metallic crowns submitted to thermocycling. *Braz Dent J* 2003;14(3):193-196.
131. 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):206-212.
132. Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(6):793-798.

133. Ehrenberg D, Weiner GI, Weiner S. Long-term effects of storage and thermal cycling on the marginal adaptation of provisional resin crowns: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2006;95(3):230-236.
134. Shanthala GS, Xavier MK. The effect of thermocycling on fracture toughness and hardness of different core build up materials. *Indian J Dent Res* 2013;24(6):653-658.
135. Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil* 1999;26(2):130-137.
136. Darbyshire PA, Messer LB, Douglas WH. Microleakage in class II composite restorations bonded to dentin using thermal and load cycling. *J Dent Res* 1988;67(3):585-587.
137. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006;95(2):111-116.
138. Mandras RS, Retief DH, Russell CM. The effects of thermal and occlusal stresses on the microleakage of the Scotchbond 2 dentinal bonding system. *Dent Mater* 1991;7(1):63-67.
139. Wendt SL, Jr. Microleakage and cusp fracture resistance of heat-treated composite resin inlays. *Am J Dent* 1991;4(1):10-14.
140. Momoi Y, Iwase H, Nakano Y, Kohno A, Asanuma A, Yanagisawa K. Gradual increases in marginal leakage of resin composite restorations with thermal stress. *J Dent Res* 1990;69(10):1659-1663.
141. Bhaskaran E, Azhagarasan NS, Miglani S, Ilango T, Krishna GP, Gajapathi B. Comparative Evaluation of Marginal and Internal Gap of Co-Cr Copings Fabricated from Conventional Wax Pattern, 3D Printed Resin Pattern and DMLS Tech: An In Vitro Study. *J Indian Prosthodont Soc* 2013;13(3):189-195.
142. Pattanaik BK, Nagda SJ. 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):20-25.
143. Ortorp A, Jonsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater* 2011;27(4):356-363.

144. Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *J Prosthodont* 2008;17(5):378-383.
145. Krasanaki ME, Pelekanos S, Andreiotelli M, Koutayas SO, Eliades G. X-ray microtomographic evaluation of the influence of two preparation types on marginal fit of CAD/CAM alumina copings: a pilot study. *Int J Prosthodont* 2012;25(2):170-172.
146. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Chicago: Quintessence; 1981.
147. JORGENSEN KD. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand* 1955;13(1):35-40.
148. Abou Tara M, Eschbach S, Bohlsen F, Kern M. Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology. *Int J Prosthodont* 2011;24(1):46-48.
149. Goodacre CJ. Designing tooth preparations for optimal success. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):v, 359-85.
150. Ohm E, Silness J. The convergence angle in teeth prepared for artificial crowns. *J Oral Rehabil* 1978;5(4):371-375.
151. Smith CT, Gary JJ, Conkin JE, Franks HL. Effective taper criterion for the full veneer crown preparation in preclinical prosthodontics. *J Prosthodont* 1999;8(3):196-200.
152. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. 1981. *J Prosthet Dent* 2004;92(1):1-7.
153. Wang CJ, Millstein PL, Nathanson D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):786-790.
154. Byrne G. Influence of finish-line form on crown cementation. *Int J Prosthodont* 1992;5(2):137-144.
155. White SN, Kipnis V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. *J Prosthet Dent* 1993;69(1):28-31.

156. Ishikiriama A, Oliveira Jde F, Vieira DF, Mondelli J. Influence of some factors on the fit of cemented crowns. *J Prosthet Dent* 1981;45(4):400-404.
157. Ernst CP, 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):472-476.
158. Pegoraro LF, Garbin CA, Bonfante G, Do Valle AL. 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.
159. Gorodovsky S, Zidan O. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. *J Prosthet Dent* 1992;68(2):269-274.
160. 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):291-295.
161. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1991;66(6):747-753.
162. Gegauff AG, Rosenstiel SF. Reassessment of die-spacer with dynamic loading during cementation. *J Prosthet Dent* 1989;61(6):655-658.
163. Rosenstiel SF, Gegauff AG. Effect of provisional cementing agents on provisional resins. *J Prosthet Dent* 1988;59(1):29-33.
164. Fusayama T, Ide K, Hosoda H. Relief of resistance of cement of full cast crowns. *Journal prosthetic dentistry* 1964;14:95-106.
165. Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 2000;83(1):40-49.
166. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival crown margin configurations: a review and discussion. Part I: Terminology and widths. *J Prosthet Dent* 1990;64(5):548-552.
167. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent* 2006;96(1):47-52.
168. Yuksel E, Zaimoglu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res* 2011;25(3):261-266.

169. Oyague RC, Sanchez-Jorge MI, Sanchez Turrion A. Evaluation of fit of zirconia posterior bridge structures constructed with different scanning methods and preparation angles. *Odontology* 2010;98(2):170-172.
170. da Costa JB, Pelogia F, Hagedorn B, Ferracane JL. Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D. *Oper Dent* 2010;35(3):324-329.
171. Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas SO, Zinelis S, Eliades G. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *Eur J Esthet Dent* 2009;4(3):278-292.
172. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater* 2011;27(11):1119-1126.
173. Borba M, Miranda WG, Jr, Cesar PF, Griggs JA, Bona AD. Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. *Braz Oral Res* 2013;27(5):396-402.
174. Demir N, Ozturk AN, Malkoc MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *Eur J Dent* 2014;8(4):437-444.
175. Oliveira K, Domingues C, Paulo J, Chiarello G, Ribeiro M, Domingues F. Comparison of methods to evaluate implant-abutment interface. *Braz J Oral Sci* 2013;12(1):37-40.
176. Groten M, Girthofer S, Probster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil* 1997;24(12):871-881.
177. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1994;72(6):585-590.
178. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990;64(1):18-24.
179. Anusavice KJ, Carroll JE. Effect of incompatibility stress on the fit of metal-ceramic crowns. *J Dent Res* 1987;66(8):1341-1345.
180. Oruc S, Tulunoglu Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2000;83(3):314-318.

181. Karlsson S. *The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. Acta Odontol Scand* 1993;51(3):129-134.
182. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. *The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. Dent Mater* 1985;1(5):197-199.
183. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. *Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. Int J Prosthodont* 1994;7(5):440-447.
184. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. *Precision of fit: the Procera AllCeram crown. J Prosthet Dent* 1998;80(4):394-404.
185. Belser UC, MacEntee MI, Richter WA. *Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. J Prosthet Dent* 1985;53(1):24-29.
186. Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS. *Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. Dent Mater* 1996;12(4):245-249.
187. Karatasli O, Kursoglu P, Capa N, Kazazoglu E. *Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. Dent Mater J* 2011;30(1):97-102.
188. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. *Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. Int J Prosthodont* 2003;16(3):244-248.
189. Coli P, Karlsson S. *Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. Int J Prosthodont* 2004;17(5):577-580.
190. Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K, Wakabayashi K, et al. *In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. Dent Mater J* 2005;24(3):456-459.
191. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. *Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent* 2007;98(5):389-404.
192. Kern M, Schaller HG, Strub JR. *Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. Int J Prosthodont* 1993;6(6):585-591.
193. Gemalmaz D, Alkumru HN. *Marginal fit changes during porcelain firing cycles. J Prosthet Dent* 1995;73(1):49-54.

194. Bajaj GB. *A comparative study of the effect of four consecutive firing cycles on the marginal fit of all: ceramic crown system and metal ceramic crown system.* *J Indian Prosthodont Soc* 2013;13(3):247-253.
195. Buchanan WT, Svare CW, Turner KA. *The effect of repeated firings and strength on marginal distortion in two ceramometal systems.* *J Prosthet Dent* 1981;45(5):502-506.
196. Strub JR, Stiffler S, Scharer P. *Causes of failure following oral rehabilitation: biological versus technical factors.* *Quintessence Int* 1988;19(3):215-222.
197. Cheung GS. *A preliminary investigation into the longevity and causes of failure of single unit extracoronar restorations.* *J Dent* 1991;19(3):160-163.
198. 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.
199. Helkimo E, Ingervall B. *Bite force and functional state of the masticatory system in young men.* *Swed Dent J* 1978;2(5):167-175.
200. Wolfart S, Linnemann J, Kern M. *Crown retention with use of different sealing systems on prepared dentine.* *J Oral Rehabil* 2003;30(11):1053-1061.
201. Rossomando KJ, Wendt SL, Jr. *Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations.* *Dent Mater* 1995;11(1):47-51.
202. Oyafuso DK, Ozcan M, Bottino MA, Itinoche MK. *Influence of thermal and mechanical cycling on the flexural strength of ceramics with titanium or gold alloy frameworks.* *Dent Mater* 2008;24(3):351-356.
203. GaRey DJ, Tjan AH, James RA, Caputo AA. *Effects of thermocycling, load-cycling, and blood contamination on cemented implant abutments.* *J Prosthet Dent* 1994;71(2):124-132.
204. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. *Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials.* *Int J Prosthodont* 2002;15(2):183-188.
205. Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. *A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-*

- retained implant-supported metal-ceramic crowns. J Prosthet Dent 2004;91(6):532-537.*
206. *Zesewitz TF, Knauber AW, Northdurft FP. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. Int J Prosthodont 2014;27(3):264-266.*
207. *Anusavice KJ, Dehoff PH, Fairhurst CW. Comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite element stress analysis. J Dent Res 1980;59(3):608-613.*
208. *Lorenzana RE, Chambless LA, Marker VA, Staffanou RS. Bond strengths of high-palladium content alloys. J Prosthet Dent 1990;64(6):677-680.*
209. *Schaffer SP. An approach to determining the bond strength of ceramometal systems. J Prosthet Dent 1982;48(3):282-284.*
210. *Hagberg C. Assessment of bite force: a review. J Craniomandib Disord 1987;1(3):162-169.*
211. *Bakke M, Michler L, Han K, Moller E. Clinical significance of isometric bite force versus electrical activity in temporal and masseter muscles. Scand J Dent Res 1989;97(6):539-551.*
212. *Ghazy MH, Madina MM. Fracture resistance of metal- and galvano-ceramic crowns cemented with different luting cements: in vitro comparative study. Int J Prosthodont 2006;19(6):610-612.*
213. *Anglada Gomilla MJ, Alcalá Cabrelles J, Llanas Pitarch LM. Fractura de materiales. Barcelona: ediciones UPC; 2002.*

12 ANEXOS

12.1 Anexo 1. Tablas de resultados de valores de ajuste marginal

ESPECI MEN	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
mesial	11,9	35,86	6,8	15,67	27,2	33,4	28,9	43,34	13,6	10,2
	11,9	42,5	17	19,01	39,1	39,69	18,7	68	22,36	20,68
	14,02	47,72	15,3	20,4	46,03	35,7	22,36	53,18	15,3	23,8
vestibular	4,81	30,65	13,6	29,1	35,7	25,73	22,36	6,8	15,67	33,4
	9,62	39,25	18,31	26,88	18,7	35,7	7,6	6,8	10,2	15,67
	0	29,1	35,7	31,35	13,6	25,5	10,2	6,8	6,8	6,8
distal	92,8	10,2	42,64	39,1	46,4	110,5	32,48	85	6,8	108,8
	71,48	18,7	33,87	49,42	71,48	111,33	35,7	56,1	37,55	110,55
	64,6	10,2	57,8	71,72	74,88	102	45,9	46,03	74,8	74,8
palatino	57,9	28,9	18,7	23,8	24,34	39,69	17	39,1	32,3	19,01
	52,81	40,87	14,02	56,2	27,41	54,82	27,2	35,86	19,01	48,35
	29,69	32,08	6,8	39,1	18,7	39,25	23,12	30,6	22,36	33,01
ESPECI MEN	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
mesial	12,38	25,5	17,08	22,36	28,95	27,25	17	10,75	18,7	6,8
	12,95	22,17	20,68	18,78	28,95	34,38	26,39	17	49,42	13,6
	10,75	35,86	17	20,47	30,6	34,04	28,9	3,4	13,6	14,02
vestibular	5,7	15,3	20,68	23,86	26	37,4	14,02	3,4	0	11,9
	2,55	17	14,02	25,73	23,12	23,8	19,9	0	0	3,4
	6,8	25,5	6,8	27,41	28,04	20,47	10,75	0	0	8,5

distal	17	23,86	22,1	24,04	36,06	18,7	46,03	32,48	117,3	127,68
	11,9	22,1	18,7	40,94	43,04	27,2	56,1	56,2	119,44	131,6
	22,1	20,4	17	29,1	62,04	40,8	39,1	35,86	100,53	125,5
palatino	8,67	18,78	15,67	35,7	32,34	9,15	15,67	22,1	20,68	35,86
	12,38	18,78	15,67	25,5	28,95	17,75	22,1	25,5	25,73	69,03
	10,34	20,68	24,75	22,1	25,56	12,38	25,5	46,03	39,43	62,99
ESPECI MEN	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
mesial	78,2	153,6	142,1 2	85	209,13	117,5	113,9	141,75	191,16	82,24
	68	122,5 9	171,4 3	110,9 7	219,46	117,74	124,1	163,52	193,92	81,67
	71,4	125,9 8	164,0 8	93,56	265,2	114,1	121,13	160,13	149,95	136,38
vestibular	30,6	47,72	134,4 7	95,2	192,13	92,05	64,6	154,14	57,8	20,4
	34	17	104,5 9	100,6 6	202,56	69,78	18,7	134,69	136,38	68,08
	74,88	68	137,8 7	127,9 1	216,57	66,65	20,4	189,32	96,17	105,45
distal	72,12	51,11	131,4 4	103,7	139,57	54,51	98,83	167,3	98,66	98,83
	71,48	68,08	166,9 1	76,71	91,8	47,72	88,66	85,27	163,2	140,43
	112,2 5	40,94	151,4 5	147,3 9	64,69	42,5	124,15	76,03	112,25	188,97
palatino	85,61	85,27	153,0 4	185,9 3	149,08	81,6	68,08	35,86	85,07	102,51
	106,2 7	112,2 5	78,27	171,2 2	167,47	81,6	43,04	10,2	109,01	119,44
	34	115,8	153,6	127,6	173,93	28,9	98,66	52,7	156,55	65,4
ESPECI MEN	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40
mesial	201,0 6	95,26	58,2	106,4	120	153,63 2	133,6	160	66,48	133,6
	71,72	159,8 4	34	76,8	100	136,85 6	130,44	133,6	90,456	130,44
	13,6	149,6	17	69,67 2	96,856	110,4	183,2	132,95 2	96,8	127,2

vestibular	51	142,8 4	85	86,64	32,8	107,2	156,8	24	103,64 8	43,2
	115,8	122,4 5	98,66	116,8 4	0	93,656	106,4	143,57 6	110,63 2	52,8
	34	98,83	108,8	116,8 4	40	136,84	123,24	120	113,78 4	43,2
distal	102,0 6	143,1 6	139,4 4	93,65 6	109,64 8	76,8	109,78 4	146,4	92,8	46,4
	190,6 7	119	132,6 4	166,4 32	150,43 2	116,8	113,82 4	186,84	124	73,672
	221	98,83	115,6 5	203,6 56	107,2	143,2	96,96	140,04	147,37 6	66,48
palatino	150,2 2	132,6	112,2 5	103,2 48	103,2	186,42 4	3,2	153,6	156	10,4
	95,26	136,1 7	112,2	116,8	96,8	200	96,856	136,99 2	129,6	36,224
	74,88	108,8 5	51	143,2	80	196,8	149,6	133,64	109,64 8	7,2
ESPECI MEN	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50
mesial	8,076 75	23,42 925	4,846 05	10,50 645	7,2757 5	46,871 85	16,166 85	23,562 75	12,936 15	12,936 15
	9,692 1	18,58 32	4,846 05	0	0	30,705	0	33,935 7	4,8460 5	41,211 45
	0	0	15,35 25	16,48 725	0	18,583 2	0	12,936 15	2,4297	12,936 15
vestibular	12,93 615	15,35 25	18,58 32	23,56 275	12,936 15	12,936 15	18,583 2	4,8460 5	10,506 45	12,936 15
	23,42 925	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	3,230 7	0	3,230 7	0	0	0	0	0	0	0
distal	23,42 925	10,50 645	10,50 645	25,97 91	15,352 5	20,198 55	4,0450 5	12,936 15	8,0767 5	12,936 15
	0	0	0	0	15,352 5	3,4309 5	0	0	0	0
	4,846 05	0	0	0	7,2757 5	17,782 2	0	0	8,0767 5	0
palatino	8,076 75	8,076 75	8,437 2	0	10,506 45	33,935 7	14,110 95	7,2757 5	17,782 2	15,352 5
	4,846 05	12,93 615	0	0	0	0	0	0	0	0
	8,076 75	23,56 275	0	0	0	67,924 8	17,782 2	34,029 15	2,4297	0

ESPECI MEN	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60
mesial	12,91	12,91	18,56	20,98	7,26	10,49	20,32	10,49	18,56	13,14
	4,84	13,31	4,84	10,49	15,33	10,49	8,07	12,91	12,91	23,53
	0	0	0	0	13,72	4,84	10,49	0	15,33	4,84
vestibular	23,53	12,91	0	12,91	8,07	13,72	7,26	0	21,12	13,72
	8,07	8,07	0	0	0	0	8,07	0	8,07	4,84
	20,98	10,49	0	0	0	2,42	0	0	0	13,31
distal	0	0	15,33	10,49	2,42	2,42	18,72	16,14	15,52	13,14
	0	2,42	0	0	0	0	2,42	0	16,14	12,91
	0	0	0	4,84	8,07	4,57	15,33	12,91	10,77	12,91
palatino	0	3,23	13,72	5,65	18,56	26,63	20,98	8,07	10,49	12,91
	0	4,84	0	0	0	15,33	0	0	8,07	0
	0	0	0	3,23	10,77	23,41	38,82	5,65	5,65	18,56
ESPECI MEN	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70
mesial	63,21	10,49	29,16	49,23	54,88	12,91	31,57	59,77	30,67	12,91
	91,8	7,26	15,33	78,33	42,09	17,76	8,43	59,77	28,25	15,33
	78,49	8,07	18,56	57,36	57,3	17,76	12,91	91,2	33,9	12,91
vestibular	8,07	12,91	18,56	2,42	3,23	12,91	16,14	28,35	18,56	5,65
	8,07	3,23	0	2,42	0	5,65	0	0	15,33	10,49
	5,65	0	0	10,49	8,07	2,42	2,42	5,65	0	3,42
distal	12,91	23,41	8,07	23,53	37,13	17,76	15,33	20,98	13,72	16,14
	0	0	5,65	20,98	28,25	2,42	2,42	10,49	3,23	5,65
	0	5,65	9,69	15,33	39,55	8,07	23,41	25,83	2,42	5,65

palatino	8,07	15,33	4,84	70,22	67,8	0	12,91	70,26	4,84	23,41
	0	12,91	4,84	57,3	39,62	3,23	7,26	54,94	0	18,56
	3,23	17,76	0	78,29	41,16	10,49	10,49	57,3	2,42	8,07
ESPECI MEN	71	72	73	74	75	76	77	78	79	80
mesial	8,07	10,49	13,93	12,91	35,51	12,91	19,37	38,74	16,14	19,37
	23,41	2,42	0	16,14	41,97	12,91	12,91	29,23	22,6	26,03
	17,76	8,07	4,57	12,91	54,88	25,83	19,37	35,51	12,91	19,64
vestibular	10,49	7,26	18,56	9,69	12,91	12,91	0	12,91	12,91	29,06
	2,42	4,84	10,49	6,46	0	6,46	0	0	0	12,91
	8,07	0	0	6,46	6,46	6,46	4,57	6,46	0	0
distal	13,31	5,65	14,53	12,91	16,14	16,14	16,14	0	19,37	19,37
	12,91	0	4,84	0	22,83	9,69	3,23	0	22,6	0
	10,49	0	2,28	0	38,88	12,91	3,23	0	22,6	9,69
palatino	8,07	10,49	16,14	12,91	48,53	16,14	16,46	12,91	22,6	12,91
	10,49	0	0	3,23	3,23	6,46	0	3,23	0	0
	15,52	5,65	9,69	6,46	6,46	19,37	3,23	3,23	16,46	3,23

Tabla 19. Valores (μm) de ajuste marginal de las cofias metálicas. Las coronas coladas corresponden a los números 21-40, las sinterizadas a los 41-60, las fresadas a los 61-80 y las presinterizadas a los 1-20

ESPECI MEN	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
mesial	9,09	45,45	0	28,18	12,13	20	5,45	19,61	20	0
	0	59,09	0	16,36	9,09	15,53	11,24	20	25,45	0
	0	45,54	0	25,45	0	2,73	13,91	17,78	17,27	17,49
vestibular	0	0	0	45,54	0	0	0	4,41	0	0
	0	0	5,45	26,03	8,18	5,45	0	5,8	5,45	0
	0	2,73	0	5,45	0	0	0	6,11	0	0
distal	31,93	0	30,91	0	31,82	17,27	20	16,07	34,97	2,73
	22,73	11,82	42,81	0	25,45	17,27	25,45	25,42	50,98	14,55
	22,73	42,81	33,75	30,91	33,64	0	28,42	21,15	45,54	17,27
palatino	11,24	45,6	20,19	37,27	42,81	37,27	34,55	36,62	22,73	0
	16,59	31,03	34,65	48,26	30,91	31,03	34,55	35,84	28,18	9,09
	13,64	48,6	13,64	33,64	40,09	25,45	32,03	32,56	29,09	14,55
ESPECI MEN	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
mesial	16,36	37,67	0	5,45	39,19	0	22,73	19,61	17,57	73,73
	22,73	34,65	0	0	48,26	26,36	28,18	20,86	0	70,91
	5,45	31,82	0	12,13	39,26	25,45	25,6	17	0	50,98
vestibular	0	17,27	0	0	0	0	0	4,21	14,8	0
	0	0	17,49	17,27	0	0	0	5,2	13,64	0
	0	0	8,18	14,55	0	0	2,73	6,11	0	0
distal	5,45	0	8,18	45,54	26,36	0	0	18,07	31,82	20,33
	0	0	5,45	40	68,24	25,6	28,18	21,42	33,64	9,49

	0	0	0	20	85,63	0	0	21,15	5,45	14,55
palatino	25,6	60,06	0	0	13,91	0	156,39	30,62	42,81	54,82
	22,73	85,63	0	0	45,45	0	96,71	35,82	76,41	53,64
	0	56,43	0	9,09	68,18	22,73	56,36	30,56	42,81	61,82
ESPECI MEN	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
mesial	46	102,66	2,42	64,65	45,49	8,07	13,72	12,91	145,5	16,14
	43,65	107,34	21,79	0	43,49	24,33	0	29,86	167,17	0
	102,5	54,08	37,93	21,79	55,47	18,84	0	42,84	166,2	5,65
vestibular	37,13	0	24,21	50,85	27,83	29,96	0	0	48,43	18,56
	10,49	8,07	13,72	0	35,83	29,06	0	32,28	0	29,86
	12,91	0	27,63	35,51	23,8	27,55	0	83,32	73,09	0
distal	59,73	8,07	24,21	0	50,96	11,3	66,99	80,91	5,65	78,29
	64,57	0	48,43	0	46,96	0	113,02	54,13	102,5	86,99
	0	11,56	64,65	83,17	58,96	0	150,14	29,16	113,28	75,91
palatino	50,91	56,55	64,61	70,44	55,01	32,28	0	27,44	83,13	37,21
	86,36	35,51	46	104,92	53	0	0	0	91,38	0
	13,72	108,15	11,3	96,97	65,02	10,49	56,5	18,56	99,33	35,04
ESPECI MEN	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40
mesial	12,91	32,28	70,26	51,49	46,35	70,26	102,55	0	99,3	64,61
	48,49	67,03	51,71	53,49	48,75	99,43	96,85	26,63	86,36	0
	0	0	22,03	42,01	0	91,38	93,62	37,13	54,08	40,36
vestibular	0	64,81	18,56	33,83	0	70,29	105,04	0	35,51	0

	40,43	46	13,72	25,83	18,56	29,06	67,03	0	34,71	61,39
	83,27	48,49	0	37,86	72,68	19,37	124,42	40,43	24,21	54,08
distal	0	83,19	53,27	56,96	37,93	13,72	0	64,61	72,64	0
	72,64	54,13	48,49	60,96	62,19	0	64,61	78,49	92,04	50,91
	161,45	45,2	80,71	48,96	107,34	0	123,75	86,39	100,11	27,44
palatino	0	105,04	134,9	61,01	110,6	64,57	108,18	29,86	94,46	24,21
	93,79	84,33	62,19	63,02	91,23	5,65	104,97	61,39	124,29	83,32
	21,79	58,92	34,79	51	88,84	48,43	124,29	11,3	124,29	0
ESPECIMEN	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50
mesial	25,02	22,6	0	0	0	0	0	0	0	0
	2,42	2,42	0	0	0	9,69	0	0	0	7,26
	2,42	35,59	0	0	12,91	8,43	0	0	0	0
vestibular	2,42	3,23	0	0	0	8,07	0	0	0	0
	0	0	12,91	0	0	0	0	0	0	2,42
	0	0	0	0	0	0	0	5,71	0	0
distal	0	0	2,42	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	7,26	8,07	0	0	12,11	0	0
palatino	0	0	0	9,69	0	0	0	12,11	0	20,18
	0	0	0	0	12,11	0	0	12,11	0	0
	0	35,59	0	14,73	0	0	0	16,64	0	0
ESPECIMEN	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60
mesial	20,32	28,25	0	0	0	0	0	0	0	10,49

	45,2	0	0	0	0	0	0	0	0	9,69
	0	16,14	0	0	0	0	9,69	0	0	17,92
vestibular	0	5,71	0	10,49	0	10,49	0	0	0	4,84
	17,76	4,04	0	0	8,07	7,66	12,91	0	0	6,15
	0	0	0	25,48	0	0	0	0	8,07	0
distal	0	0	0	0	0	0	0	0	30,67	0
	2,42	4,04	0	0	0	0	0	0	0	0
	13,04	0	0	7,26	0	0	12,11	0	0	17,76
palatino	0	12,11	0	0	25,14	0	7,26	2,42	0	0
	2,42	12,11	0	0	13,14	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	14,73	0	0	0	0
ESPECI MEN	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70
mesial	0	0	2,42	0	53,32	0	0	40,56	0	4,04
	0	0	0	4,84	55,78	0	0	36,32	0	4,04
	0	0	4,84	7,66	17,76	0	0	37,21	0	0
vestibular	0	0	0	2,42	17,76	0	0	0	0	12,11
	0	0	0	17,76	55,78	0	8,07	16,14	12,11	0
	2,42	0	0	12,11	65,38	0	28,25	0	4,04	0
distal	0	0	0	0	17,25	0	0	32,28	16,14	0
	0	0	0	0	22,6	0	0	0	0	12,11
	7,26	0	7,26	0	33,44	4,84	8,07	0	4,04	0
palatino	4,84	0	7,26	0	25,02	0	44,39	8,07	0	12,11

	20,18	0	2,42	5,65	30,77	0	36,32	0	0	32,28
	0	2,42	0	0	22,6	0	0	0	12,76	28,25
ESPECI MEN	71	72	73	74	75	76	77	78	79	80
mesial	40,43	0	2,42	75,85	7,26	20,18	4,84	10,49	0	0
	32,28	0	3,23	73,45	0	20,32	0	17,76	0	0
	15,33	0	2,42	17,92	5,65	22,6	0	15,33	0	0
vestibular	4,84	0	7,26	0	0	0	7,26	8,07	7,26	0
	0	0	8,07	4,84	0	0	0	0	9,69	4,84
	0	0	12,11	12,91	0	33,25	0	2,42	12,11	0
distal	0	4,84	2,42	4,84	4,84	0	9,69	27,44	2,42	7,26
	7,66	2,42	0	0	2,42	0	4,84	7,26	0	0
	0	0	0	0	2,42	8,43	20,18	12,91	8,07	0
palatino	4,84	25,83	2,42	50,85	22,6	53,27	27,55	20,32	7,26	0
	4,84	12,91	12,11	33,09	0	22,73	0	0	8,07	0
	0	30,67	4,04	45,2	0	25,14	0	2,42	4,84	0

Tabla 20. Valores (μm) de ajuste marginal de las coronas ceramizadas. Las coronas coladas corresponden a los números 21-40, las sinterizadas a los 41-60, las fresadas a los 61-80 y las presinterizadas a los 1-20

ESPECI MEN	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
mesial	48,26	68,18	88,22	0	20	70,91	8,18	39	73,64	11,82
	65,45	59,09	53,64	0	25,6	68,24	0	36,5	48,26	50,98
	62,73	48,18	49,09	0	20	28,18	17,49	34	53,71	37,27
vestibular	0	6,36	0	68,18	0	17,27	5,45	23,78	130,9 1	0
	0	0	59,09	85,5	6,36	10,91	6,36	32	96,71	6,1
	51,31	0	34,55	0	0	10,91	5,45	33,56	62,79	0
distal	0	68,24	0	0	2,73	20	0	25,7	76,41	17,27
	0	77,32	29,09	37,27	20	17,27	0	24	173,7 5	0
	0	54,61	33,75	6,36	20	20,19	5,45	21,6	182,4	33,75
palatino	0	25,45	71,82	45,45	31,82	25,45	22,73	44,17	65,51	2,73
	71,87	48,18	62,79	48,18	33,64	22,73	39,09	52	20	17,27
	45,45	40	57,27	40,09	30,91	33,75	76,36	40,34	72,03	2,73
ESPECI MEN	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
mesial	48,18	56,36	28,18	5,45	122,7 3	31,82	0	44	94,55	10,91
	0	33,75	37,37	42,73	104,5 5	0	2,73	46,5	130,0 3	11,82
	0	0	30,91	28,31	81,82	42,73	50,91	49	156,3 6	11,82
vestibular	40,5	25,6	25,45	25,45	37,37	20	28,18	29,78	33,64	14,55
	10,91	0	28,18	16,59	0	19,09	42,73	21,56	60	12,13
	31,82	5,45	20	14,55	20	56,43	82	20	91,13	20

distal	0	22,73	10,91	0	48,26	25,45	25,45	31,7	17,27	45,54
	10,91	8,18	10,91	40,5	25,45	0	0	33,4	10,91	29,09
	28,18	88,35	22,73	19,09	31,93	26,36	50,98	35,8	29,22	25,45
palatino	5,45	128,18	5,45	69,05	34,65	28,18	74,6	50,17	105,45	25,45
	0	90,91	0	83,44	62,73	5,45	79,09	42,34	110,94	68,18
	10,91	113,77	14,55	17,49	50,98	28,18	76,36	54	124,58	80
ESPECIMEN	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
mesial	85,69	151,81	130,75	58,16	162,39	58,16	60,58	78,33	146,19	91,33
	83,17	156,61	118,64	92,82	168,29	85,55	85,59	98,47	164,04	78,29
	90,76	176,78	143,75	75,91	218,3	90,4	83,52	90,43	175,97	54,88
vestibular	71,4	66,18	118,67	103,56	156,73	80,86	67,8	70,38	40,36	76,16
	58,11	88,81	92,85	35,59	143,16	75,87	70,26	101,05	38,01	75,87
	74,19	98,59	67,8	78,29	157,32	62,95	42,78	118,64	0	71,07
distal	80,86	151,81	71,19	110,6	132,75	35,59	25,83	71,1	30,67	78,33
	98,5	131,91	106,57	103,31	18,7	0	70,26	60,53	123,58	100,89
	92,85	138,04	138,91	100,92	74,88	35,51	91,23	68,77	133,19	65,38
palatino	108,18	168,68	96,08	219,65	167,47	45,31	40,36	73,45	96,08	78,29
	98,5	126,72	83,17	219,6	132,23	58,31	48,75	65,42	93,66	85,86
	96,17	143,66	133,21	181,66	87,03	0	7,26	52,46	111,38	65,38
ESPECIMEN	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40
mesial	73,49	4,84	40,43	97,14	130,77	87,97	75,87	113,8	151,91	181,78
	100,92	0	73,45	94,35	96,08	123,51	156,65	166,42	138,82	211,52
	47,86	58,11	62,95	76,48	111,49	125,93	80,75	156,68	136,52	148,53

vestibular	86,5	34,79	38,01	14,73	105,7 3	85,69	72,64	37,93	128,3 3	163,8 6
	40,36	60,58	70,38	109,1 2	88,78	17,92	141,2 6	0	96,05	168,7 2
	47,68	54,94	113,9	155,1 3	105,7 3	37,93	171,1 1	52,46	53,27	168,8 8
distal	86,39	55,69	143,2 9	275,2 3	133,9 8	20,18	80,75	168,6 8	83,94	86,39
	100,8 9	45,26	83,17	88,01	133,9 8	0	154,1 6	184,0 8	75,91	138,9 1
	191,2 8	50,1	96,08	71,07	155,7 7	29,96	192,2 6	171,1 2	128,3 3	133,4 2
palatino	53,32	63	163,8 4	114,6 3	159,1 7	50,04	123,5 3	156,7 5	168,7 5	128,3 5
	90,43	50,04	173,5 3	110,6	168,7 5	65,38	108,2	103,3 4	181,6 3	194,5 3
	40,36	50,85	158,2 9	108,1 8	154,2 6	35,51	116,3 2	111,3 8	205,2 3	237,2 9
ESPECI MEN	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50
mesial	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	32,28	0
vestibular	0	0	8,07	0	0	0	0	0	0	6,85
	62,95	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	42,84	0	8,07	0	0	0	0	53,32	0	15,33
distal	0	0	0	0	7,26	0	0	2,42	0	0
	92,94	0	0	7,26	0	0	0	14,53	0	5,65
	66,18	0	0	0	0	0	35,59	17,92	3,42	0
palatino	75,94	0	25,14	0	4,84	0	0	15,3	0	2,42
	92,85	0	60,53	0	0	4,84	0	0	0	108,9 9
	78,33	0	55,69	0	0	4,84	12,35	0	0	71

ESPECI MEN	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60
mesial	0	0	67,84	0	0	0	0	0	0	29,06
	46,12	12,11	68,48	22,73	80,71	9,98	0	60,53	0	57,58
	14,53	4,04	50,91	20,18	14,53	0	3,23	46,07	0	90,03
vestibular	0	12,11	0	0	20,18	2,42	0	2,42	0	40,43
	29,06	33,09	0	8,88	0	25,02	3,23	8,88	0	89,77
	23,41	30,25	0	37,13	63,76	15,33	11,3	22,6	5,65	83,17
distal	0	10,49	0	0	38,01	27,55	42,78	0	0	37,13
	0	60,53	80,77	0	3,23	0	69,41	17,25	0	14,53
	28,43	71,19	71,03	20,18	0	0	11,3	25,83	0	0
palatino	0	28,35	0	0	0	0	28,25	20,18	67,8	75,1
	33,9	37,13	25,02	3,23	69,41	0	8,88	34,71	71,07	66,18
	12,11	4,84	0	0	20,32	0	0	46,07	31,05	104,2 7
ESPECI MEN	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70
mesial	12,91	0	42,78	0	0	103,3 1	0	54,94	0	0
	0	0	55,69	0	0	0	0	52,52	0	8,07
	3,42	2,42	40,43	0	0	0	73,52	58,11	0	0
vestibular	0	0	0	0	0	0	0	29,96	0	0
	0	0	0	2,42	0	65,38	0	25,14	50,04	35,04
	0	0	0	0	5,41	86,5	58,11	34,71	91,2	60,53
distal	47,62	0	4,84	0	0	0	0	25,02	0	15,33
	20,32	0	4,84	0	0	0	48,75	78,33	0	46
	8,07	0	0	0	0	65,42	0	90,4	50,85	15,33

palatino	0	0	0	0	2,42	78,7	0	0	0	0
	10,49	0	12,11	0	0	34,71	0	0	7,26	0
	10,49	0	17,76	0	0	62,95	0	0	0	0
ESPECI MEN	71	72	73	74	75	76	77	78	79	80
mesial	32,77	32,77	23,53	17,76	32,28	17,76	54,88	46,12	37,21	34,71
	46	0	8,88	46,12	37,93	40,36	0	23,41	48,43	0
	37,27	60,8	12,11	34,71	29,23	46	25,83	25,83	78,33	0
vestibular	46,81	14,53	29,06	0	14,53	0	63	52,56	11,3	0
	0	0	20,18	0	0	0	43,58	37,93	8,07	0
	25,53	23,41	25,83	0	0	0	28,25	75,27	0	0
distal	42,9	67,23	69,41	37,93	26,44	71,83	0	66,26	58,2	52,46
	0	60,62	37,93	0	34,71	0	71,83	40,36	0	40,48
	29,06	34,86	40,48	0	29,16	0	31,48	49,23	2,42	0
palatino	22,6	34,71	37,27	51,71	0	0	32,45	17,25	66,23	0
	0	34,86	83,94	25,83	0	40,36	2,42	0	40,36	34,71
	52,46	28,25	54,08	0	17,92	0	0	23,41	17,25	0

Tabla 21. Valores (μm) de ajuste marginal de las coronas cementadas. Las coronas coladas corresponden a los números 21-40, las sinterizadas a los 41-60, las fresadas a los 61-80 y las presinterizadas a los 1-20

12.2 Anexo 2. Tabla de resultados de resistencia a fuerzas compresivas de 4000 N

espécimen	valor de fractura (N) 1ª carga	valor de fractura (N) 2ª carga	termociclado 1=si 0=no
1	3915		1
2	3519		1
3	3249		1
4	2425		1
5	2346		1
6	3994		1
7	2694		1
8	1753		1
9	3411		1
10	3027		1
11			0
12	2868		0
13	1696		0
14	1363		0
15	3240		0
16	4153		0
17	3408		0

18	1310		0
19	2837		0
20	3969		0
21	3676		1
22	3981		1
23	2537		1
24	559		1
25	1863		1
26	2222		1
27	2781		1
28	2938		1
29	3469		1
30	3899		1
31	3229		0
32	2529		0
33	1761		0
34	3125		0
35	3615		0
36	3099		0
37	3199		0
38	2028		0
39	2179		0

40	3921		0
41			1
42			1
43			1
44			1
45	3644		1
46	3137		1
47		4072	1
48			1
49			1
50			1
51			0
52			0
53			0
54			0
55			0
56			0
57		3825	0
58			0
59			0
60			0
61	3946		1
62			1

63			1
64			1
65			1
66	3023		1
67			1
68	3659		1
69	3287		1
70			1
71			0
72			0
73			0
74			0
75	3400		0
76	3158		0
77	3940		0
78			0
79			0
80			0

Tabla 22. Valores de resistencia en 1ª y 2ª carga compresiva de 4000 N. Las coronas coladas corresponden a los números 21-40, las sinterizadas a los 41-60, las fresadas a los 61-80 y las presinterizadas a los 1-20