

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
Departamento de Estomatología I



**REVISIÓN DE LOS ÚLTIMOS 10 AÑOS DEL ANÁLISIS
IN VITRO DEL AJUSTE MARGINAL E INTERNO DE
ESTRUCTURAS METÁLICAS PARA PRÓTESIS FIJA
DENTOSOPORTADA**

**MEMORIA PRESENTADA PARA OPTAR AL MÁSTER
OFICIAL EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS POR:**

Maria Carmen Arpa Sacristán

Bajo la dirección del Doctor:

Andrés Sánchez Turrión

Madrid, 2012



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I

(PRÓTESIS BUCOFACIAL)

**REVISIÓN DE LOS ÚLTIMOS 10 AÑOS DEL ANÁLISIS
IN VITRO DEL AJUSTE MARGINAL E INTERNO DE
ESTRUCTURAS METÁLICAS PARA PRÓTESIS FIJA
DENTOSOPORTADA**

PROYECTO FÍN DE MÁSTER

MARIA CARMEN ARPA SACRISTÁN

Madrid, 2012

**REVISIÓN DE LOS ÚLTIMOS 10 AÑOS DEL ANÁLISIS
IN VITRO DEL AJUSTE MARGINAL E INTERNO DE
ESTRUCTURAS METÁLICAS PARA PRÓTESIS FIJA
DENTOSOPORTADA**

Trabajo de revisión bibliográfica para optar al Título del Máster en
Ciencias Odontológicas por la Universidad Complutense de Madrid que
presenta:

Maria Carmen Arpa Sacristán

Director:

Prof. Dr. D. Andrés Sánchez Turrión

Profesor Titular del Departamento de Estomatología I

(Prótesis Bucofacial)

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

Madrid, 2012

D. ANDRÉS SÁNCHEZ TURRIÓN, Profesor Titular del Departamento de Estomatología I de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

Certifica que:

El presente trabajo titulado: “Revisión de los últimos 10 años del análisis in vitro del ajuste marginal e interno de estructuras metálicas para prótesis fija dentosoportada” del que es autora Dña. Maria Carmen Arpa Sacristán, ha sido realizado bajo mi dirección y supervisión, reuniendo mi visto bueno para ser presentado y defendido para la obtención del Título del Máster en Ciencias Odontológicas por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmo el presente certificado en Madrid a 14 de Junio del 2012.

Fdo. Andrés Sánchez Turrión

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar a mi tutor el Dr. Andrés Sánchez Turrión, por abrirme las puertas de la Universidad Complutense de Madrid e iniciarme en el mundo de la investigación.

A Dña. María del Carmen Bravo, por su trabajo y paciencia conmigo con todas mis dudas sobre estadística, metodología y futura Tesis.

A mis profesores del Especialista en Implantoprótesis de la Complutense en especial al Dr. Del Río, Dr. Antonaya, D. Lorenzo Del Río, Dr. Gómez Polo y a la Dra. Alicia Celemín. A la Dra. Conchita Martín y el Dr. Guillermo Pradiés del Máster Oficial por conseguir hacerme entender las bases de la estadística.

A mis grandes maestros de la Universidad de Barcelona por enseñarme esta profesión e intentar fomentar mi espíritu crítico desde el principio.

A mis padres por enseñarme con el ejemplo la fórmula magistral contra las dificultades: perseverancia y trabajo, mucho trabajo.

A mi familia dental en Madrid: Natalia, Mar, Tatiana, Cristina, Alberto y Mickael y a mi gran familia dental en Barcelona por compartir inquietudes y ganas de querer ser mejor dentista.

A D. Miguel de la Quadra Salcedo por permitirme formar parte de Ruta Quetzal en el año 2002, marcando el camino de lo que soy hoy.

Y por último a la clínica Zima Dental & Maxilofacial de Zaragoza por apostar por mí, dándome la oportunidad de poner en práctica lo aprendido y de sentir cada día lo mucho que disfruto trabajando de dentista.

DEDICATORIA

**A los que aman esta profesión incluso en sus tiempos más
difíciles**

A los valientes que han emigrado o van a hacerlo

Labora pro salute

ÍNDICE

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	11
1.1 Definición de ajuste marginal.....	12
1.2 Importancia del estudio del ajuste en Prótesis Fija.....	13
1.3 ¿Qué aporta el CAD/CAM al ajuste?	15
1.4 Materiales para prótesis fija definitiva	17
1.4.1 Metales y aleaciones metálicas	17
1.4.2 Cerámicas	20
1.5 Metodología del análisis del desajuste marginal e interno	25
1.6 ¿En qué influye el tipo de tallado que se realice?.....	29
1.7 Cuando se está estudiando el ajuste ¿se deberían aceptar cofias con cerámicas de recubrimiento en el margen?.....	30
2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS.....	32
3. MATERIALES Y MÉTODO.....	34
3.1 Estrategia de búsqueda	35
3.2 Criterios de inclusión y exclusión de artículos para el análisis estadístico	37
3.3 Variables recogidas.....	38
4. RESULTADOS.....	39
4.1 Análisis descriptivo de la metodología empleada	42
4.1.1 Dispositivos de medición.....	42
4.1.2 Diseño del espécimen	43
4.1.3 Uso del espaciador.....	44
4.1.4 Cementado y control de presión de inserción.....	44
4.1.5 Metodología de medición	45
4.2 Análisis del desajuste marginal (MG) según el metal o aleación empleados y su modo de fabricación	46
4.2.1 Aleaciones nobles	46
4.2.2 Titanio.....	47
4.2.3 Aleaciones metal base.....	48
4.3 Análisis del desajuste interno (IG) según el metal o aleación empleados y su modo de fabricación	48
4.3.1 Aleaciones metal base.....	48

5. DISCUSIÓN.....	50
6. CONCLUSIONES.....	56
7. BIBLIOGRAFÍA.....	58
8. APÉNDICE.....	65

1. INTRODUCCIÓN

1.INTRODUCCIÓN

1.1 Definición ajuste marginal

La Odontología es una ciencia en permanente cambio y desarrollo, hecho que se hace patente con el uso de las nuevas tecnologías en nuestra profesión. Desde las radiografías digitales hasta los procesos de diseño y fabricación asistidos por ordenador CAD/CAM (del acrónimo en inglés, Diseño Asistido por Ordenador/ Fabricación Asistida por Ordenador), sin duda el peso de la informática en nuestro medio está siendo cada vez mayor.

Durante años, los odontólogos hemos dejado en manos de los técnicos de laboratorio la confección de restauraciones elaboradas, en la mayoría de las ocasiones, con técnicas artesanales como el método de colado a la cera perdida que data del siglo XII.¹ Debido a la introducción de nuevos métodos de diseño y fabricación así como nuevos materiales, surge la necesidad de estudiar las propiedades físicas y la relación de estas restauraciones con el periodonto. Por tanto siguen vigentes las clásicas líneas de investigación en Prostodoncia en cuanto a localización del margen, material de fabricación y contorno de la corona protésica, ya que siguen siendo factores clave relacionados con el éxito final de la restauración.²

Uno de estos factores es el ajuste o sellado marginal en prótesis fija. Una definición posible si bien no la única es: “exactitud con la que encaja una restauración de prótesis fija sobre una línea de terminación, previamente preparada en la porción cervical de la corona dentaria, mediante un instrumento rotatorio de alta velocidad”.³ El ajuste marginal ha sido estudiado en coronas metal cerámicas que marcan la referencia para el estudio de las totalmente cerámicas en la actualidad.⁴ Si bien, a pesar de ser objeto de estudio durante décadas, la terminología usada para este concepto varía en la literatura anglosajona publicada,^{3, 5} así como la metodología para su registro. Ambos factores dificultan en gran medida la comparación de resultados entre diferentes estudios.^{3, 6, 7}

Lo mismo ocurre cuando se habla de desajuste en general y no solo marginal de una corona respecto al muñón que la soporta.⁸ Un método de análisis para el registro del ajuste con medidas lineales sigue siendo el descrito por Holmes y colaboradores en

1989.^{3, 5, 9} Si bien Holmes define el desajuste interno como la medida perpendicular desde la superficie interna de la restauración a la pared axial de la preparación^{3, 5}, hay autores que el desajuste interno lo consideran como la distancia lineal media del espacio existente entre las superficies axiales y oclusal del muñón dentario respecto a la superficie interna de la cofia que en él se asienta.^{10, 11} Además, hay una gran variedad de valores de ajuste marginal relacionados con la localización de la corona y el tipo de restauración.¹²

Por ejemplo, recientemente Grenade y cols en su trabajo utilizan la definición de Holmes de discrepancia marginal absoluta pero el desajuste marginal o externo de Holmes lo denominan espacio marginal.¹¹

La medida descrita por Holmes y cols que resumiría en cierto modo el resto, sería la anchura máxima de desajuste, denominada como discrepancia marginal absoluta. Los autores la definen como “la combinación angular del desajuste marginal y el error en extensión (sobrecontorneado o infracontorneado)...”.^{3, 5} Sin embargo en la práctica es casi imposible describir un cierto desajuste solo por una definición debido a las aberraciones morfológicas, márgenes redondeados o defectos que presentan las preparaciones de estudio. Esta es una de las razones según Groten y cols de la gran variación entre investigadores en cuanto a este tema.⁵

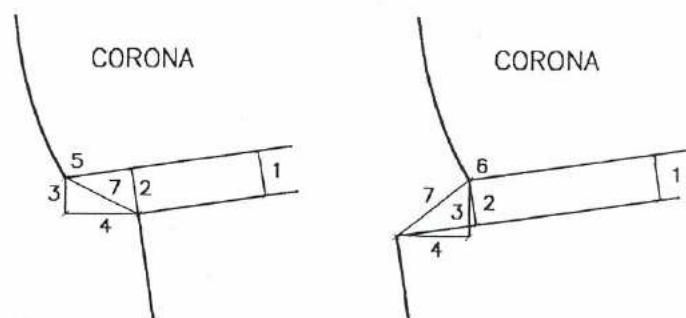


Figura 1. Registro desajuste de Holmes y cols 1989 modificado, extraída de Suárez 2004³ 1: desajuste interno; 2: desajuste marginal o externo; 3: desajuste vertical; 4: desajuste horizontal; 5: margen sobrecontorneado; 6: margen infracontorneado; 7: discrepancia marginal absoluta

1.2 Importancia del estudio del ajuste en Prótesis fija

Muchos estudios han mostrado la importancia del ajuste de coronas tanto dentosoportadas como implantoportadas.^{6, 7} En la literatura todavía no hay consenso

acerca de un valor máximo de desajuste permitido, siendo todavía los 120µm propuestos por McLean y von Fraunhofer en 1971 para restauraciones dentosoportadas, el dato más nombrado.^{3, 7-16} McLean y von Fraunhofer en su trabajo afirmaron que desajustes de 114-93µm eran normales y las discrepancias de menos de 80µm eran difíciles de detectar bajo condiciones clínicas. Sin embargo, Kashani y cols en 1981 consideraron que las discrepancias que superasen los 100µm eran inaceptables. Posteriormente, Blackman y cols en 1992 afirmaron que un desajuste aceptable sería de aproximadamente 50µm.⁷ En realidad, la perfección clínica es difícil de verificar, por ejemplo, Christensen informó que un rango clínicamente detectable para márgenes subgingivales estaría entre 34-119µm y 2-51µm para márgenes supragingivales.⁹

Como se ha dicho anteriormente, el ajuste marginal se considera un factor crucial en el éxito y longevidad de una restauración colada.^{7, 16} Idealmente, los márgenes de las restauraciones coladas cementadas, deben encontrarse de forma precisa con la línea de terminación de los dientes preparados sin uniones detectables.⁷

El éxito a largo plazo de las restauraciones cerámicas depende de las propiedades mecánicas y de las propiedades de adhesión de los materiales. También está significativamente influenciada por el ajuste interno y marginal.^{9, 11} Según Suárez en 2004 las alteraciones derivadas del desajuste marginal se podrían clasificar en biológicas, mecánicas y estéticas.³

Las consecuencias biológicas derivan de la acumulación de placa bacteriana en esta interfase creada por la rápida disolución del cemento al estar éste más expuesto a la saliva y por tanto tener su tasa de disolución mayor. Esta filtración bacteriana provoca problemas a nivel dental derivados de la caries del muñón^{4, 9, 10, 12, 16, 17} y sus complicaciones^{10, 12, 16, 17}; así como periodontales.^{3, 9, 10, 12} A parte del desajuste marginal, una característica íntimamente relacionada que también contribuye en el éxito de una restauración es un contorneado adecuado sin márgenes sobresalientes o sobrecontorneados que podrían aumentar la posibilidad de inflamación gingival y pérdida de soporte periodontal.¹⁷ Sin embargo, si la corona está infracontorneada o dicho de otro modo, si existe un espacio entre la superficie del diente natural y el margen de la corona, entonces la salud periodontal estará comprometida más aún si además está localizado a nivel subgingival.^{12, 16} Por tanto, una adaptación marginal pobre de las coronas aumenta la retención de placa y cambia la composición de la

microflora subgingival indicando el comienzo de la enfermedad periodontal.⁴ Además esta adaptación es crítica en la mitad de las superficies proximales de la unión coronapilar por el difícil acceso para el mantenimiento de la higiene oral en esa zona en comparación con las superficies linguales y bucales.¹⁶

Sin embargo, la inflamación gingival también puede desarrollarse alrededor de restauraciones correctamente contorneadas y altamente pulidas. Aunque la severidad de la respuesta gingival es dependiente del paciente, la evidencia actual no ha mostrado una tasa aumentada de pérdida ósea o de soporte adyacente a coronas según Knoernschild y cols en el 2000.⁹

En cuanto a las alteraciones mecánicas, se podrían nombrar las descementaciones³ y la pérdida del material de recubrimiento de la cofia. Tuntiprawon y Wilson encontraron que las coronas cerámicas con mejor ajuste en la pared axial y mejor ajuste marginal, mostraron la mayor resistencia a fuerzas compresivas cuando son cargadas.^{10, 16 12, 17} Además, hay evidencia de que un espacio para el cemento excesivo puede estar relacionado con un fracaso en el material de recubrimiento.^{11, 12}

Tanto las consecuencias biológicas como las mecánicas dan una alteración en la estética, especialmente perceptible en restauraciones del sector anterior.¹¹

Se debe tener en cuenta que el ajuste marginal es un problema capital, tanto cuando se trata de prótesis sobre dientes naturales como sobre implantes. En cuanto a las complicaciones mecánicas en prótesis implantosoportadas, se habla de rotación de pilares y su fractura, desatornillado y reducción de la precarga.⁶ Se ha visto que es más frecuente la pérdida del tornillo cuando los pilares están pobremente adaptados.^{6, 18, 19} También que las irregularidades resultantes del colado producen una disminución del 30% de los valores de precarga. Además, los procedimientos de colado disminuirían el porcentaje de torque aplicado teniendo los pilares mecanizados unos valores de torque significativamente mayores comparados con los colados.⁶

1.3 ¿Qué aporta el CAD/CAM al ajuste?

Además de la búsqueda de nuevos materiales o nuevos usos de antiguos materiales para abaratar costes, se está viviendo una auténtica revolución digital en

todos los campos, incluida la Odontología. El deseo de convertir en formato digital preparaciones dentarias para su diseño por ordenador posterior, se ha satisfecho con el uso de escáneres extraorales de laboratorio, que traducen el modelo de escayola a datos mediante una sonda táctil o bien por escaneado óptico. De esta manera podemos elegir fácilmente la restauración, localizar el margen, el grosor de la estructura, tamaño de pónicos y conectores o incluso dar la forma anatómica si se trata de una restauración monolítica.

Hoy en día, en el mundo de la Odontología CAD/CAM, la tecnología ha crecido más allá ya que nos encontramos en el momento de la explosión de la tecnología de las impresiones digitales. En estas impresiones no hay material físico que reproduzca las estructuras bucales en negativo, sino que se trata de una imagen en digital captada por video o fotografía.²⁰

La gran evolución acaecida en el diseño por ordenador no tendría sentido sin la existencia de la tecnología necesaria para traducir estos datos virtuales en una restauración real, es decir, también ha sido necesario un avance en robótica. Se trata de máquinas de control numérico que mecanizan gran diversidad de materiales tales como la cerámica, metal, resina, etc. con gran precisión y exactitud.²¹ El uso de máquinas de fresado por control numérico se ha propuesto en la literatura para obtener estructuras de titanio con una gran exactitud.²²

La potencia del CAD/CAM para conseguir precisión está basada en omitir ciertos pasos de la fabricación como el encerado, o el colado.^{8, 23} Algunos estudios in vitro confirman el potencial del CAD/CAM para conseguir un mejor ajuste de las estructuras fabricadas de titanio.²³ Sin embargo hay 3 factores principales que pueden afectar al ajuste: la precisión del escaneado, cómo el escáner transforma los datos en un modelo 3D en el ordenador y la precisión de la máquina que materializa las estructuras desde los datos CAD (19).⁸

Los sistemas CAM, es decir aquellos que digitalizan la estructura ya encerada y no hay fase de diseño por ordenador, tienen un proceso de fabricación manual más largo que el CAD/CAM y por tanto hay más fases donde la precisión y exactitud se podrían ver comprometidas: 1) la preparación del modelo definitivo con espaciador, 2) el encerado y 3) la remoción del patrón de cera del modelo. Esto último puede causar distorsión, afectando negativamente a la precisión. Además, en estos sistemas el escáner

debe registrar las zonas internas del encerado, siendo esto mucho más difícil que el modelo. Por tanto, parece que hay 2 factores a considerar en el ajuste de restauraciones fabricadas mediante el sistema de CAM: la pericia del técnico y la precisión del proceso de escaneado.¹⁰

Volviendo a los sistemas de CAD/CAM de la actualidad, tanto los de clínica como los de laboratorio, tienen factores adicionales que pueden afectar a la precisión del ajuste, incluyendo limitaciones del software al diseñar las restauraciones, y limitaciones en el hardware de la cámara, del equipo de escaneado y de las máquinas de fresado. La pericia y experiencia del clínico y del técnico, también son clave en los sistemas de CAD/CAM. Éstos dependen de una impresión óptica y pueden experimentar problemas con bordes redondeados debido a la resolución del escaneado y el error positivo, lo que simularía picos en los bordes. Otros sistemas que usan una sonda de contacto para el escaneado, no pueden reproducir exactamente las características retentivas proximales de menos de 2,5mm de ancho y más de 0,5mm de profundidad. Por ejemplo, en restauraciones fresadas por ordenador, la fresa que hace la preparación interna puede ser mayor en diámetro que algunas partes de la preparación, como el borde incisal. Esto provocaría un espacio interno mayor que con otras técnicas de fabricación⁹, tanto de CAD/CAM como es el sinterizado, o convencionales de colado a la cera perdida.

Por tanto, los márgenes finos, surcos retentivos y una morfología oclusal compleja no están recomendados, no solo por el escaneado y prerequisites del fresado, sino también para disminuir el estrés que se desarrollaría en una restauración con una preparación inadecuada. Asimismo el diseño del margen es fundamental⁹ y hay literatura disponible respecto al estudio de la idoneidad del margen en chamfer u hombro redondeado^{3, 16} así como la conicidad de la preparación²⁴ para conseguir un buen ajuste marginal.

1.4 Materiales para prótesis fija definitiva

1.4.1 Metales y aleaciones metálicas

Las aleaciones de metal base para la fabricación de prótesis parciales removibles se introdujeron en la década de 1930. Las fórmulas con níquel cromo como las de cobalto cromo se hicieron muy populares en comparación con las convencionales de oro

de tipo IV que habían sido las predominantes en ese tipo de prótesis. Las ventajas más evidentes de las aleaciones de metal base son su menor peso, mayor rigidez (módulo elástico), otras propiedades mecánicas beneficiosas y su bajo coste.²⁵

El éxito de las aleaciones de metal base para la construcción de estructuras de dichas prótesis despertó el interés sobre su uso en la fabricación de otro tipo de restauraciones. Sin embargo, no comenzó a investigarse más intensamente sobre las características de las aleaciones para este cometido hasta la década de 1970, cuando la vertiginosa subida del precio de los metales nobles estimuló el desarrollo de nuevas aleaciones. Naturalmente, la amplia experiencia previa con aleaciones para prótesis parciales con base de níquel cromo y cobalto cromo, hizo de ellas una alternativa lógica para otras aplicaciones en Odontología.²⁵

El interés dental en el cobalto cromo ha aumentado debido a su bajo precio y sus diferentes métodos de fabricación. Sin embargo, hay pocos estudios publicados respecto a propiedades como biocompatibilidad, efectos a largo plazo en el área de ajuste en prótesis parcial fija para este material y los nuevos métodos de fabricación.^{8, 26, 27}

En el caso de las aleaciones de níquel cromo sigue también en duda su biocompatibilidad debido a la liberación de iones durante la corrosión. Además se conoce que el níquel es el elemento metálico más alergénico. En el reciente estudio de Qiu se evaluaba la corrosión y las propiedades de superficie de una aleación de cobalto cromo comercial respecto a dos aleaciones de níquel cromo, una con berilio y otra sin; antes y después de un proceso simulado de cocción de cerámica de recubrimiento. El cobalto cromo mostró más resistencia a la corrosión, tanto antes del proceso de cocción de la cerámica como después respecto a las dos aleaciones de níquel cromo. Por ello, parece tenderse a elegir preferentemente aleaciones de cobalto cromo en detrimento de las aleaciones de níquel cromo para prótesis fija.²⁶

En cuanto al uso de aleaciones nobles para las prótesis dentales, se sabe que éstas son altamente biocompatibles y tienen una buena resistencia a la corrosión. Sin embargo, en la actualidad, sus aplicaciones dentales se han restringido debido al aumento del coste del oro durante los años 80 y después tras la crisis financiera global de 2008. En consecuencia, aleaciones de materiales no nobles son ahora usadas con frecuencia como subestructuras de las restauraciones metal cerámicas. Naturalmente,

debido a la gran demanda de estética en la sociedad actual, estas cofías metálicas necesitan ser recubiertas de una capa de porcelana.²⁶

Volviendo al cobalto cromo, existen diferentes técnicas disponibles actualmente para procesarlo, ya que además de la técnica convencional de la cera perdida,^{28, 29} también se ha introducido el CAD/CAM. Los métodos CAD/CAM usados en el cobalto cromo son principalmente el fresado desde un bloque de éste o usando el sinterizado láser.^{28, 30, 31} Al contrario que en la técnica de fresado, el sinterizado láser sinteriza polvo metálico por capas, lo que es después fusionado mediante soldadura láser. Las ventajas de las técnicas de CAD/CAM con este material son la simplicidad, reducción de costes y la disminución del tiempo de fabricación.⁸

Por tanto el estudio del ajuste de estructuras en cobalto cromo sería de gran interés por los nuevos métodos para su manejo comparándolos con la fabricación tradicional a la cera perdida. Además cuanto más largo es el tramo a restaurar con una sola estructura, mayor es el riesgo de distorsión. A esto se debe añadir que cuanto más pesada sea la estructura metálica, mayor grado de distorsión hay presente. Esto último probablemente no afectaría a las aleaciones de cobalto cromo debido a su bajo peso.⁸

En cuanto al titanio, se trata de un elemento de especial interés en Implantología. En estado puro tiene unas propiedades mecánicas poco ventajosas y de ahí que se alee con otros metales para mejorarlas, como por ejemplo el Ti_6Al_4V . La baja densidad del titanio dificulta su colabilidad y puede resultar en márgenes incompletos. Además tiene una alta reactividad química en temperaturas elevadas. Como resultado, necesita técnicas y materiales especiales para su colado, para conseguir resultados satisfactorios y evitar la contaminación del metal.⁷

En cuanto a la colabilidad de los metales preciosos, ésta es superior al titanio o a aleaciones no preciosas como la de cobalto cromo que se proponen como alternativa por razones económicas como se ha dicho anteriormente. El reciente estudio de Abduo muestra falta de predictibilidad y consistencia al colar estructuras para implantes de cobalto cromo que atribuyen a las limitaciones inherentes al proceso de fabricación. Las aleaciones no preciosas tienen temperaturas de fusión más altas, lo que aumenta su contracción y el potencial de distorsión al enfriarse. Además necesitan revestimientos especiales para compensar esto. Debido a que la conductividad y densidad de estas

aleaciones son más bajas que en las aleaciones preciosas, el colado es más difícil. A todo esto se le añade la alta dureza que dificulta un acabado preciso y pulido.²³

De todo lo expuesto en cuanto a metales y sus aleaciones se dilucida que el estudio del ajuste marginal de estructuras para prótesis fija fabricadas con ellos, lejos de ser un tema obsoleto, está de plena vigencia en Prostodoncia gracias en parte a la aparición de nuevos métodos de procesado.

1.4.2 Cerámicas

Los pacientes cada vez demandan más soluciones libres de metal incluso para prótesis parcial fija posterior de larga extensión debido a un aumento en la preocupación por la estética y la biocompatibilidad.^{9, 11, 32} En 1965, McLean fue pionero en el concepto de añadir alúmina a la porcelana feldespática para mejorar las propiedades físicas y mecánicas. Pero fueron las deficiencias clínicas que presentaron estos materiales, tales como su fragilidad, propagación de grietas, resistencia a la tracción mínima, resistencia al desgaste y ajuste marginal, las que limitaron su uso.⁹

Los sistemas cerámicos con alto contenido cristalino se introdujeron en Odontología con el objetivo de reemplazar las estructuras metálicas usadas en las coronas metal cerámicas y en la prótesis parcial fija.^{12, 23} Las estructuras totalmente cerámicas son más translúcidas que las metálicas, resultando en una restauración de apariencia más natural.^{12, 17}

Christel en 1988 describió el uso del óxido del zirconio, la zirconia, en cabezas de fémur. Las aplicaciones se llevaron al campo de la Odontología al principio de la década de 1990 e incluyeron postes de endodoncia, implantes, pilares para implantes, brackets de ortodoncia, cofias para coronas y estructuras para prótesis parcial fija dentosoportada.⁹ Este uso de la zirconia para prótesis parcial fija de más de una unidad, fue facilitada por el uso de los sistemas de CAD/CAM³² y su utilización ha aumentando en las últimas décadas.^{11, 23}

Las restauraciones totalmente cerámicas pueden combinar un recubrimiento estético cerámico con núcleos de cerámicas de alta resistencia. Las porcelanas de recubrimiento, típicamente consisten en vidrio y una fase cristalina de fluoroapatita, óxido de aluminio o leucita. El hecho de recubrir el núcleo de disilicato de litio, óxido

de aluminio u óxido de zirconio con cerámica de recubrimiento, permite al técnico dental el personalizar estas restauraciones en términos de forma y estética.⁹ De forma análoga a las coronas metal cerámicas, la construcción de las coronas con cofias cerámicas de alta resistencia proporciona a la corona resistencia contra la carga.^{4, 10}

Pero la expansión del uso de sistemas totalmente cerámicos para prótesis parcial fija tiene sus limitaciones. Se necesita un diagnóstico adecuado y una buena selección del paciente, ya que estos factores son críticos para el éxito. En la mayoría de los sistemas se necesita una altura mínima de 3-4mm del conector desde la papila interproximal a la cresta marginal. Además su colocación está contraindicada cuando la distancia interoclusal es reducida, así como coronas clínicas cortas, grandes sobremordidas, antagonista supraerupcionado, voladizos, dientes comprometidos periodontalmente y pacientes con bruxismo severo o actividad parafuncional.⁹

Como se puede observar en la Tabla 1, podemos clasificar las cerámicas de uso dental en vitrocerámicas, aluminosas y zirconiosas, teniendo cada una de ellas una serie de características físicas, ópticas y de manufacturación específicas.⁴ La tecnología necesaria para la fabricación de coronas totalmente cerámicas requiere tanto equipamiento especializado, como técnicas y procesos de fabricación específicos.¹⁷

Por ejemplo, la clásica técnica de la barbotina ha sido bien establecida para fabricar una cofia; De este modo se necesita un modelo refractario para compensar la contracción durante el proceso de sinterización.^{4, 33}

En cambio, la técnica inyectada puede ser usada para la fabricación de cofias de cerámica de disilicato de litio, Empress II. Ésta se basa en el principio de la cera perdida. Se calientan lingotes de cerámica prefabricados y después se inyectan a la forma dejada por la cera de una cofia para una corona.⁴

En cambio, las cerámicas usadas para los sistemas de CAD/CAM usan un proceso que incluye escaneado y procesamiento de copias diseñadas por ordenador desde bloques cerámicos prefabricados.^{4, 33} Los equipos de CAD/CAM pueden ser utilizados en el laboratorio dental (in-house) como el Cerec InLab® y DCS® System o bien utilizando centros de procesamiento como Procera® o Decim® systems. El flujo de trabajo consiste en la adquisición de los datos del muñón en un laboratorio local y estos datos son transferidos vía modem a un centro de mecanizado. Entonces la cofia se fabrica y se

manda de vuelta al laboratorio dental donde se acabará la corona y será enviada al dentista.⁴ Según Raigrodski y cols en 2004, gracias al CAD/CAM es ahora posible al usar materiales de alta resistencia como la zirconia.^{12, 33}

Material de núcleo	Sistema	Técnica de fabricación	Indicaciones clínicas
Vitrocerámica			
Disilicato de litio SiO₂-Li₂O	IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Inyectada	Coronas, prótesis parcial fija anterior dentosoportada
	IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent)	Inyectada	Onlays, coronas 3/4, prótesis parcial fija dentosoportada
Leucita SiO₂-Al₂O₃-K₂O	IPS Empress (Ivoclar Vivadent)	Inyectada	Onlays, coronas 3/4
	Optimal Ceramic Pentron, Wallingford, Conn)	Inyectada	Onlays, coronas 3/4
	IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent)	Fresada	Onlays, coronas 3/4
Feldespática SiO₂-Al₂O₃-Na₂O-K₂O	VITABLOCS Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)	Fresada	Onlays, coronas 3/4, carillas
	VITA Triluxe Bloc (VITA Zahnfabrik)	Fresada	Onlays, coronas 3/4, carillas
	VITABLOCS Esthetic Line (VITA Zahnfabrik)	Fresada	Coronas anteriores, carillas
Alúmina			
Óxido de alumina Al₂O₃	In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik)	Barbotina, fresada	Coronas, prótesis parcial fija
	In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik)	Fresada	Coronas
	Synthoceram (CICERO Dental Systems)	Fresada	Onlays, coronas 3/4
	In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik)	Barbotina, fresada	Coronas, prótesis parcial fija posterior
	Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden)	Densamente sinterizada	Carillas, coronas, prótesis parcial fija anterior
Zirconia			
Zirconia estabilizada con itria ZrO₂ estabilizada con Y₂O₃	Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)	Fresada en estado verde, sinterizada	Coronas, prótesis parcial fija
	Cercon (Dentsply Ceramco, York Pa)	Fresada en estado verde, sinterizada	Coronas, prótesis parcial fija
	DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland)	Fresada	Coronas, prótesis parcial fija
	Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweden)	Fresada	Onlays, coronas 3/4
	Procera (Nobel Biocare AB)	Densamente sinterizada, fresada	Coronas, prótesis parcial fija, pilares para implantes

Tabla 1. Extraída de Conrad y cols⁹ Sistemas y materiales cerámicos e indicaciones clínicas recomendadas por el fabricante.

Sin embargo existen sistemas meramente CAM como por ejemplo el sistema Cercon (Degussa). En él, el técnico de laboratorio hace un encerado convencional de la estructura, que es escaneado mediante láser y fresado en un bloque de zirconia estabilizada con ytria presinterizada.³³

Por otra parte cabe reseñar que existen diferencias en cuanto a la etiología del fracaso entre la prótesis fija dentosoportada totalmente cerámica y la metal cerámica. La principal causa de fracaso en las totalmente cerámicas varía desde la fractura del conector para las de óxido de aluminio y disilicato de litio en prótesis parcial fija, a una fractura cohesiva de la porcelana de recubrimiento de las prótesis parciales fijas de zirconia. El éxito de estos sistemas es dependiente de la prevención del fracaso por retardar la propagación de grietas.⁹

En cuanto a la prótesis parcial fija metal cerámica, sus fracasos se deben a caries y fractura dental. Según la ley de vigas (Law of Beams), el maximizar la altura del conector y anchura, es la base para un diseño adecuado de prótesis parcial fija totalmente cerámica.⁹

Como se ha explicado anteriormente, una alternativa para las estructuras de más de una unidad es la zirconia, que es un material policristalino sin matriz vítrea y que está parcialmente estabilizado con óxido de ytrio (aproximadamente 3mol%). Si el material está en un estado poroso presinterizado (green blank)^{32, 34} puede ser fácilmente mecanizado por una unidad de CAM. Después del mecanizado, la estructura debe ser sinterizada durante 7,5 horas a 1500°C. Debido al sinterizado, su volumen cambia resultado de la reubicación del material por difusión en volumen, en superficie o de la fase gaseosa.³² En el caso de la cerámica zirconia presinterizada y estabilizada con ytria, la densidad final y la resistencia del material se consiguen al sinterizarla a alta temperatura.¹²

La fabricación de estructuras de zirconia mediante la tecnología CAM utiliza actualmente estrategias diferentes según el tipo de bloque de fresado utilizado. La dureza de los bloques de zirconia y por lo tanto la dificultad en el fresado de la subestructura está determinado por el grado de sinterizado de los bloques. Originalmente los bloques eran totalmente sinterizados por un proceso conocido como prensado isostático en caliente (HIP) del material de zirconia. El fresado de este material tenía algunas desventajas como el alto grado de desgaste de las fresas de

diamante en la máquinas de CAM y largos tiempos de fresado. Como no se necesita en este caso más sinterizado y por tanto no hay contracción posterior, el ajuste marginal de estas estructuras es excelente.^{10, 12, 34} Según Tinschert en 1995 los valores para esta técnica son 60,4 y 74µm resultados que están en concordancia con los de Coli en 2004.¹⁰

También se puede mecanizar la zirconia semisinterizada. De este modo el material tiene una consistencia como de tiza y lo hace muchas más rápido y fácil de mecanizar en la unidad de CAM. Después del fresado, la subestructura se sinteriza a alta densidad.^{10, 12, 33} Esto como se ha dicho anteriormente, conlleva una contracción lineal asociada del rango de 15-30%^{10, 33} o del 20-25% según otro.³⁴ Por tanto, tenemos una mayor eficacia de fresado del bloque semisinterizado que más blando pero tiene el problema de un peor ajuste en potencia pese al diseño compensatorio por el software y el fresado.¹⁰

Además de la resistencia, el éxito clínico a largo plazo de prótesis parcial fija depende de la precisión de ajuste, ya que las discrepancias en los márgenes de la corona favorecen la formación de placa, lo que puede llevar caries secundaria y/o enfermedad periodontal.³³ Por ello, junto con la resistencia a la fractura y la estética, la precisión del ajuste marginal e interno es uno de los criterios más importantes a la hora de valorar de calidad clínica y el éxito de las coronas totalmente cerámicas.⁴

Una adaptación marginal pobre puede provocar daños en el diente, en los tejidos periodontales y en la restauración.^{12, 32} El desajuste de la pared axial y la meseta oclusal puede reducir la resistencia a la fractura de las restauraciones totalmente cerámicas.³²

Por tanto, al igual que en las metal cerámicas, también se ha estudiado el ajuste de coronas totalmente cerámicas. Basándose en esa información Bindl afirma que se ha llegado a la hipótesis de que la precisión de ajuste de copias para coronas producidas por sistemas CAD/CAM es similar a las producidas por el sistema de la barbotina y técnicas de cerámica inyectada.⁴

En el estudio de Abduo en 2011, se registró cierto movimiento de los implantes, indicando que las estructuras de zirconia eran más pequeñas que la distancia interimplantaria, debido a la contracción de sinterizado. Sin embargo las estructuras de cobalto cromo provocaron movimiento de separación de los implantes, indicando que las estructuras eran mayores que la distancia interimplantaria.²³

Para un uso práctico, la eficiencia obvia del método CAD/CAM debe ser sopesada con posibles inexactitudes resultado del proceso de escaneado, del software de diseño y de los efectos de la contracción.^{12, 32} Estos problemas pueden resultar en un ajuste de la restauración pobre.³²

Sin embargo todavía existe una falta de información de cómo se ve afectado el ajuste después de diversas cocciones que se necesitan para los sistemas totalmente cerámicos.¹⁷

1.5 Metodología de análisis del desajuste marginal e interno

La medición del espacio existente en el margen es frecuentemente usado para cuantificar el ajuste, pero pocos estudios han evaluado los métodos para su medición en coronas unitarias ya que no existen directrices generales de cómo realizar las mediciones del espacio en coronas in vitro o in vivo.^{5, 8}

Sin embargo, con el aumento de técnicas de CAD/CAM en odontología restauradora, la información digitalizada y las técnicas digitales pueden ser un recurso valioso para el futuro desarrollo de la odontología en el área del ajuste.⁸

En la literatura nos podemos encontrar con metodologías de diversa índole en cuanto a integridad del espécimen, método de registro y situación clínica o de laboratorio. De modo esquemático se representan en el Diagrama 1.

Hay diferentes métodos que han sido usados para evaluar los espacios internos y marginales.¹²

Los métodos para medir el ajuste marginal incluyen los siguientes: visión seccional, visión directa de la corona en el modelo, técnica de impresión de la réplica y examen clínico.^{12, 17} Está aceptado por lo general que los métodos clínicos son deficientes a la hora de detectar desajustes en las estructuras sobre implantes, y se ha demostrado que estructuras clínicamente aceptables pueden mostrar un grado de desajuste cuando se examinan en estudios in vitro.²³

La técnica de visión seccional se ha usado para medir el ajuste marginal de inlays, coronas metal cerámicas y coronas totalmente cerámicas. La visión directa es

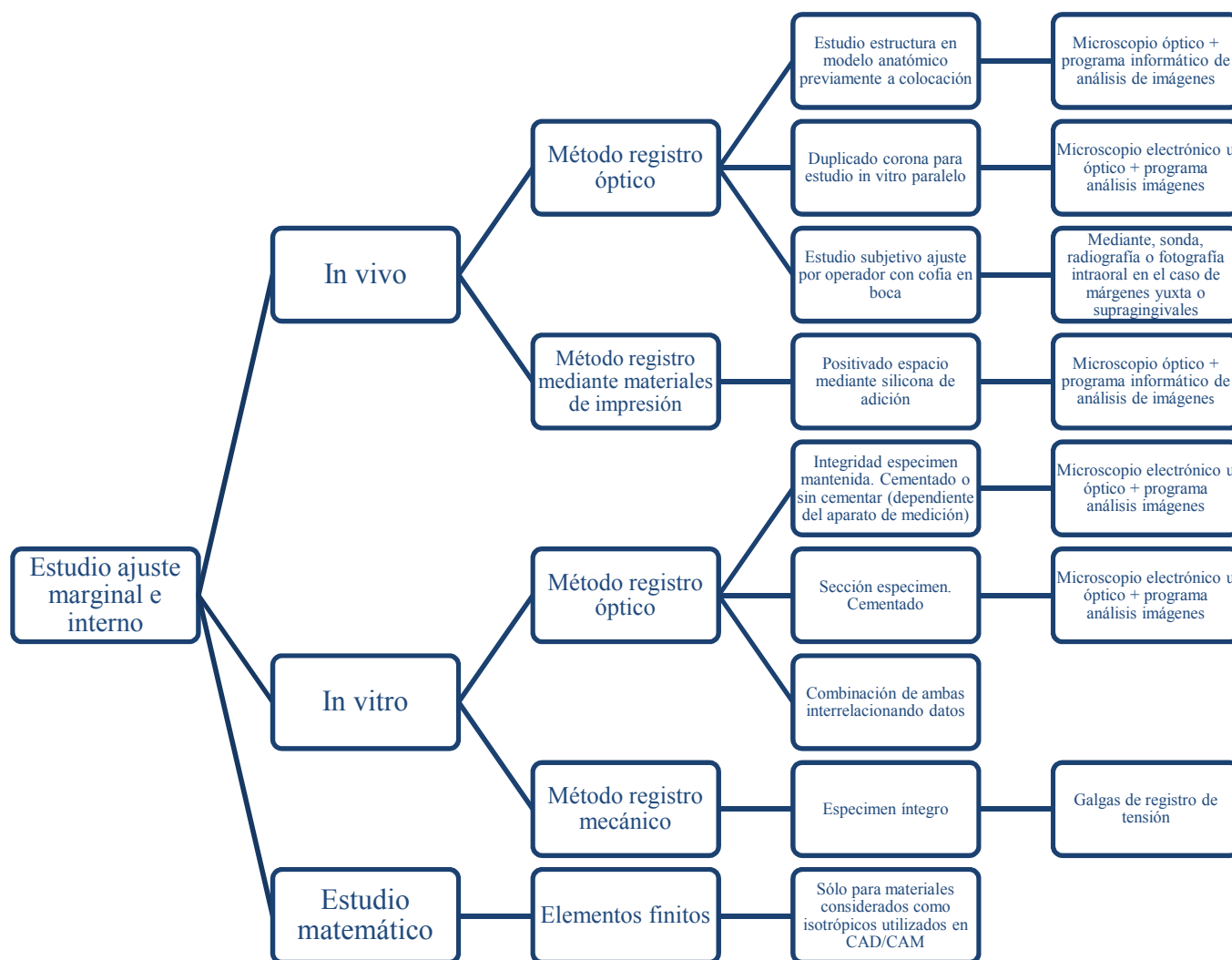


Diagrama 1 Diferentes metodologías para el estudio del ajuste marginal e interno

una técnica no destructiva que es usada a menudo para medir la distorsión durante el proceso de fabricación de las restauraciones.¹⁷

Para medir el ajuste interno, se requiere cementación de las coronas y seccionar los especímenes, o bien el uso de silicona para tomar una impresión del espacio para el cemento.^{12, 16} Se ha visto que el proceso de cementación puede afectar al ajuste marginal definitivo por las diferencias en la viscosidad del agente de cementado. En la técnica de sección, los puntos de medición idénticos en coronas del mismo grupo pueden mostrar diferentes grosores de cemento. Además, el número de mediciones por espécimen después de seccionar está también limitado y puede no ser representativo. Por tanto, el examen de los márgenes sin cementar las coronas como en el estudio de Baig y cols no simula el escenario clínico al completo.¹⁶

En estudios de laboratorio por tanto es posible seccionar la muestra para una evaluación directa con microscopio. Un nuevo método que usa microtomografías computarizadas (micro-CT) se ha utilizado para un análisis no destructivo de las restauraciones. Esta técnica permite una investigación en 2D y en 3D de los espacios internos y marginales en un rango de pocos micrómetros en múltiples localizaciones y direcciones.¹²

Otro método más extendido es el uso de análisis con microscopio electrónico de barrido (SEM) para el análisis de restauraciones asentadas en sus muestras, es un método aceptado para analizar la precisión de ajuste in vitro. También se pueden utilizar microscopios digitales (180x y 225x) o estereomicroscopios (100x). Todos estos diferentes métodos de medición complican la comparabilidad de los datos.⁴

Otro método in vitro es mediante mediciones dimensionales o técnicas de modelado. La principal ventaja de las técnicas de modelado como el medidor de tensiones (strain gauge), fotoelasticidad y análisis con elementos finitos (FEAs) es el asesoramiento del efecto del desajuste en las estructuras periimplantarias, estructura o incluso en los componentes del implante. Está ampliamente aceptado que el análisis con el medidor de tensiones es una herramienta de medición in vitro que detecta las discrepancias ocultas en estructuras que podrían ser denominadas como clínicamente aceptables. Sin embargo la limitación de las galgas es que son extremadamente sensibles a cambios de temperatura, localización y orientación.²³

Las diferencias entre los estudios con elementos finitos y los de galgas pueden ser explicadas por el hecho de que los estudios con elementos finitos asumen un ajuste óptimo, que elimina la posibilidad de transmisión de tensiones como resultados de un desajuste al colocar la prótesis.²³

El modelo de Abduo y cols aplica un modelo de mandíbula isotrópico en resina en base a estudios con elementos finitos. Según Abduo y cols su modelo tiene el potencial de ser aplicado en condiciones dinámicas para proveer una simulación de la respuesta mandibular a la carga o flexión mandibular.²³

Por otra parte cabe remarcar que grandes variaciones o una morfología compleja dificultan la medición del desajuste marginal. El número de mediciones utilizadas en la literatura para determinar el desajuste varía considerablemente desde 4 a 100

localizaciones por corona. Esto también puede explicar el desacuerdo en cuanto al tamaño aceptable de desajuste para las restauraciones dentales.⁵

En cuanto a terminología, hay que diferenciar entre exactitud (accuracy en inglés) medida que se refiere a como se acerca el valor medido al valor real, del término precisión (precision en inglés) que se refiere como mediciones repetidas se acercan al mismo valor unas de otras y el poder de las inferencias (power of inferences en inglés) que está relacionado proporcionalmente al número de mediciones tomadas. Sin embargo, los límites de admisibilidad de una falta de precisión se basan en la formación científica o clínica del proyecto y tienen que ser evaluados de acuerdo con ella. Por tanto, es difícil predecir el número de mediciones por un modo de cálculo estandarizado. Una aproximación empírica podría ser una manera más apropiada.⁵

Nadie duda que la investigación científica es cara y necesita mucha dedicación y tiempo. Además, los recursos son limitados y los métodos para reducir esfuerzos y costes son de un interés fundamental. Basándonos en el trabajo de Groten en el año 2000, existe una relación entre “optimalidad” entre el esfuerzo metodológico y la calidad de los resultados en cada actividad de investigación que sigue una curva de forma sigmoidea. De una forma óptima esto ayuda a definir la ratio coste/beneficio para un proyecto de investigación. Hay un estadio inicial con gran esfuerzo pero sin resultados relevantes. Igualmente, después del rango óptimo, hay una fase asintótica cercana al límite del beneficio alcanzable, que representa un excesivo gasto de recursos.⁵

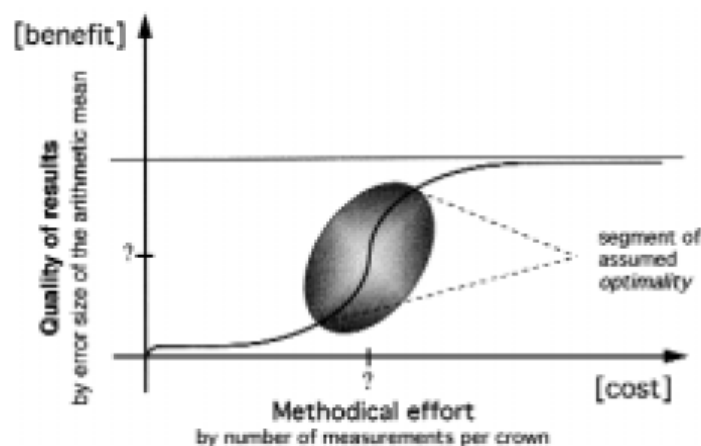


Figura 2. Extraída de Groten y cols. Ilustración de la hipótesis acerca de la ratio coste/beneficio relacionada con actividades de investigación⁵

Las conclusiones de Groten y cols de su estudio para intentar determinar un número de mediciones mínimas para el estudio del desajuste marginal fueron las siguientes: ⁵

1. Aproximadamente 50 mediciones a lo largo del margen de una corona produjeron información clínicamente relevante y una estimación consistente para el tamaño del desajuste. El impacto global sobre el error de medición estuvo por lo general en un rango de $\pm 8\mu\text{m}$.
2. El límite inferior para el número de mediciones mínimo no dependen del tamaño de la brecha marginal.
3. El límite inferior de 50 mediciones por corona parecían ser independientes de si las coronas estaban cementadas o no.
4. Fue de menor importancia si las 50 mediciones a lo largo del margen fueron seleccionadas al azar o registradas en distancias de unos $500\mu\text{m}$
5. Para 50 mediciones seleccionadas al azar por corona se requirió la mitad del tiempo que para la medición de 200 localizaciones por corona.

Otro punto importante relacionado con la medición del ajuste es la desviación estándar de la media. La desviación estándar es un grado de variabilidad de aproximadamente $20\mu\text{m}$ en muchos estudios. Unas grandes desviaciones estándar podrían ser resultado de una distorsión no uniforme de la subestructura durante los ciclos de cocción de la porcelana, contornos asimétricos del margen de la corona, daño al margen de la corona durante el proceso de fabricación y un asentamiento incompleto de la restauración en el muñón.¹⁷

1.6 ¿En qué influye el tipo de tallado que se realice?

El ajuste marginal e interno de las estructuras de zirconia depende de diversos factores, en particular de las características de la preparación subyacente, incluyendo forma y ángulo. La variabilidad en la precisión al copiar el área marginal puede ser resultado de la precisión de la detección óptica bajo la influencia de diferentes profundidades de preparación del margen. Otra posible causa sería la limitada precisión del proceso de fresado al aumentar la variación en la profundidad de la preparación.³⁵

En cambio en el estudio de Baig y cols, se vio que la configuración del margen no tiene un efecto significativo en el ajuste marginal en coronas de recubrimiento total con Cercon IPS Empress II. Las dos configuraciones del margen en el estudio eran

chanfer y hombro en el mismo grupo de material. Sin embargo sí que se encontraron diferencias en cuanto al sobrecontorneado marginal entre chanfer y hombro en todos los grupos (Cercon, IPS Empress II y corona totalmente metálica). Este descubrimiento sería consistente con las recomendaciones del fabricante en cuanto a la línea de acabado para la preparación para estos sistemas.¹⁶

En cambio Bindl en 2007 encuentra que una geometría más precisa del hombro redondeado parece ligeramente más favorable, resultando en un desajuste menor que con la preparación en chánfer.³³

Hay que tener en cuenta que muchos modelos utilizados para el estudio del ajuste tienen la parte oclusal del tallado plana y esto no simularía una imagen clínica de un buen tallado.¹⁶

La línea de terminación de los dientes preparados puede situarse en el margen de la encía libre sin comprometer la apariencia estética y evitando la intrusión del ancho biológico lo que reduce el riesgo de enfermedad periodontal iatrogénica. Además los materiales cerámicas tienen una conductividad térmica baja y son altamente compatibles.¹²

1.7 Cuando se está estudiando el ajuste ¿se deberían aceptar cofias con cerámica de recubrimiento en el margen?

Para evitar la distorsión provocada por la cerámica de recubrimiento, en el estudio de Baig y cols se dejó en todo el perímetro solo material de cofia para analizar el ajuste real que dan los sistemas Cercon e IPS Empress II sin alteraciones por parte de la cerámica de recubrimiento y evitar la contaminación de la zona que pudiese evitar un asentamiento incompleto de esta.¹⁶

Según Bindl en 2005 y citando a Sulaiman y cols en 1997 y Beschmidt y cols en 1999, el ajuste de las cofias se midió sin la cerámica de recubrimiento porque es la cofia la que determina principalmente el ajuste global de una corona con cerámica de recubrimiento. Además, unos desajustes marginales muy grandes podrían deberse a fracturas en el margen producidas al ajustar el margen con un instrumento rotatorio o por exceso de cerámica de recubrimiento localizado. El arenado también podría causar defectos marginales y aumentar el desajuste marginal.⁴

En resumen de todo lo expuesto, en la actualidad la demanda de restauraciones con una estética excelente y gracias también a su biocompatibilidad han hecho de las coronas cerámicas una forma popular de restauraciones libres de metal en los últimos años. Dos áreas de preocupación en cuanto a las restauraciones totalmente cerámicas son la resistencia a la fractura y el ajuste marginal.¹⁶ Aparte de las restauraciones totalmente cerámicas, ante la crisis económica actual, hay autores que también se interesan en el ajuste de cofias realizadas con aleaciones metálicas y producidas con diferentes métodos de fabricación. Por ejemplo, el interés dental en el cobalto cromo ha aumentado debido a su bajo precio y sus diferentes métodos de fabricación.⁸ Por tanto, el estudio del ajuste en prótesis fija sigue siendo un tema de actualidad.

2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

Los objetivos de este trabajo de revisión de la literatura existente son:

1. Analizar la metodología utilizada en los estudios publicados en los últimos 10 años que evalúen el ajuste marginal e interno de cofias y estructuras de PPF metálicas dentosoportadas
2. Agrupar los datos de desajuste marginal e interno por grupos según el material utilizado y su método de fabricación para realizar:
 - a. Un análisis intragrupo y así comprobar si los datos aportados por diferentes autores son agrupables
 - b. Un análisis intergrupo para comparar diferentes materiales y métodos de fabricación entre sí y ver si existen diferencias significativas entre ellos
3. Plantear según los resultados obtenidos una metodología para trabajos posteriores sobre desajuste marginal e interno optimizando al máximo los recursos sin perder calidad metodológica

Las hipótesis nulas (H_0) que se plantean son:

- No existen diferencias en la metodología utilizada en los estudios que evalúan el ajuste marginal e interno de cofias y estructuras de PPF metálicas dentosoportadas
- No hay diferencia en el ajuste de cofias y estructuras para PPF dentosoportadas metálicas realizadas con los mismos materiales y métodos pero estudiadas por diferentes autores.
- No hay diferencia en el ajuste de cofias y estructuras para PPF dentosoportadas metálicas realizadas con materiales y/o diferentes métodos de fabricación.

3. MATERIALES Y MÉTODO

3. MATERIALES Y MÉTODO

3.1 Estrategia de búsqueda

La búsqueda bibliográfica correspondiente se realizó usando la base de datos Medline EBSCOhost en la que se seleccionaron los siguientes límites: fecha de publicación desde abril del 2002 hasta abril del 2012, resumen disponible e idiomas Inglés, Francés y Español. Además los tipos de trabajo incluidos fueron: artículos clásicos, estudios comparativos, estudios de evaluación, In Vitro, Meta-análisis, estudios multicéntricos, ensayos controlados aleatorizados, revisiones y estudios de validación. El modo de búsqueda fue Booleano/frase y se introdujeron las siguientes palabras clave: *marginal fit OR marginal misfit OR marginal discrepancy OR internal fit OR marginal adaptation OR marginal accuracy OR marginal opening*.

De todos los resultados encontrados (n=912) y tras la revisión de todos los resúmenes, se seleccionaron los relacionados con el estudio del ajuste marginal y/o interno de cofias para coronas o prótesis parcial fija dentosoportadas (n=48).

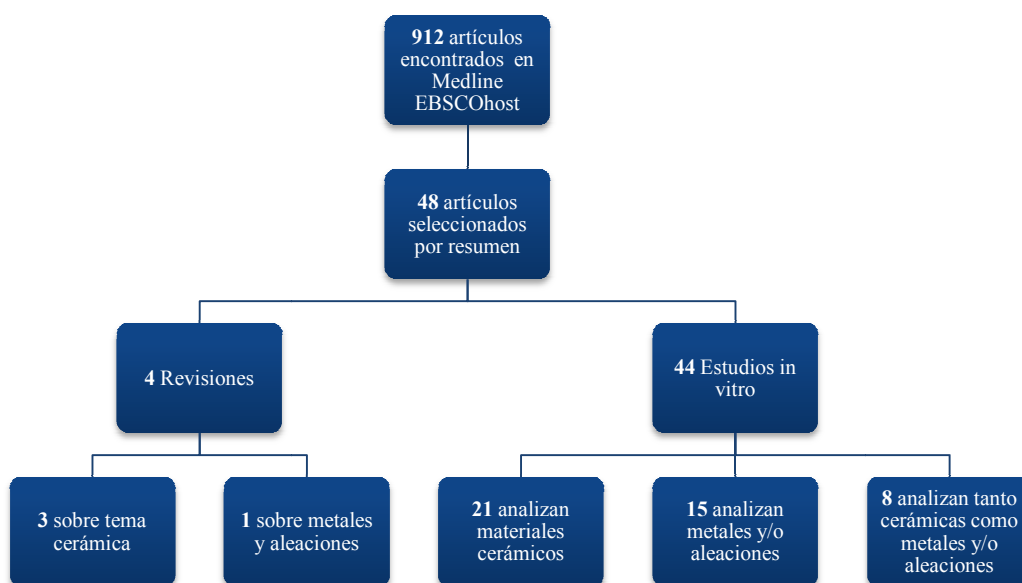


Diagrama 2 Flujo selección artículos procedentes búsqueda en Medline EBSCOhost

Entre los artículos seleccionados por el resumen se encontraron:

- 4 revisiones: Abduo 2010³⁶, Conrad 2007⁹ y Komine 2010³⁷ sobre materiales cerámicos y uno sobre metálicos de Haag 2007³⁸.

- 44 estudios in vitro de los cuales:
 - o 22 analizan solo materiales cerámicos: Reich 2008³⁹, Azar 2011³⁵, Balkaya 2005¹⁷, Beuer 2009¹⁰, Beuer 2009²⁴, Bindl 2005⁴, Bindl 2007³³, Borba 2011¹², Grenade 2011¹¹, Korkut 2011⁴⁰, Limkangwalmongkol 2009⁴¹, Martinez-Rus 2011⁴², Suarez 2003⁴³, Luthardt 2004⁴⁴, Ural 2010⁴⁵, Moldovan 2011⁴⁶, Al-Rabab'ah 2008⁴⁷, Att 2009⁴⁸, Oyagüe 2010⁴⁹, Pelekanos 2009⁵⁰, Rahme 2008⁵¹
 - o 15 analizan solo materiales metálicos y aleaciones: Tan 2008⁵², Al Wazzan 2007⁷, Fragoso 2005⁵³, Jahangiri 2005⁵⁴, Limkangwalmongkol 2007⁵⁵, Milan 2004⁵⁶, Örtorp 2011⁸, Paulino 2007⁵⁷, Soriani 2007⁵⁸, Witkowski 2006¹³, Wöstmann 2005⁵⁹, Contreras 2002⁶⁰, Han 2011⁶¹, Shiratsuchi 2006⁶², Wu 2011⁶³
 - o 7 analizan tanto cerámicas como metales y aleaciones: Baig 2010¹⁶, Gassino 2004⁶⁴, Gonzalo 2009⁶⁵, Holden 2009⁶⁶, Karataşlı 2011⁶⁷, Yeo 2003⁶⁸, Yara 2004⁶⁹, Stappert 2004⁷⁰.

Asimismo, se estableció una búsqueda manual por separado de las fuentes bibliográficas más relevantes de la especialidad de Prostodoncia y materiales dentales (n=17).

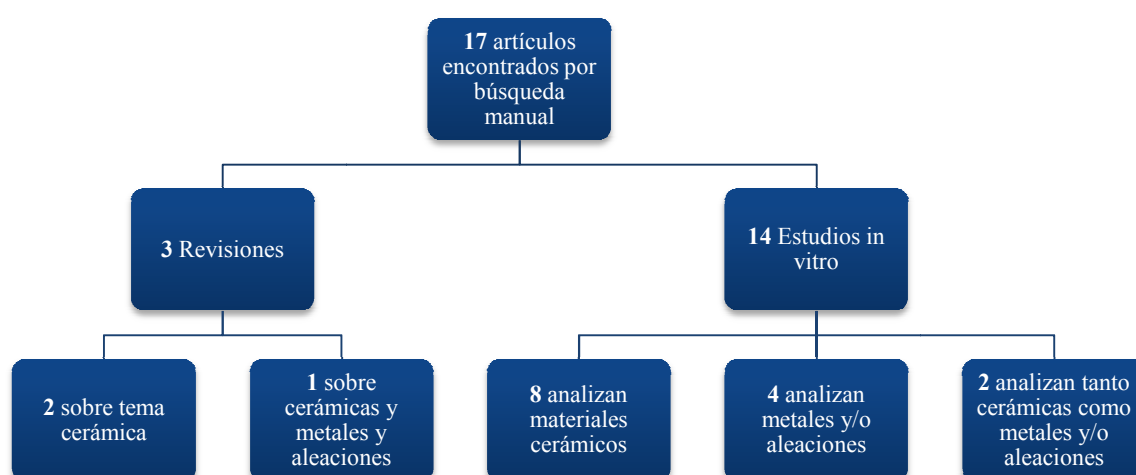


Diagrama 3 Flujo selección artículos procedentes búsqueda manual

Los artículos seleccionados por búsqueda manual fueron:

- 3 revisiones: Kosyfaki 2010², Raigrodski 2004⁷¹, Raut 2011⁷².

- 14 estudios in vitro de los cuales:
 - o 8 analizan solo materiales cerámicos: Persson 2006⁷³, Nakamura 2003⁷⁴, Kunii 2007⁷⁵, Comlekoglu 2009⁷⁶, Coli 2004⁷⁷, Beuer 2009⁷⁸, Gonzalo 2008⁷⁹, Okutan 2006⁸⁰
 - o 4 analizan solo materiales metálicos y aleaciones: Ucar 2009³⁰, Boeckler 2005⁸¹, de Oliveira 2006²⁹, Laurent 2008⁸²
 - o 2 analizan tanto cerámicas como metales y aleaciones: Tao 2009⁸³, Goldin 2005⁸⁴

No se aceptó información proveniente de las casas comerciales. También se excluyeron las referencias a trabajos que están en la actualidad en proceso.

3.2 Criterios de inclusión y exclusión de artículos el análisis estadístico

Los criterios de inclusión en el análisis para los estudios procedentes de la búsqueda bibliográfica en función de lo expuesto en el apartado de objetivos fueron los siguientes:

1. Estudios in vitro para evaluación de ajuste de cofias o estructuras de PPF de metal de naturaleza fija sobre muñones dentarios
2. Para la medición, las cofias o estructuras de PPF deberían estar cementadas independiente del tipo de cemento utilizado, o bien utilizar algún tipo de dispositivo que mantenga la estructura en una posición fija y con presión constante durante la medición o fraguado del material de registro del desajuste.
3. Podría medirse el desajuste de manera directa (métodos ópticos de medición) o indirecta (por ejemplo siliconas) cortando o no los especímenes
4. Las cofias o estructuras para PPF no deberían estar recubiertas por cerámica de recubrimiento
5. Como objetivo principal deberían intentar comparar la precisión de ajuste marginal y/o interno de los diferentes métodos y/o aleaciones para la confección de cofias y estructuras para PPF dentosoportadas
6. Enfoque científico y no empresarial, admitiendo trabajos financiados por casas comerciales

7. Deberían especificar la metodología del estudio en todos los casos y los datos tamaño de muestra, media y desviación estándar de todos los grupos deberá estar reflejado en el estudio o a disposición del lector al requerirlos al autor

Los criterios de exclusión establecidos fueron los siguientes:

1. Prótesis implantosoportadas o implantoretenidas, prótesis de recubrimiento parcial o restauraciones de cavidades
2. Materiales cerámicos, resinas, composites o polímeros reforzados.
3. Metodología no especificada o repetible
4. Estudios con objetivos el análisis del efecto del cementado y/o tipo de cemento en el desajuste marginal e interno
5. Estudios con objetivo comparar los diferentes tipos de impresión y su influencia en el desajuste marginal e interno
6. Estudios con objetivo comparar el ajuste marginal e interno tras la cocción de la cerámica de recubrimiento.
7. Estudios con objetivo comparar el ajuste marginal e interno de PPF de diferentes dimensiones

Variables recogidas:

En primer lugar se recogieron todos los aspectos relevantes para el análisis de la metodología de cada estudio: utilización de cofias para coronas o para prótesis parcial fija, tamaño de conector de pónico, material de la cofia y método de fabricación utilizado, aleatorización, metodología medición, medio técnico utilizado para llevarla a cabo, integridad conservada o no de los especímenes, cemento usado, metodología de cementación y características del tallado (tipo de margen, profundidad y conicidad).

Para el estudio estadístico se registró: tamaño total de la muestra, número de grupos de estudio, tamaño de cada grupo, valor del ajuste marginal y/o ajuste interno, (media y desviación estándar). A partir de ello, la estadística inferencial se realizó gracias a la colaboración de Dña. María del Carmen Bravo, del servicio de Estadística del Centro de Apoyo a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid.

4. RESULTADOS

4. RESULTADOS

De todos los artículos encontrados en la búsqueda en Medline EBSCOhost sobre el estudio del ajuste marginal y/o interno de cofias para coronas o prótesis parciales fijas dentosoportadas casi la mitad de los artículos estaban relacionados solo con el estudio de materiales cerámicos. El 18% o bien comparaba los materiales cerámicos con los metálicos o bien establecían el grupo control con un metal, mientras que el 34% trataba en exclusiva materiales metálicos (Gráfico 1).

Estudios in Vitro procedentes de la búsqueda en Medline EBSCOhost

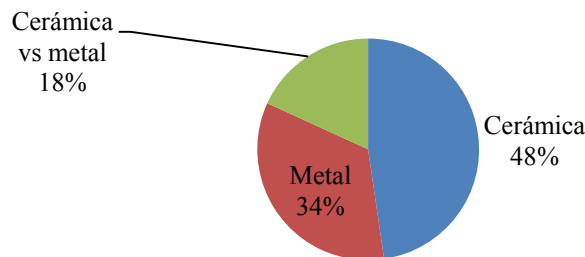


Gráfico 1

En cuanto a los artículos encontrados mediante búsqueda manual sobre el mismo tema, encontramos unos porcentajes similares a los anteriores, siendo el predominio de los estudios de las cerámicas más acusado (Gráfico 2).

Estudios in Vitro procedentes de la búsqueda manual

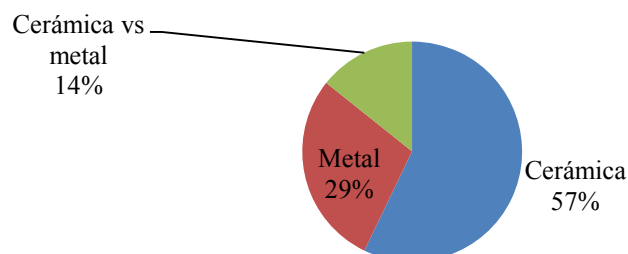


Gráfico 2

Mediante la revisión de los 19 artículos sobre estudios in Vitro que trabajaban en exclusiva con materiales metálicos y los 10 comparaban materiales cerámicos y metálicos, los artículos que iban a ser incluidos en el estudio tanto descriptivo como analítico debían cumplir los requisitos especificados en el apartado de materiales y método. Tras su análisis minucioso se descartaron 22 trabajos (Tabla 2) y se incluyeron 7 (Tabla 3).

Artículos excluidos del análisis	
Autor año	Criterio exclusión
GRUPO METAL	
Al Wazzan 2007 ⁷ , Jahangiri 2005 ⁵⁴ , Milan 2004 ⁵⁶ , Paulino 2007 ⁵⁷ , Wöstmann 2005 ⁵⁹ , Contreras 2002 ⁶⁰ , Wu 2011 ⁶³ , de Oliveira 2006 ²⁹	No cumplir el punto 2 de los criterios de inclusión para este estudio
Limkangwalmongkol 2007 ⁵⁵	No cumplir los puntos 1, 2 y 4 de los criterios de inclusión para este estudio.
Han 2011 ⁶¹	No cumplir el punto 1 de los criterios de inclusión para este estudio
Shiratsuchi 2006 ⁶²	No cumplir el punto 4 de los criterios de inclusión para este estudio
Laurent 2008	No cumplir el punto 5 de los criterios de inclusión para este estudio
GRUPO METAL vs CERÁMICA	
Baig 2010 ¹⁶ , Gonzalo 2009 ⁶⁵ , Holden 2009 ⁶⁶ , Goldin 2005 ⁸⁴	No cumplir el punto 4 de los criterios de inclusión para este estudio
Gassino 2004 ⁶⁴	No cumplir los puntos 2 ni 4 de los criterios de inclusión para este estudio
Karataşlı 2011 ⁶⁷	No cumplir el punto 1 de los criterios de inclusión para este estudio
Yeo 2003 ⁶⁸ , Tao 2009 ⁸³	No cumplir el punto 2 de los criterios de inclusión para este estudio
Yara 2004 ⁶⁹	No cumplir los puntos 2 y 5 de los criterios de inclusión para este estudio
Stappert 2004 ⁷⁰	No cumplir los puntos 4 y 5 de los criterios de inclusión para este estudio

Tabla 2

Artículos incluidos en el análisis (grupo metal)
Tan 2008 ⁵²
Fragoso 2005 ⁵³
Soriani 2007 ⁵⁸
Witkowski 2006 ¹³
Örtorp 2011 ⁸
Ucar 2009 ³⁰
Boeckler 2005 ⁸¹

Tabla 3

4.1 Análisis descriptivo de la metodología empleada

4.1.1 Dispositivos de medición

Ninguno de los artículos utiliza el microscopio electrónico para la medición del desajuste, sea el marginal o el interno. La mayoría de los trabajos utilizan un microscopio óptico, que a excepción de Fragoso y cols y Soriani y cols, lo utilizan acoplado a una cámara digital y un software de procesamiento de imágenes. Tan y cols que utiliza únicamente una cámara digital SLR con un macro de 100-mm montada en un trípode.

Autor Año	MO e-	MO opt	Descripción dispositivos medición
Boeckler 2005	No	Si	Microscopio de luz con software de medición VMZM40, TV-tubus 1.6-Objetivos 2,0-Screenlevel 4,0x, Metrona Software, 4H JENA engineering, Jena, Germany
Fragoso 2005	No	Si	Traveling microscope (STM, Olympus Optical Co, Tokyo, Japan)
Witkowski 2006	No	Si	Estereomicroscopio (Axioskop; Zeiss, Oberkochen, Germany), cámara digital (3CCD-Iris; Sony, Koln, Germany), x400 en alta resolución (800x600 pixeles), (analySIS 2.1; Soft-Imaging Software GmbH, Munster, Germany)
Soriani 2007	No	Si	Microscopio óptico con mediciones lineales (Nikon Measurescope, Tokyo, Japan)
Tan 2008	No	No	Cámara digital SLR (Canon 10D con lente macro 100-mm, Canon USA, Inc., Lake Success, NY) montada en trípode
Ucar 2009	No	Si	Microscopio óptico (SZ40; Olympus, Tokyo, Japan),
Örtorp 2011	No	Si	Estereomicroscopio a 12x (Wild M7A, Wild Heerbrugg LTD, Heerbrugg, Switzerland)

Tabla 4

Los aumentos también varían mucho, trabajando con los que proporciona el microscopio óptico o aumentándolo con la posibilidad de aumento de las cámaras digitales como es el caso de Witkowski y cols.

4.1.2 Diseño del espécimen

Boeckler y cols utilizan molares y premolares procedentes de humanos, Tan y cols utilizan un primer molar superior y Ucar y Witkowski y cols un incisivo central superior. En cambio Fragoso y cols utilizan dientes bovinos y Soriani y Örtorp y cols hacen un diseño de un modelo ad hoc.

Estos modelos previos, después son replicados en diversos materiales, normalmente en yeso tipo IV, excepto Ucar y cols que trabajan con un solo modelo maestro de acero inoxidable. Los autores justifican el uso de yeso tipo IV en vez de aleaciones metálicas para la confección de sus modelos maestros en el hecho de querer imitar lo máximo posible la realidad clínica, tomando impresiones con silicona de un modelo previo preparado extraoralmente y después vaciándolo en yeso.

Todos los trabajos utilizan unitarios excepto Örtorp y cols que trabajan con un puente de 3 piezas.

Autor año	¿Modelo anatómico humano?	Forma muñón	Conicidad	Tipo de margen	Profundidad de margen (en mm)
Boeckler 2005	Si	Molares y premolares	NE	Hombro redondeado	NE
Fragoso 2005	No	Dientes bovinos	8°	Hombro recto	1,5mm
Witkowski 2006	Si	Incisivo central superior	NE	Chanfer profundo	NE
Soriani 2007	No	ad Hoc	10°	Bisel 30°	NE
Tan 2008	Si	Primer molar superior derecho	12°	Chanfer	0,8mm
Ucar 2009	Si	Incisivo central superior derecho	NE	NE	NE
Örtorp 2011	No	ad Hoc, simulando un premolar y un molar	16°	Chanfer	NE

Tabla 5 Diseño del espécimen. NE: no especificado

La conicidad del tallado no es especificada en Boeckler, Witkowski, ni Ucar y cols. De los que sí la registran, hay gran disparidad.

El tipo de preparación de margen no se registra en Ucar y cols y en el caso de la profundidad de tallado, solo es registrada por Fragoso y Tan y cols.

4.1.3 Uso de espaciador

Boeckler, Fragoso ni Ucar y cols especifican en su metodología, si han usado o como han usado el material espaciador o como se ha configurado el sistema de diseño por ordenador en este sentido.

Autor	Especificación en cuanto al espaciador
Boeckler 2005	NE
Fragoso 2005	NE
Witkowski 2006	Si para el Ti colado: 2 capas de endurecedor (Margidur; Benzer Dental, Zurich, Switzerland) y dos capas de espaciador (Cement Spacer blue; Grrbach, Pforzheim, Germany)
Soriani 2007	Si, establece para cada grupo 3 subgrupos, A: no espaciador, B: una capa, C: dos capas
Tan 2008	4 capas espaciador y una endurecedor, establecido en 80 micras para CAD/CAM y WAX/CAM
Ucar 2009	NE
Örtorp 2011	El grupo cera perdida: una capa de endurecedor y 5 capas de espaciador (aprox 50µm) a 0.5mm del margen cervical; también se estableció 50µm para el grupo de cera fresada, CoCr fresado y CoCr sinterizado

Tabla 6 NE: no especificado

4.1.4 Cementado y control de presión de inserción

Todos los trabajos estabilizan la cofia en su modelo correspondiente durante el proceso de registro de imagen o medición. Boeckler, Ucar y Örtorp y cols lo hacen mediante cementado. El resto mediante dispositivos que aplican una carga a la cofia constante de forma que no puedan existir movimientos en su manejo.

Autor	¿Cementado?	Cemento usado	Control presión inserción
Boeckler 2005	Si	Oxifosfato de zinc. Harvard Cement Richter&Hoffmann	5 kg durante 5 minutos
Fragoso 2005	No		8,82N/m ² axial no especifica si mantenida durante la medición
Witkowski 2006	No		NE presión, usa silicona pesada (Twin Duo; Picodent GmbH, Wipperfurth, Germany) En una plataforma para estabilizar
Soriani 2007	No		3 kg, mediante dispositivo de presión estandarizada
Tan 2008	No		5kg ,mientras se realizaban las fotografías
Ucar 2009	Si	Temp-Bond; Kerr Corp, Orange, Calif	NE
Örtorp 2011	Si	Variolink®II, Ivoclar Vivadent) añadiendo color azul mezclado	50N controlados con aparato de control de carga

Tabla 7 NE: no especificado

4.1.5 Metodología de medición

Depende de si quieren estudiar el desajuste marginal y/o el interno. En cuanto a la integridad del espécimen Ucar y Örtorp y cols cortan el espécimen.

En todo momento son medidas lineales, variando el número de mediciones, y de puntos de referencia de medición. Al final los autores dan una media de desajuste marginal total para cada grupo y lo mismo para el desajuste interno.

Todos los autores estudian el desajuste marginal independientemente de conservar o no integro el espécimen excepto Ucar y Örtorp y cols que solo estudian el desajuste interno.

En el estudio de Witkowski y cols, realizan muchas mediciones pero tal y como las explican en su apartado de materiales y método, el desajuste marginal o “marginal gap” es el equivalente a los que ellos denominan “discrepancia vertical después del refinamiento”. Y en Fragoso y cols al desajuste marginal lo denomina “marginal fit” en vez de “marginal gap”.

Autor	¿Especimen cortado?	Metodología medición
Boeckler 2005	No	50 mediciones por corona, no especifica más
Fragoso 2005	No	12 mediciones por corona (3 mediciones en cada uno de los 4 puntos opuestos marcados 1mm inferior al margen)
Witkowski 2006	No	80 mediciones desajuste vertical y 80 para el horizontal antes de retocar; 80 mediciones desajuste vertical y 80 para el horizontal después de retocar
Soriani 2007	No	Mide en 4 puntos fijos por cada espécimen y repite las mediciones 3 veces
Tan 2008	No	1 fotografía 1:1 en cada uno de los cuatro lados una regla milimetrada y calibrada
Ucar 2009	Si, sentido buco-lingual	Utilizan silicona light para ver el espacio del cemento, que luego pesan. También miden en 5 áreas labial marginal, lingual marginal, borde incisal, y en las superficies lingual y labial axiales correspondientes al punto medio entre los bordes incisales y marginales
Örtorp 2011	Si, sentido mesiodistal	11 puntos de referencia en cada pilar

Tabla 8

4.2 Análisis del desajuste marginal (mg) según el metal o aleación empleados y su modo de fabricación

Cabe reseñar que del trabajo de Soriani y cols no se pudo conseguir a la fecha de entrega de esta revisión la desviación típica de la media para ningún grupo y por tanto no se ha incluido en este apartado de la revisión.

4.2.1 Aleaciones nobles

En los artículos seleccionados, solo Boeckler y Tan y cols estudian el ajuste marginal con aleaciones nobles solamente confeccionadas mediante el colado: Au-Ag-Cu, Au-Pd-Pt y Pd-Ag-Au. Los dos primeros grupos solo cuentan con el registro de Boeckler y cols.

Grupo AuAgCu Colado (en μm)						
Autor año	n	x	s	Variable registrada	Material	Modo fabricación
Boeckler 2005	5	75,45	10,73	Marginal Gap	AuAgCu	Colado

Tabla 9

Grupo AuPdPt Colado (en μm)						
Autor año	n	x	s	Variable registrada	Material	Modo fabricación
Boeckler 2005	5	91,62	38,4	Marginal Gap	AuPdPt	Colado

Tabla 10

Grupo PdAgAu colado (en μm)						
Autor año	n	x	s	Variable registrada	Material	Modo fabricación
Boeckler 2005	5	35,32	10,71	Marginal Gap	PdAgAu	Colado
Tan 2008	10	23,91	9,8	Marginal Gap	PdAgAu	Colado

Tabla 11

Tras someter a un contraste de t-Student (Apéndice I) considerando varianzas iguales al grupo PdAgAu colado:

S=	10,0887462	Desviación típica
	27,7133333	Media

4.2.2 Titanio

En cuanto al titanio, es estudiado tanto colado como mediante tecnología CAD/CAM. En cuanto al colado la prueba de contraste análisis de la varianza de Welch rechaza promedios iguales y por tanto no se calcula una nueva media. Lo mismo ocurre cuando en el grupo colado agrupamos los datos de Fragoso y cols que también se rechazan promedios iguales. (Apéndice II)

Grupo Ti colado (en μm)						
Autor año	n	x	s	Variable registrada	Material	Modo fabricación
Boeckler 2005	5	46,38	11,04	Marginal Gap	Titanio	Colado
Fragoso 2005	8	203,40	111,80	Marginal Gap	Titanio	Colado 430°C
	8	95,00	26,00	Marginal Gap	Titanio	Colado 550°C
	8	213,80	109,10	Marginal Gap	Titanio	Colado 670°C
	8	213,80	109,10	Marginal Gap	Titanio	Colado 670°C
Witkowski 2006	16	43,59	25,61	Marginal Gap	Titanio	Colado

Tabla 12

En cuanto al titanio fabricado mediante encerado y su posterior fresado, solo aparece el registro de Tan 2008.

Grupo Ti encerado y fresado (en μm)						
Autor año	n	x	s	Variable registrada	Material	Modo fabricación
Tan 2008	10	73,12	24,15	Marginal Gap	Ti	Everest, Kavo

Tabla 13

En cuanto al grupo de titanio escaneado y fresado, al utilizar la prueba de contraste del análisis de la varianza de Welch se rechazan promedios iguales. Cuando se estudian solo los datos de modo de fabricación Everest (Kavo), la prueba de contraste vuelve a rechazar promedios iguales. No se puede calcular la media y desviación estándar para este grupo. (Apéndice III)

Grupo Ti escaneado y fresado (en μm)						
Autor año	n	x	s	Variable registrada	Material	Modo fabricación
Boeckler 2005	5	59,48	8,91	Marginal Gap	Ti	Everest, Kavo
Witkowski 2006	16	23,89	6,71	Marginal Gap	Ti	Pro 50, Cynovad
	16	7,79	5,95	Marginal Gap	Ti	Precident DCS, DCS Dental AG
	16	38,38	18,20	Marginal Gap	Ti	Everest, Kavo
Tan 2008	10	79,43	25,46	Marginal Gap	Ti	Everest, Kavo

Tabla 14

4.2.3 Aleaciones metal base

Solo encontramos el registro del Co-Cr colado de Boeckler y cols.

Grupo CoCr Colado (en μm)						
Autor año	n	x	s	Variable registrada	Material	Modo fabricación
Boeckler 2005	5	72,67	18,62	Marginal Gap	CoCr	Colado

Tabla 15

4.3 Análisis del desajuste interno (IG) según el metal o aleación empleados y su modo de fabricación

4.3.1 Aleaciones metal base

El Co-Cr lo encontramos fabricado mediante colado, y digitalizado y sinterizado o fresado. En el grupo de colado se rechazan promedios iguales (Apéndice IV) mediante un análisis de la varianza considerando varianzas distintas y no se calcula la media del grupo.

Grupo CoCr Colado (en μm)						
Autor año	n	x	s	Variable registrada	Material	Modo fabricación
Ucar 2009	12	50,55	25,10	Internal Gap	CoCr	Colado
Örtorp 2011	8	133,00	89,00	Internal Gap	CoCr	Colado
	8	117,00	89,00	Internal Gap	CoCr	Colado (con cera fresada)

Tabla 16

En el grupo de Co-Cr sinterizado al realizar el contraste de t-Student considerando varianzas distintas no se rechazan valores medios iguales pudiendo calcular la media y desviación estándar global.

Grupo Co Cr Sinterizado (en μm)						
Autor año	n	x	s	Variable registrada	Material	Modo fabricación
Ucar 2009	12	62,57	21,62	Internal Gap	CoCr	PHENIX Systems PM 100 Dental System
Örtorp 2011	8	84,00	60,00	Internal Gap	CoCr	D-640, 3 Shape A/S + Biomain AB

Tabla 17

S=	22,1122598	Desviación típica
	71,142	Media

En el grupo CoCr escaneado y fresado sólo queda el registro de Örtorp 2011.

Grupo Co Cr Escaneado y Fresado (en μm)						
Autor año	n	x	s	Variable registrada	Material	Modo fabricación
Örtorp 2011	8	166,00	135,00	Internal Gap	CoCr	D-640, 3 Shape A/S + Modified I-Mes Premium 4820,I-Mes Wieland

Tabla 18

En cuanto a la aleación Ni-Cr se cuenta con el registro de Ucar 2009.

Grupo Ni Cr Colado (en μm)						
Autor año	n	x	s	Variable registrada	Material	Modo fabricación
Ucar 2009	12	58,21	19,92	Internal Gap	NiCr	Colado

Tabla 19

5. DISCUSIÓN

5. DISCUSIÓN

El estudio del desajuste marginal sigue estando de plena vigencia y más en concreto el de estructuras metálicas pese a que el estudio de materiales cerámicos es casi la mitad de lo publicado en los últimos 10 años e indexado en Medline EBSCOhost.

Al contrario que lo encontrado en esta revisión, en la que todos los artículos utilizaron microscopía óptica, el uso del microscopio electrónico está bien documentado y aunque la resolución depende del equipo en concreto, está del orden de los nanómetros. Con este tipo de equipamiento se pueden obtener mediciones de valores en micras incluso con varias cifras decimales.^{4, 27, 33} Por ejemplo, la magnificación en microscopía electrónica puede variar desde los 120x^{4, 33} a 500x.⁴⁹ En cuanto a la vuelta al uso de la microscopía óptica se debe en gran manera a los software de procesamiento de imágenes mediante el cual se digitaliza una imagen mediante una cámara y ya digitalizada se pueden realizar mediciones, mejora de la calidad de la imagen, etc. La magnificación en microscopía óptica, previa al procesamiento digital y sin la magnificación de la cámara de registro está en un rango desde 10x¹¹ hasta los 50x^{10, 24, 51, 78} o incluso 100x.⁴⁰ Quizás el uso más repetido de microscopía óptica en los últimos tiempos se deba a que es más accesible y está más fácilmente disponible para los grupos de investigación, además de abaratar costes respecto a la microscopía electrónica.

También hay cierto consenso en los últimos años en cuanto a utilizar siliconas de adición para replicar el modelo inicial que son posteriormente vaciadas en yeso tipo IV, justificando este uso por querer hacer el estudio in vitro lo más parecido posible a la realidad clínica. Al hacer esto se puede introducir sesgos, en cuanto a los coeficientes de expansión/contracción de los materiales utilizados con este fin, y de los 7 artículos seleccionados, sólo Boeckler, Soriani, Tan y Ucar y cols especifican en sus publicaciones que aleatorizan la muestra de modelos de trabajo para distribuirlos en los distintos grupos de estudio.

En cuanto a la forma del muñón dentario, hay diferencias, aunque la mayoría de los autores todavía parten de un modelo dentario de morfología anatómica. En cuanto a la convergencia del tallado, existe una gran discrepancia de opiniones desde los 8° de Fragoso y cols hasta los 16° de Örtorp y cols. Esto es un gran factor de variabilidad que

nos impide comparar datos de estudios ya que recientemente se han publicado trabajos en los que se observa que un cambio en la convergencia del tallado, provoca diferencias en el ajuste marginal de la cofia. Beuer²⁴ en su estudio con cofias de zirconia fabricadas mediante un sistema de CAD/CAM encuentra que un aumento en la conicidad mejora el ajuste marginal disminuyendo la necesidad de adaptación posterior por parte del técnico de laboratorio. En cambio en el estudio de Oyagüe en 2010 también con zirconia, no encuentran diferencias significativas entre las diferentes convergencias en la preparación que los autores explican con 2 razones, una que han utilizado convergencias según la revisión de Goodacre y cols en 2001, está dentro de un rango aceptable (10°-20°) y la estandarización en el procedimiento de cementado.⁴⁹ Si valoramos los estudios incluidos en el presente trabajo, sólo Fragoso 2005 no estaría dentro de este rango aceptable además de los trabajos que no lo especifican. Por tanto, la conicidad del tallado no deja de ser un factor que se debe tratar con cuidado a la hora de hacer el diseño para un estudio in vitro y sería recomendable que estuviese dentro del rango establecido por Goodacre y cols.

En cuanto al tipo de margen del tallado y la profundidad de éste, según Suárez en su tesis doctoral, no se puede concluir que exista una línea de terminación idónea en función del material empleado y que tanto el chamfer como el hombro redondeado son líneas de terminación idóneas para el titanio colado y mecanizado.³ Por tanto, excepto Soriani, y Ucar y cols que no especifican el tipo de terminación, los diseños utilizados en el resto de trabajos serían adecuados para hacer un estudio sobre discrepancia marginal.

En cuanto al factor del espacio creado para albergar el cemento entre la cofia y el muñón dentario, solo 4 especifican la metodología usada para ello, si bien es difícil de determinar exactamente los μm , cuando lo que se utiliza en un espaciador en estado líquido y que según las condiciones ambientales puede verse afectado su viscosidad y por tanto su espesor de capa. No ocurre esto con los sistemas CAD/CAM en los que según el sistema utilizado, el operador puede modificar el valor en función de la zona de interna de la cofia, más cercana al margen, en la pared axial o en el techo oclusal o borde incisal. Tan y cols lo establecen en 80 μm y Örtorp y cols en 50 μm sin explicar el porqué de esta elección. En la literatura reciente, encontramos el trabajo con zirconia de Beuer y cols¹⁰ el que previamente al estudio del ajuste marginal e interno realizan 5 pruebas con diferentes espaciadores para cada uno de los sistemas. De modo que se

evaluaron visualmente por un experto y se estableció el valor “más adecuado” en su opinión de espaciador para cada grupo. Este punto es de vital importancia cuando queremos estudiar el ajuste interno, ya que estamos midiendo un espacio que si no sabemos de espesor de espaciador teórico se pretende dar al realizar el diseño con ordenador, difícilmente podremos saber si el espacio encontrado se debe a una deficiencia en el modo de fabricación o de los dispositivos utilizados con ese fin o si bien se trata del espacio que hemos planificado para albergar el cemento.

En cuanto a la colocación de la cofia sobre el modelo de estudio, en la muestra de trabajos seleccionada, optan por utilizar o bien el cementado o bien dispositivos que estabilicen la cofia durante el registro o medición. Como ya se ha dicho anteriormente para medir el ajuste interno, se requiere cementación de las coronas y seccionar los especímenes, o bien el uso de silicona para tomar una impresión del espacio para el cemento.^{12, 16} Sólo Boeckler, Ucar y Örtorp y cols cementan las estructuras con diferentes agentes. En la literatura se ha descrito que el proceso de cementación puede afectar al ajuste marginal definitivo por las diferencias en la viscosidad del agente de cementado. Suárez en 2004 observa que el cementado incrementa la discrepancia marginal en todos los grupos estudiados³ de modo que complica la comparación de datos entre diferentes artículos, especialmente con los que no utilizan ningún agente de cementado. Además, el examen de los márgenes sin cementar las coronas no simularía el escenario clínico al completo aunque introduce en la investigación un factor de sesgo inherente al cemento.

En lo que refiere a la técnica de cementado, posiblemente se consiga una mayor estandarización en aquellos trabajos que aplican a todos los especímenes una carga controlada y mantenida en el tiempo de fraguado del agente cementante que en los que se aplica presión digital o manual.

Realmente donde hay gran divergencia entre estudios es en la metodología de medición. No hay acuerdo en la literatura en cuanto al número de mediciones por espécimen, la integridad de este o los puntos de referencia establecidos. Si se siguen las indicaciones de Groten y cols⁵ solo Boeckler y Witkowski y cols cumplirían las 50 mediciones mínimas a lo largo del margen de una corona. En la técnica de sección, los puntos de medición idénticos en coronas del mismo grupo pueden mostrar diferentes grosores de cemento. Además, el número de mediciones por espécimen tras ser

seccionado está también limitado y puede no ser representativo. Ucar y Örtorp y cols trabajan con especímenes seccionados pero mientras que Ucar y cols agrupa datos en 5 áreas (labial marginal, lingual marginal, borde incisal y superficies lingual y labial axiales), Örtorp y cols establecen 11 puntos de medición en todo el perímetro. Una vez más tampoco existe estandarización en este punto. Además la terminología empleada para el registro de cada uno de ellos varía aunque según la explicación dada en los respectivos apartados de materiales y método, puede llegarse a un término común para un mismo tipo de medida.

En cuanto al análisis del ajuste marginal, debido a la poca uniformidad en la metodología de los estudios, sólo se pudieron agrupar los datos del grupo Pd-Ag-AU colado de Boeckler y Tan y cols, pero no así en el resto de grupos que más de un registro. Cabe reseñar que en el grupo de titanio escaneado y fresado cuando se analizaron los datos de Boeckler, Witkowski y Tan y cols que trabajan con el sistema Everest de Kavo, tampoco se pudieron aceptar valores promedios iguales. Además en los grupos Au-Ag-Cu colado, Au-Pd-Pt colado, Ti encerado y fresado y CoCr colado solo cuentan con un registro de un solo autor. Todo ello imposibilitó el hacer una comparativa intergrupo. En cuanto al grupo Ti colado, observamos que la temperatura de colado, no mencionada en la mayoría de los trabajos es un factor que influye en la calidad del ajuste marginal como así lo muestra al hacer la prueba de contraste entre los datos de Frago y cols. Por tanto, la temperatura a la que se llevan los procesos debe ser un dato a registrar por el investigador y a plasmar en las publicaciones ya que el titanio se muestra como un factor determinante.

Por otra parte, las medias de ajuste marginal encontradas están por debajo de los 120µm establecidos por McLean y von Fraunhofer excepto el titanio colado a 430°C y a 670°C del trabajo de Frago y cols, que casi lo duplican (203,40 y 213,80 respectivamente).

En cuanto a las desviaciones estándar de los registros de ajuste marginal, el estudio de Frago y cols destaca por sus altos valores, lo que implicaría una distorsión no uniforme de la medida.

Cuando se observan los datos del ajuste interno, ocurre algo similar a lo anterior, ya que en los grupos de más de un registro se rechazaron valores promedio iguales y no se realizó el análisis intergrupo. Las medias de más alto valor fueron del estudio de

Örtorp y cols para todos los grupos de estudio que establecen. Además las desviaciones estándar también son elevadas, lo que volvería a implicar una distorsión no uniforme de la medida. Cabe destacar que en el estudio de Örtorp y cols, de los 11 puntos de medida establecidos, los correspondientes al punto 1 y 11 determinan el ajuste marginal, pero al poder éstos ser tanto del lado del pónico como de la cara libre sin que Örtorp y cols los diferencien no se analizaron en la presente revisión y además los autores de la publicación también decidieron dar una cifra de desajuste interno global obviando información potencialmente valiosa.

Un futuro trabajo que tenga como objetivo el estudio del ajuste marginal e interno debe: aleatorizar las muestras si se quiere simular la realidad clínica duplicando en escayola un modelo maestro inicial; registrar las características del tallado de los muñones teniendo que tener una convergencia entre 10-20° y un margen en chamfer u hombro redondeado; establecer un grosor de capa de cemento atendiendo a criterios objetivos y no preferencias personales; registrar todas las variables inherentes al proceso de fabricación como por ejemplo la temperatura de colado; estandarizar el proceso de cementado e indicar el agente cementante, o bien utilizar un dispositivo de carga constante; utilizar un léxico común y descrito ya en la literatura; una metodología de medición clara y repetible, con al menos 50 mediciones a lo largo del contorno de la corona para el ajuste marginal y comprobar si se pueden agrupar datos en áreas (paredes axiales y oclusal o incisal) en el desajuste interno.

6. CONCLUSIONES

6. CONCLUSIONES

1. Se observa una falta de homogeneidad en la metodología de los trabajos incluidos debido a la falta de datos, utilizar diferentes métodos de registro, medición, y otros factores inherentes como trabajar con materiales distintos de distintas marcas y por tanto con diferentes propiedades.
2. Mediante el análisis estadístico se rechazó el agrupar los diferentes trabajos por no poder ser agrupados en un solo valor promedio de material y modo de fabricación iguales.
3. No se pudo realizar un análisis intergrupo al no conseguir calcular valores promedio intragrupo para todos los grupos establecidos.
4. Todos estos hallazgos dejan un camino abierto a la investigación para un futuro trabajo que desarrollaremos donde se estudiará el ajuste marginal e interno en estructuras metálicas dentosoportadas aplicando el método científico.

7. BIBLIOGRAFÍA

7. BIBLIOGRAFÍA

1. Touchstone A, Nieting T, Ulmer N. Digital transition: the collaboration between dentists and laboratory technicians on CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc* 2010;141 Suppl 2:15S-9S.
2. Kosyfaki P, del Pilar Pinilla Martín M, Strub JR. Relationship between crowns and the periodontium: a literature update. *Quintessence International* (Berlin, Germany: 1985) 2010;41(2):109-26.
3. Suárez MJ. Evaluación del sellado marginal de coronas de Titanio colado y mecanizado con dos líneas de terminación [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2004.
4. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *Journal Of Oral Rehabilitation* 2005;32(6):441-47.
5. Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 2000;83(1):40-9.
6. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(6):879-85.
7. Al Wazzan KA, Al-Nazzawi AA. Marginal and internal adaptation of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy cast restorations. *The Journal Of Contemporary Dental Practice* 2007;8(1):19-26.
8. Örtorp A, Jönsson 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. *Dental Materials: Official Publication Of The Academy Of Dental Materials* 2011;27(4):356-63.
9. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2007;98(5):389-404.
10. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dental Materials: Official Publication Of The Academy Of Dental Materials* 2009;25(1):94-102.
11. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2011;105(4):249-55.
12. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dental Materials: Official Publication Of The Academy Of Dental Materials* 2011;27(11):1119-26.
13. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2006;96(1):47-52.
14. Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil* 2005;32(10):753-8.
15. 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):526-30.

16. Baig MR, Tan KB-C, Nicholls JJ. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2010;104(4):216-27.
17. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2005;93(4):346-55.
18. al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15(1):38-42.
19. Al-Sukhun J, Helenius M, Lindqvist C, Kelleway J. Biomechanics of the mandible part I: measurement of mandibular functional deformation using custom-fabricated displacement transducers. *J Oral Maxillofac Surg* 2006;64(7):1015-22.
20. Kachalia PR, Geissberger MJ. Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology. *J Calif Dent Assoc* 2010;38(5):323-30.
21. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006;137 Suppl:7S-13S.
22. Torsello F, di Torresanto VM, Ercoli C, Cordaro L. Evaluation of the marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res* 2008;19(8):772-9.
23. Abduo J, Bennani V, Lyons K, Waddell N, Swain M. A novel in vitro approach to assess the fit of implant frameworks. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(6):658-63.
24. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence International* (Berlin, Germany: 1985) 2009;40(3):243-50.
25. Anusavice KJ. Aleaciones dentales para colado y soldadura. *Phillips Ciencia de los materiales dentales*. 11th ed. Madrid: Elsevier; 2004. p. 566-67.
26. 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.
27. Oyague RC. Ajuste de estructuras coladas para prótesis fija sobre pilares prefabricados de implantes dentales [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2004.
28. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dental Materials: Official Publication Of The Academy Of Dental Materials* 2008;24(10):1311-15.
29. de Oliveira Correa G, Henriques GEP, Mesquita MF, Sobrinho LC. Over-refractory casting technique as an alternative to one-piece multi-unit fixed partial denture frameworks. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2006;95(3):243-48.
30. 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):253-9.
31. Traini T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F, Macchi A, Piattelli A. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater* 2008;24(11):1525-33.

32. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal Of Oral Sciences* 2005;113(2):174-79.
33. Bindl A, Mörmann WH. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *The International Journal Of Periodontics & Restorative Dentistry* 2007;27(6):567-75.
34. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci* 2010;52(4):531-9.
35. Azar MS, Lehmann KM, Dietrich H, Weibrich G, Schmidtmann I, Scheller H. Effect of preparation depth differences on the marginal fit of zirconia crown copings: an in vitro study. *The International Journal Of Prosthodontics* 2011;24(3):264-66.
36. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *Journal Of Oral Rehabilitation* 2010;37(11):866-76.
37. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *Journal Of Oral Science* 2010;52(4):531-39.
38. Haag P, Nilner K. Questions and answers on titanium-ceramic dental restorative systems: a literature study. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)* 2007;38(1):e5-e13.
39. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci* 2008;116(6):579-84.
40. Korkut L, Cotert HS, Kurtulmus H. Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures: an in-vitro study. *Operative Dentistry* 2011;36(1):72-79.
41. Limkangwalmongkol P, Kee E, Chiche GJ, Blatz MB. Comparison of marginal fit between all-porcelain margin versus alumina-supported margin on Procera Alumina crowns. *Journal Of Prosthodontics: Official Journal Of The American College Of Prosthodontists* 2009;18(2):162-66.
42. Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradies G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2011;105(2):108-14.
43. Suárez MJ, González de Villambrosia P, Pradies G, Lozano JFL. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *The International Journal Of Prosthodontics* 2003;16(3):229-32.
44. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *The International Journal Of Prosthodontics* 2004;17(6):680-85.
45. Ural C, Burgaz Y, Saraç D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)* 2010;41(7):585-90.
46. Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dental Materials: Official Publication Of The Academy Of Dental Materials* 2011;27(12):1273-78.
47. Al-Rabab'ah MA, Macfarlane TV, McCord JF. Vertical marginal and internal adaptation of all-ceramic copings made by CAD/CAM technology. *The European Journal Of Prosthodontics And Restorative Dentistry* 2008;16(3):109-15.
48. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2009;101(4):239-47.

49. Oyagüe RC, Sánchez-Jorge MI, Sánchez Turrión A. Evaluation of fit of zirconia posterior bridge structures constructed with different scanning methods and preparation angles. *Odontology / The Society Of The Nippon Dental University* 2010;98(2):170-72.
50. Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas S-O, Zinelis S, Eliades G. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *The European Journal Of Esthetic Dentistry: Official Journal Of The European Academy Of Esthetic Dentistry* 2009;4(3):278-92.
51. Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT. In vitro evaluation of the "replica technique" in the measurement of the fit of Procera crowns. *The Journal Of Contemporary Dental Practice* 2008;9(2):25-32.
52. 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):378-83.
53. Fragoso WS, Henriques GEP, Contreras EFR, Mesquita MF. The influence of mold temperature on the fit of cast crowns with commercially pure titanium. *Brazilian Oral Research* 2005;19(2):139-43.
54. Jahangiri L, Wahlers C, Hittelman E, Matheson P. Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of cast restoration marginal accuracy compared to stereomicroscopy. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2005;93(2):138-42.
55. Limkangwalmongkol P, Chiche GJ, Blatz MB. Precision of fit of two margin designs for metal-ceramic crowns. *Journal Of Prosthodontics: Official Journal Of The American College Of Prosthodontists* 2007;16(4):233-37.
56. Milan FM, Consani S, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MAC, Sousa-Neto MD, Knowles JC. Influence of casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns. *Brazilian Dental Journal* 2004;15(2):127-32.
57. Paulino SM, Leal MB, Pagnano VO, Bezzon OL. The castability of pure titanium compared with Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2007;98(6):445-54.
58. Soriani NC, Leal MB, Paulino SM, Pagnano VO, Bezzon OL. Effect of the use of die spacer on the marginal fit of copings cast in NiCr, NiCrBe and commercially pure titanium. *Brazilian Dental Journal* 2007;18(3):225-30.
59. Wöstmann B, Blösser T, Gouentenoudis M, Balkenhol M, Ferger P. Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients. *Journal Of Dentistry* 2005;33(7):611-18.
60. Contreras EFR, Henriques GEP, Giolo SR, Nobilo MAA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2002;88(5):467-72.
61. Han H-S, Yang H-S, Lim H-P, Park Y-J. Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2011;106(3):191-97.
62. Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2006;95(3):237-42.
63. Wu JC, Lai L-C, Sheets CG, Earthman J, Newcomb R. A comparison of the marginal adaptation of cathode-arc vapor-deposited titanium and cast base metal copings. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2011;105(6):403-09.

64. Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *The International Journal Of Prosthodontics* 2004;17(2):218-23.
65. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. *The International Journal Of Prosthodontics* 2009;22(4):374-77.
66. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *Journal Of Prosthodontics: Official Journal Of The American College Of Prosthodontists* 2009;18(8):645-48.
67. Karataşlı O, Kursoğlu P, Capa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dental Materials Journal* 2011;30(1):97-102.
68. Yeo I-S, Yang J-H, Lee J-B. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2003;90(5):459-64.
69. Yara A, Goto S-i, Ogura H. Correlation between accuracy of crowns fabricated using CAD/CAM and elastic deformation of CAD/CAM materials. *Dental Materials Journal* 2004;23(4):572-76.
70. Stappert CFJ, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *British Dental Journal* 2004;196(12):766.
71. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2004;92(6):557-62.
72. Raut A, Rao PL, Ravindranath T. Zirconium for esthetic rehabilitation: an overview. *Indian Journal Of Dental Research: Official Publication Of Indian Society For Dental Research* 2011;22(1):140-43.
73. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 2006;95(3):194-200.
74. 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):244-8.
75. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, et al. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J* 2007;26(6):820-6.
76. Comlekoglu M, Dundar M, Ozcan M, Gungor M, Gokce B, Artunc C. Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. *Oper Dent* 2009;34(5):586-92.
77. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont* 2004;17(1):59-64.
78. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 2009;13(3):343-9.
79. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. Marginal fit of Zirconia posterior fixed partial dentures. *The International Journal Of Prosthodontics* 2008;21(5):398-99.
80. Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation. *Journal Of Oral Rehabilitation* 2006;33(11):827-32.

81. Boeckler AF, Stadler A, Setz JM. The significance of marginal gap and overextension measurement in the evaluation of the fit of complete crowns. *The Journal Of Contemporary Dental Practice* 2005;6(4):26-37.
82. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *Journal Of Oral Rehabilitation* 2008;35(2):116-22.
83. Tao J, Han D. The effect of finish line curvature on marginal fit of all-ceramic CAD/CAM crowns and metal-ceramic crowns. *Quintessence Int* 2009;40(9):745-52.
84. 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):143-7.

8. APÉNDICE

8. APÉNDICE

APÉNDICE I: Grupo Pd-Pt-Au (desajuste marginal)

T-TEST

		En realidad son cuasivarianzas			
Media X	35,32	Varianza X	114,7041	cuasivar.	122,90
Media Y	23,91	Varianza Y	96,04	cuasivar.	102,90
	11,41				
Contraste de varianzas iguales					
f4,9 (0,025)				Para cociente de varianzas	
4,7181		IC(0,95)		No rechazo varianzas iguales	
		0,25313934	5,63500015		
S ² =	101,7828	S=	10,0887462	Desviación típica	
			27,7133333	Media	
Valor de la t	2,06			No rechazo valores medios iguales	
t13(0,025)	2,16				

APÉNDICE II: Grupo Ti colado (desajuste marginal)**Análisis de la varianza de Welch (considera varianzas distintas)**

grupos	5						
ni	std	medias	$w_i = n_i / sdt^2$	$w_i * med$	numerador	denominador	
5	11,04	46,38	0,04102342	1,90266619	3,44871543	0,05708284	
8	111,80	203,40	0,00064004	0,13018392	13,9912352	0,14053902	
8	26,00	95,00	0,01183432	1,12426036	18,4188966	0,10306106	
8	109,10	213,80	0,00067211	0,14369716	16,8319519	0,14042336	
16	25,61	43,59	0,024395	1,06337806	3,48880276	0,03169331	
			0,07856489	4,36418568	56,1796018	0,47279958	
					14,0449005	1,1181999	
			Media	55,5488053	Estadístico	12,560277	
					gr.libertad	16,9204887	
					F(4,17)	2,96	

promedios distintos

grupos	3						
ni	std	medias	$w_i = n_i / sdt^2$	$w_i * med$	numerador	denominador	
8	111,80	203,40	0,00064004	0,13018392	6,02819919	0,12928568	
8	26,00	95,00	0,01183432	1,12426036	1,52482275	0,00142315	
8	109,10	213,80	0,00067211	0,14369716	7,75969078	0,12862346	
			0,01314647	1,39814143	15,3127127	0,25933229	
					7,65635636	1,06483307	
			Media	106,351102	Estadístico	7,19019399	
					gr.libertad	10,2828178	
					F(2,10)	4,1	

promedios distintos

APÉNDICE III: Grupo Ti escaneado y fresado (desajuste marginal)

Análisis de la varianza de Welch (considera varianzas distintas)

grupos	5						
ni	std	medias	wi=ni/sdt^2	wi*med	numerador	denominador	
5	8,91	59,48	0,06298173	3,74615339	97,342736	0,21742142	
16	6,71	23,89	0,35536524	8,48967553	4,92760713	0,02558804	
16	5,95	7,79	0,45194548	3,52065532	69,2251919	0,01775936	
16	18,20	38,38	0,04830335	1,85388238	16,0241857	0,05994958	
10	25,46	79,43	0,01542706	1,22537147	54,1828026	0,10747102	
			0,93402286	18,8357381	241,702523	0,42818942	
					60,4256308	1,10704736	
			Media	20,1662496	Estadístico	54,5826974	
					gr.libertad	18,68332	
					F(4,19)	2,9	
					Distintos promedios		

grupos	3						
ni	std	medias	wi=ni/sdt^2	wi*med	numerador	denominador	
5	8,91	59,48	0,06298173	3,74615339	1,98537878	0,06324074	
16	18,20	38,38	0,04830335	1,85388238	11,5831125	0,02552712	
10	25,46	79,43	0,01542706	1,22537147	10,0822917	0,08570278	
			0,12671214	6,82540724	23,650783	0,17447064	
					11,8253915	1,04361766	
			Media	53,8654573	Estadístico	11,3311531	
					gr.libertad	15,2843288	
					F(2,15)	3,68	
					Distintos promedios		

APÉNDICE IV: Grupo CoCr colado (desajuste interno)Análisis de la varianza considerando
varianzas distintas

grupos	3					
ni	std	medias	wi=ni/sdt^2	wi*med	numerador	denominador
12	25,10	50,55	0,01904732	0,96284186	48,6310956	0,00083574
8	89,00	133,00	0,00100997	0,13432647	17,8597617	0,12948821
8	89,00	117,00	0,00100997	0,1181669	13,8205486	0,12948821
			0,02106726	1,21533523	80,3114059 40,1557029	0,25981215 1,06495304
		Media		57,6883287	Estadístico gr.libertad	37,7065481 10,2638258
					F(2,10)	3,68
					promedios distintos	

APÉNDICE V: Grupo CoCr sinterizado (desajuste interno)

Contraste t-student considerando varianzas distintas			
grados de libertad	8,57068273		
Valor de la t t9(0,025)	-0,96914563 2,262	22,1122598	Desviación típica
		71,142	Media
		No rechazo valores medios iguales	