



**“ESTUDIO COMPARATIVO DE ESTRUCTURAS  
PROTÉSICAS COLADAS, MECANIZADAS Y  
SINTERIZADAS”**



***TRABAJO FIN DE GRADO***

***REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA  
2016 / 2017***

***AUTOR: Ladislao Elices Cerro***

***TUTOR: Emilio Jiménez-Castellanos Ballesteros***

***COTURORA: Ana Orozco Varo***



Prof. Dr. E. Jiménez-Castellanos B.  
Catedrático de Universidad  
Departamento de Estomatología  
Facultad de Odontología



Medalla y  
Encomienda  
Orden Civil  
de Sanidad

Fecha: Sevilla, a 11 de mayo de 2017

**EMILIO JIMÉNEZ-CASTELLANOS BALLESTEROS, Catedrático de Universidad adscrito al Departamento de Estomatología como Director del Trabajo de Fin de Grado y ANA OROZCO VARO, Profesora Asociada adscrito al Departamento de Estomatología como Co-Director del Trabajo de Fin de Grado**

**Certifican:** Que el presente trabajo titulado “Estudio comparativo de estructuras protésicas coladas, mecanizadas y sinterizadas” ha sido realizado por D. LADISLAO ELICES CERRO bajo nuestra dirección y cumple a nuestro juicio, todos los requisitos necesarios para ser presentado y defendido como Trabajo de Fin de Grado

Y para que así conste y a los efectos oportunos firmamos el presente certificado en Sevilla el día 16 de marzo de 2017.

*Prof. Dr. Emilio Jiménez-Castellanos Ballesteros*

*Prof. Ana Orozco Varo*



C/ Avicena s/n, 41009 Sevilla Tef.: 954 48 11 44 Fax: 954 48 11 57

## AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, agradecer a todos los que han hecho posible este trabajo, a mí Tutor, el Profesor Emilio Jiménez-Castellanos Ballesteros, y a mi Co-Tutora, la Profesora Ana Orozco Varo por su gran ayuda, dedicación y atención, también por haber confiado en mí a lo largo de la carrera y por hacerme comprender lo que es amar esta profesión y ver la entrega que ponen en todo lo que hacen. Gracias a ellos y a otros profesores he madurado en estos años y han hecho que la carrera, y más en concreto la Prótesis me apasionen, haciendo que poco a poco ganase más confianza en mí mismo.

También agradecer a mis padres, Juan Carlos y Natividad Rosario, y a mi hermana, Aroa, por su gran apoyo tanto en los momentos difíciles como en los buenos y hacerme luchar por lo que uno quiere a pesar de las dificultades que te plantea la vida, simplemente por estar siempre ahí. A mi familia y amigos por su ánimo en todo momento y su ayuda para que siguiera adelante y consiguiese mis objetivos y mi sueño.

Agradecer a mi compañero de gabinete y de piso, José Antonio Sánchez Rossi por hacerme ver las cosas desde otro punto de vista y mejorar cada día más como profesional de la Odontología, por su amistad, por su comprensión en las cosas del día a día y por su ayuda en las complicaciones que han surgido a lo largo de estos años como pareja de prácticas en los gabinetes.

Para terminar, dar las GRACIAS a todas y cada una de las personas que han sido más que amigos para mí aquí en Sevilla, han sido mi segunda familia, estando presentes en los buenos y sobre todo en los malos momentos que no han sido pocos, cinco años dan para mucho, aún así pesan más los buenos, experiencias únicas y anécdotas vividas en esta etapa académica que nunca olvidaré, ellos son mis MACARENOS, no hace falta nombrarlos, ellos saben quienes son. Sin ellos nada hubiera sido lo mismo y no me equivoco si digo que pondré empeño en que lo que la carrera ha unido, no lo separe ni el tiempo ni la distancia. A pesar de los momentos de flaqueza como los vividos en 4º, estoy seguro de que me llevo algo de lo positivo y bueno de cada uno de ellos, porque son excelentes personas y con gente así a tu alrededor se te hace todo mucho más fácil. De todos he aprendido algo nuevo y es necesario agradecerse.

Gracias al PAS y personal de la universidad por sacarte una sonrisa el día que más lo necesitabas y por su entrega y servicio. Se les coge mucho cariño.

Una etapa se cierra para dar comienzo a otra nueva, que vendrá cargada de cosas y experiencias que me harán crecer como persona y más aún como profesional. Afronto esto con ilusión y entrega, y todo esto ha sido posible gracias a todas esas personas, que no solo guardaré en mi memoria, sino en mi corazón. Para mí, sin duda, han sido los mejores 5 años de mi vida hasta el momento.

## ÍNDICE

1) RESUMEN .....	1
2) INTRODUCCIÓN .....	3
• Objetivo de la prótesis dental	
• Ajuste pasivo	
• Colado a la cera perdida	
• Soldadura láser	
• Técnica HASP	
• Electroerosión	
• Método Cresco-Ti	
• Método Procera Implant Bridge (PIB)	
• CAD-CAM	
• Sinterizado	
• Fresado	
3) OBJETIVOS .....	14
• Principal	
• Secundarios	
4) METODOLOGÍA DE LA BÚSQUEDA Y MATERIAL .....	15
• Criterios de inclusión	
• Criterios de exclusión	
5) RESULTADOS DE LA REVISIÓN .....	16
• Tablas resumen de los artículos	
6) DISCUSIÓN .....	20
7) CONCLUSIONES .....	23
8) REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	24

## RESUMEN

**Objetivo:** Revisar la literatura existente de los últimos quince años para establecer de manera comparativa el estrés generado en estructuras protésicas atornilladas sobre implantes, en función de las técnicas de confección.

**Metodología de la búsqueda y material:** Se realizó una búsqueda bibliográfica en la base de datos PubMed de acuerdo a las palabras clave seleccionadas, en función de los términos MSH y de acuerdo a unos criterios de selección. Dichos artículos fueron analizados para establecer los resultados de este estudio.

**Estrategia de búsqueda:** stress AND "dental implant prosthesis" AND ("cast technique" OR "lost wax technique" OR "conventional casting" OR ("CAD/CAM" OR ("computer aided design" AND "computer aided manufacturing"))) OR "milled" OR "sintering".

**Resultados:** Un total de 92 artículos fueron encontrados de acuerdo a la estrategia de búsqueda, aplicando los criterios de inclusión y exclusión, fueron seleccionados 16 artículos que cumplían los objetivos del estudio.

**Conclusión:** El método que mejor ajuste pasivo proporciona a la estructura atornillada sobre varios implantes es el fresado, seguido del sinterizado y por último el colado. Aún así, todos muestran un ajuste pasivo clínicamente aceptable.

**Palabras Clave:** Prótesis sobre Implantes, Ajuste pasivo, Técnicas de colado, sinterizado y mecanizado.

## ABSTRACT

**Objective:** To review the existing literature of the last fifteen years to establish in a comparative way the stress generated in prosthetic structures screwed on implants, depending on the techniques of preparation.

**Search methodology and material:** A bibliographic search was performed in the PubMed database according to the selected keywords, according to the MSH terms and according to some selection criteria. These articles were analyzed to establish the results of this study.

**Search strategy:** stress AND "dental implant prosthesis" AND ("cast technique" OR "lost wax technique" OR "conventional casting" OR ("CAD/CAM" OR ("computer aided design" AND "computer aided manufacturing"))) OR "milled" OR "sintering".

**Results:** A total of 92 articles were found after applying the corresponding filters to carry out this work. Finally, applying the inclusion and exclusion criteria, 16 articles were included to carry out the review, although some of the excluded ones were included in the introduction.

**Conclusion:** The method that best passive adjustment to the structure screwed on several implants is the milling, followed by the sintering and finally the casting. Still, they all show a clinically acceptable fit.

**Keywords:** Implant Prostheses, Passive fit, conventional, Casting, milling and Sintering techniques.

## INTRODUCCIÓN

El objetivo terapéutico de la Prótesis dental es el de rehabilitar estética y funcionalmente el Aparato Estomatognático. Dentro de las posibilidades terapéuticas de la prótesis, podemos destacar la prótesis fija frente a la removible, por su mejor comportamiento biomecánico, mejor transmisión de la fuerzas oclusales a los dientes pilares o por la mejor aceptación por parte del paciente debido a su carácter no removible. Sin embargo, no está exenta de limitaciones, ya que no todos los tipos de edentación pueden resolverse con esta técnica, que además requiere una preparación dentaria irreversible sobre los dientes pilares y en la mayoría de los casos una ferulización de dientes con distinta movilidad intraalveolar.

La incursión de la implantología en la prótesis dental ha supuesto un gran avance que ha venido a resolver alguno de los inconvenientes citados anteriormente, sin embargo, tampoco está exenta de limitaciones relacionadas con su diferente comportamiento biomecánico respecto a la dentición natural.

Los dientes cuentan con un ligamento periodontal que les permite acomodarse a las diferentes fuerzas oclusales que soportan, modulándolas y transformándolas para una mejor respuesta fisiológica del hueso de soporte, los implantes, por el contrario, se encuentran integrados en el hueso, creando una anquilosis funcional de manera que las fuerzas oclusales incidentes generan un estrés que es repartido entre todos los componentes de la restauración, tornillos, pilares y hueso.<sup>1, 2</sup>

Los estudios publicados en la literatura científica revelan una tasa de éxito muy elevada en relación a la terapéutica implanto-protésica, pero también se describen causas de fracaso, relacionadas en el caso de la restauración protésica con la aplicación de las cargas oclusales, lo que justifica un adecuado diagnóstico y planificación del tratamiento para lograr los mejores resultados posibles.<sup>3</sup>

El tratamiento restaurador con implantes requiere, salvo en el caso de implantes de un solo cuerpo, en los que se integra el pilar y el implante en un solo elemento, que la restauración protésica se integre sobre el implante mediante estructuras ensambladas con tornillos, ya sean coronas, pilares o estructuras más complejas de prótesis híbridas o fijas removibles.

Sobre el complejo implante-prótesis atornillada se generan dos tipos de fuerzas<sup>4</sup>:

- *Estáticas*: son fuerzas de carácter constante (se mantienen incluso en ausencia de carga oclusal) que vienen dadas por la precarga de los tornillos protésicos y la ausencia de ajuste pasivo.
- *Dinámicas*: son de carácter inconstante ya que depende de las fuerzas generadas en la oclusión, sean de origen funcional o parafuncional.

Uno de los objetivos principales que el clínico debe lograr es conseguir un buen **ajuste pasivo**, para que la prótesis sobre implantes no genere tensiones excesivas que tengan como desenlace el fracaso de la rehabilitación.

El ajuste pasivo se ha venido en definir como "la relación o conexión entre dos materiales, que una vez realizada no produce tensiones en el seno de ninguno de los dos materiales relacionados", es decir, aquella situación de contacto perfecto entre la superficie del pilar/supraestructura y la del implante que no genera fuerzas de estrés desfavorables.

Conseguir un ajuste pasivo en la prótesis final supone mantener la precisión a lo largo de todo este proceso de fabricación: impresión, elaboración del modelo maestro, encerado, colado, soldadura y procesado de la cerámica.<sup>5</sup>

Cuanto mejor es el ajuste logrado entre el implante y la prótesis, menor será la tensión introducida en el propio sistema implante-prótesis, con lo que se reduce de ese modo el estrés y la sobrecarga, dando como resultado una mayor longevidad de la interfase hueso/implante y por supuesto de la prótesis.<sup>6</sup>

Las discrepancias tolerables entre el pilar del implante y la supraestructura protésica pueden ser variables. Un desajuste no superior a 30  $\mu\text{m}$  puede ser tolerable, mientras que Branemark y colaboradores afirman que la discrepancia existente no debe ser nunca superior a las 10  $\mu\text{m}$ .<sup>7</sup> En cada fase de la fabricación de la prótesis se contribuye a una serie de distorsiones, la suma de las distorsiones producidas en cada fase da lugar a una distorsión resultante o final que presentará la estructura, que de ser inadecuada hará que aparezcan las distintas complicaciones.<sup>8</sup>

En las prótesis atornilladas el ajuste pasivo merece una atención especial, en las prótesis cementadas es quizás un aspecto menos crítico, ya que en estas últimas el ajuste se obtiene de forma más sencilla al insertarse la prótesis interponiendo un elemento fluido (cemento) que minimiza la tensión sobre el complejo implante-prótesis.<sup>9</sup>

Las distorsiones, que pueden conllevar un mal ajuste final de las estructuras, pueden producirse a lo largo de todo el procedimiento de construcción de la prótesis<sup>8</sup>:

- **Fase de impresiones.**
- **Confección del modelo maestro.**
- **Fabricación del patrón de cera.**
- **Confección de la estructura.**
- **Terminación de la prótesis definitiva.**

La medida del ajuste pasivo en estructuras atornilladas puede realizarse mediante diversos métodos, tanto “in vivo”: presión digital, inspección visual, radiografías, sensación táctica, test de Sheffield (en el que se comienza apretando los tornillos más distales, observando al mismo tiempo el ajuste en el resto de pilares), método de la media vuelta de Jemt (en el que se van apretando los tornillos uno a uno, comenzando siempre desde la línea media), resistencia al tornillo o fotometría en 3D. Cabe además la posibilidad de poder determinar el correcto ajuste de una estructura a través de series radiográficas, aunque muchos autores indican que estos métodos sólo son útiles para detectar importantes discrepancias. También puede realizarse dicha medición mediante métodos “in vitro”: análisis fotoelástico o medición con galgas extensiométricas sobre modelos, análisis matemáticos de elementos finitos o métodos dimensionales como el microscopio, fotogrametría o medición de coordenadas.<sup>6</sup>

Una revisión bibliográfica concluye que los métodos de medición “in vitro” del ajuste para su posterior valoración, presenta mayor precisión que los “in vivo”.<sup>10,11</sup>

Existen múltiples técnicas que hoy en día se utilizan para poder lograr una estructura protésica sobre implantes con un adecuado ajuste pasivo<sup>6</sup> que analizaremos más adelante.

Si no conseguimos un adecuado ajuste pasivo, las complicaciones mecánicas pueden producirse dentro de un período relativamente corto de tiempo, incluyendo aflojamiento de los tornillos, pilar y la fractura del implante.<sup>12</sup>

La literatura refleja una relación entre la falta de pasividad y los problemas mecánicos en la prótesis, sin embargo, no se ha podido determinar una relación directa con problemas a nivel de la unión hueso-implante, es decir no se ha demostrado que la falta de ajuste pasivo conlleve complicaciones biológicas, pero sí mecánicas.<sup>13</sup>

Conocido el concepto de ajuste pasivo y su implicación en las estructuras atornilladas sobre implantes, cabe preguntarse qué tipo de técnicas de construcción tenemos para lograr un buen ajuste pasivo y cuál de ellas, logra un mejor ajuste.

Parece oportuno centrarnos, aunque sea brevemente, en la descripción de los distintos procedimientos de confección de estructuras protésicas atornilladas sobre

implantes que van a ser objeto de comparación en este trabajo: Técnica de colado a la cera perdida, Técnicas de sinterizado y fresado (estos dos últimos incluidos como métodos o sistemas CAD/CAM).

➤ ***Colado a la cera perdida:***

Es el más tradicional de todos ellos. Sobre un modelo de trabajo que incluye los análogos de los implantes en una posición que debe reflejar lo más fielmente posible la situación real de los implantes en boca, el técnico de laboratorio realizara el encerado de la futura estructura protésica sobre los pilares (elementos que conectan la plataforma del implante con la supraestructura protésica).

Una vez encerada, se procederá de la forma convencional, introduciendo la estructura en el cilindro, vertiendo sobre él el revestimiento, procediendo con los sucesivos pasos de eliminación de la cera en el horno, tratamiento del cilindro, colado, eliminación del revestimiento, seccionado de bebederos, repasado y pulido.

Así obtendremos una estructura metálica réplica de la elaborada en cera. Finalmente tras probar su ajuste en el paciente se procede a su recubrimiento con el material seleccionado para conferir la morfología y estética final.<sup>14</sup>

Dentro de los metales más utilizados en la fabricación de la estructura tenemos el titanio, el cual tiene como características más importantes que es ligero, tiene ausencia de corrosión, es biocompatible, tiene escasa conductividad térmica, pasivación, por lo que no produce sabor metálico en la boca ni tampoco irritaciones y traslucidez a los rayos-x, pero el titanio no se utiliza para colar por varios motivos: alta temperatura de colado, problemas de contaminación con oxígeno durante el colado, revestimientos que soporten altas temperaturas, etc. Los estudios encontrados en la literatura hablan del mejor uso de cromo-cobalto o aleaciones con metales nobles para este proceso. El titanio tiene un CET más bajo ( $8,4 \times 10^{-6} / ^\circ \text{C}$ ) que las aleaciones de metal ( $13 \text{ a } 16 \times 10^{-6} / ^\circ \text{C}$ ), y esta falta de coincidencia CET provoca fallos de unión en los sistemas de titanio-porcelana, por ejemplo.<sup>15</sup>

El colado lleva consigo una distorsión inherente directamente proporcional al tamaño de la estructura que estemos colando. Por ello, la fabricación de supraestructuras que abarquen varios implantes, conllevará un resultado con mayor distorsión y menor ajuste pasivo.<sup>16</sup>

Por este inconveniente, se han desarrollado técnicas para mejorar el ajuste de las estructuras atornilladas sobre implantes, como la soldadura láser o el método Cresco.

➤ **Soldadura láser:**

Consiste básicamente en seccionar la estructura final en distintas partes, correctamente ajustadas a los implantes que posteriormente serán soldadas. Generalmente se utiliza el láser Nd-YAG de pulso normal (Figura 1 y 2).<sup>17, 18</sup>



Figura 1



Figura 2

**Figuras 1 y 2:** En las imágenes podemos observar las estructuras protésicas seccionadas ya unidas tras ser sometidas al proceso de soldadura láser. Muestran la misma estructura vista desde la zona de contacto con la prótesis y desde la zona de contacto con los implantes. Tomado de:

*Jackson BJ. The use of laser-welded titanium framework technology: A case report for the totally edentulous patient. J Oral Implantol, 2007; 31 (6): 294-300.*

*Uysal H, Kurtolgu C, Gurbuz R, Tutuncu N. Structure and mechanical properties of Cresco-Ti laser-welded joints and stress analyses using finite element models of fixed distal extensions and fixed partial prosthetic designs. J ProsthetDent, 2007; 25 (3): 235-243.*

Entre las ventajas que podemos encontrar pueden destacarse las siguientes<sup>17</sup>:

- Técnica rápida que genera poco calor, evitando alterar el metal de la zona donde se realiza la soldadura.
- Permite realizar una soldadura precisa y bien definida.
- Es limpia, siempre y cuando se realice en presencia de argón que impide la oxidación.
- Versatilidad y flexibilidad permitiendo realizar modificaciones y reparaciones sobre la estructura.

*Koke y cols.* demuestran que a pesar de presentar el titanio mejor ajuste que el Cr-Co cuando elaboramos estructuras de una sola pieza, si elaboramos estructuras en

dos piezas posteriormente soldadas de Cr-Co, logramos superar el ajuste del titanio colado en una única pieza.<sup>19</sup>

En el caso de encerar estructuras en secciones, es preferible ensamblarlas a través de un corte diagonal (con cierta inclinación) en lugar de transversal entre ambas, ya que mejora ligeramente el ajuste.<sup>20</sup>

Estudios in vitro muestran mejoría en el ajuste pasivo de estructuras de Ni-Cr, Cr-Co, Titanio y Pd-Ag cuando son seccionadas diagonalmente y soldadas con láser tras su colado. Siendo el Cr-Co seguido del titanio los materiales más sensibles a esta técnica de mejora del ajuste.<sup>21, 22, 23</sup>

*Iglesia* y colaboradores llevaron a cabo un estudio in vitro emulando unas condiciones similares a la de la cavidad oral sumergiendo una estructura de titanio soldada con láser Nd-YAG en una cuba estanca con saliva artificial y sometiendo a la estructura a fuerzas de valores medios variables en el tiempo.

Teniendo en cuenta que un individuo adulto mantiene un tiempo medio de 18 minutos de contactos oclusales a lo largo del día y una frecuencia media de 80 ciclos de masticación habiendo sido capaz de soportar la estructura 13 millones de ciclos en el segundo ensayo, aplicando cargas que imitan el patrón aleatorio de masticación de un individuo, el resultado equivale a un periodo de 25 años de contactos oclusales de un individuo en condiciones normales.

El problema se debe a que es un estudio in vitro, por lo tanto es sólo aproximativo, ya que las condiciones individuales de cada paciente pueden hacer que esta cifra sea variable, pero aún con esto, el estudio muestra que obteniendo una estructura de titanio con un correcto ajuste podemos obtener una prótesis sobre implantes con una larga longevidad.<sup>6</sup>

La **técnica HASP** (Heat-activated solder less passivation) relatada por *Swallow*, es una técnica que consigue un ajuste pasivo sin realizar soldaduras en la supraestructura.

En esta técnica el corte y la posterior unión de la supraestructura que se realiza en otras técnicas, es sustituido por un procedimiento de laboratorio en el que se va calentando la zona de la estructura donde existe el desajuste, hasta que esta adquiere un color rojo cereza, permitiendo corregir la zona de desajuste de la estructura.<sup>6, 24</sup>

El **mecanizado por descarga eléctrica** es un sistema también denominado como **electroerosión**, en el que se emplea una descarga eléctrica sobre el metal (Figura 3,4 y 5).<sup>25</sup>



Figura 3



Figura 4



Figura 5

**Figuras 3, 4 y 5:** En las imágenes podemos observar desde el proceso de electroerosión aplicando una descarga eléctrica sobre el metal en la Figura 3, pasando por la Figura 4, que muestra la falta de ajuste debido a la distorsión inherente que se produce durante el proceso de colado, y terminando en la Figura 5, que muestra la unión temporal de la estructura mediante dos tornillos sin apretar y asegurando la posición adecuada con cera adhesiva. Tomado de:

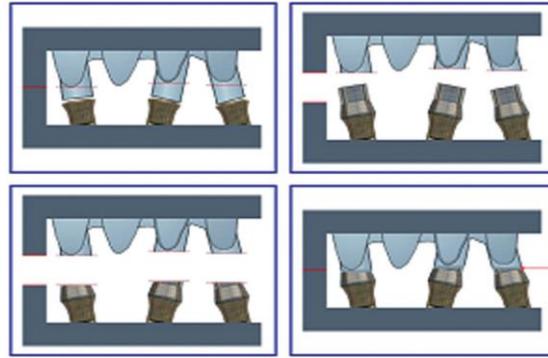
*Hellden LB, Ericson G, Olsson CO. El puente Cresco y el concepto de implantes: Presentación de una tecnología para la fabricación de estructuras sin pilares y con ajuste pasivo. Rev IntOdontolRestaur Period, 2005; 9 (1): 91-96.*

**Ofrece las siguientes ventajas<sup>26</sup>:**

- Se puede utilizar y lograr una estructura con ajuste pasivo en los casos en donde existe un disparalelismo entre los implantes.
- Aporta una tecnología que adaptándose a la técnica de colado convencional a la cera perdida, corrige los desajustes producidos durante el colado.
- Se adapta a todos los sistemas de implantes existentes actualmente en el mercado.
- Crea estructuras sin necesidad de utilizar pilares.

➤ **Método Cresco Ti:**

Combina estructuras coladas con la posterior incorporación de soldadura láser en el plano horizontal de la pieza uniéndola a cilindros preformados que adaptan sobre la plataforma del implante. Este último paso puede llevarse a cabo en centros informatizados, por lo que resulta difícil encuadrar el método Cresco dentro de un método más tradicional o modernizado (Figura 6).<sup>27</sup>



**Figura 6:** Se explica el método de Cresco brevemente. Superior izquierda: Corte horizontal de un bastidor fundido con desajuste a los implantes. Arriba a la derecha: Los cilindros prefabricados o fundidos se montan en un modelo maestro. Abajo a la izquierda: Las superficies coronales de los cilindros están cortadas en el mismo plano horizontal que la superficie inferior del armazón. Abajo a la derecha: El armazón es soldado por láser a los cilindros. Tomado de:

*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 Aug;19(8):772-9.*

Abarca un abanico de ventajas entre las que podemos encontrar:

- La creación de estructuras sin necesidad de utilizar pilares.

*Nobel Biocare* sostenía que los pilares deben ser introducidos entre las supraestructuras protésicas y los implantes para compensar las posibles fuerzas de tensión ejercidas sobre los últimos. Si hablamos de estructuras atornilladas sobre varios implantes, los pilares cobrarían mayor importancia en la compensación de posibles tensiones secundarias a estructuras.<sup>28</sup>

- El logro de ajuste pasivo en los casos donde existe un disparalelismo entre los implantes, pudiendo corregir la emergencia sin necesidad de pilares angulados, empleándolo en casos complejos, rehabilitando arcadas completas logrando un resultado estético que cumple expectativas del paciente y con un buen ajuste pasivo.<sup>29</sup>
- Constituye una alternativa para abaratar costos, ya que tanto el material(titanio) como el proceso de colado resultan más económicos que las estructuras CAD/CAM.<sup>30</sup>

➤ **Método Procera Implant Bridge (PIB)<sup>31</sup>:**

A partir de un monobloque de metal se realiza el fresado de estructuras que serán prótesis parciales o totales fijas sobre implantes.

Comparación	Método Cresco	Método PIB
Ajuste pasivo	No perfecto	
Distorsiones horizontales	Magnitudes similares	
Distorsiones verticales	Mayores	Menores

➤ **CAD/CAM:**

En la actualidad existen una gran variedad de sistemas que fabrican distintas estructuras protésicas (inlays, onlays, carillas, coronas, puentes, estructuras sobre implantes como barras o pilares) empleando materiales como zirconio, titanio, aleaciones de metales preciosos y no preciosos o acrílicos.

Las siglas CAD/CAM significan diseño asistido por ordenador (Computer Aided Design) y fabricación asistida por ordenador (Computer Aided Manufacturing), lo que se traduce en un sistema capaz de realizar una planificación tridimensional de una estructura y su posterior producción a través de máquinas controladas por ordenador.

Todos los sistemas CAD/CAM tienen 3 componentes funcionales elementales: en primer lugar la captura de datos o digitalización, seguido del diseño de la restauración para finalizar con la fabricación del elemento diseñado.

Se distinguen tres procesos:

1. *Toma de datos:* se puede realizar intraoralmente en la boca del paciente o incluso a partir del encerado de una estructura protésica. Puede ser mecánico (sensor y se manda al ordenador) u óptico (con cámara intraoral, láser o luz blanca)<sup>32</sup>
2. *Diseño en el ordenador:* mediante un software tridimensional, que tendrá en cuenta las referencias del modelo antagonista a la hora del diseño.
3. *Fabricación:* convierte los diseños en estructuras reales, mediante sinterizado o fresado.

Existe un amplio abanico de **ventajas presentes en el empleo del método CAD/CAM** como<sup>32,33</sup>:

- Mayor eficiencia en el procesamiento de laboratorio, tanto en calidad como en tiempo, con un control del ajuste y previsibilidad del resultado.
- Posibilidad de emplear nuevos materiales de alta resistencia.
- Restauraciones duraderas tanto a nivel mecánico como estético.
- Reducción del tiempo de producción total que beneficiará tanto al clínico como al técnico de laboratorio.
- Almacenamiento de los datos procesados que podrán emplearse posteriormente en el caso de aparición de complicaciones o si se planteasen nuevos tratamientos en el paciente.
- Ahorro de problemas relacionados con los materiales de impresión.

La **sinterización** (la más empleada se realiza mediante láser, aunque también puede ser por fotopolimerización o calor) funde unos polvos para ir constituyendo las estructuras; empleando un rodillo que transporta los polvos de metal a un espacio de tratamiento y un láser que fundirá el metal con gran precisión en la posición deseada. Constituirá la pieza final capa a capa con un grosor de 20-30 micras de cada una de ellas, bajo una presión y temperatura controladas.

Mientras que **el fresado** se define como un proceso de conformación con desprendimiento de virutas en el que se fresan o muelen las estructuras a partir de piezas brutas.

Hoy día, a partir de un único bloque de material, se realiza el fresado de la pieza incluyendo las bases que se relacionarán con los implantes. Un ejemplo de este último método es el *Sistema Procera Titanio Implant Bridge*, que emplea técnica de fresado “todo en uno” (All-in-One). A partir de un monobloque de metal se realiza el fresado de estructuras que serán prótesis parciales o totales fijas sobre implantes.<sup>34</sup>

No obstante, el sistema **CAD/CAM de fresado de las estructuras en un único bloque presenta algunas desventajas**, ya que solo puede ser empleado para la fabricación de estructuras atornilladas y además en el caso de que ocurra algún error que provoque el desajuste final, no podrán ser seccionadas y soldadas para corregirlas y habría que verificar la precisión de la impresión y repetir una nueva estructura.<sup>35</sup>

Pudiendo concluir que el primer mecanismo (sinterizado) consiste en la unión de partículas para conformar una estructura y el segundo (fresado) en la sustracción de partículas a partir de un bloque del material, por lo que se trataría de dos procedimientos opuestos que alcanzan un mismo resultado. Siendo el segundo de estos el más utilizado y extendido actualmente.<sup>36, 37</sup>

Para los proyectos de CERA, las razones citadas con mayor frecuencia para las principales deducciones eran que no reproducía bien la forma anatómica del diente y contornos excesivos. Usando el diseño CAD se obtenían un número significativamente mayor de contactos oclusales y este método además era más eficiente en el tiempo, consiguiendo un mejor ajuste pasivo con el método CAD-CAM que con el colado convencional a la cera perdida.<sup>38</sup>

El sistema CAD/CAM permite igualmente el diseño y fabricación de prótesis sobre implantes con emergencia desfavorable, cambiando las angulaciones y posibilitando el empleo de prótesis atornilladas en casos en los que de otro modo sería muy difícil su confección<sup>39</sup> o incluso sobre mini-implantes.<sup>40</sup> Alcanzando resultados con buen ajuste, oclusión y estética.

## OBJETIVOS

El **objetivo principal** del trabajo es realizar una revisión de la literatura que analiza las diferencias en el ajuste pasivo de estructuras protésicas múltiples atornilladas sobre implantes, fabricadas mediante métodos de colado, fresado o sinterizado.

Como **objetivos secundarios** del estudio se barajan aspectos como:

- I. La relación entre el ajuste pasivo y el éxito de los implantes en sentido tanto biológico como mecánico.
- II. La posibilidad de alcanzar un ajuste pasivo pleno entre la estructura protésica y el implante.
- III. La posible influencia de los distintos métodos de fabricación en el ajuste de otro tipo de estructuras, como las cementadas sobre pilares de implantes.
- IV. La influencia de diversos factores que condicionarán la distorsión y el ajuste pasivo de la estructura protésica fabricada mediante colado y fresado, entre los que se encuentran: los materiales utilizados, procesos de mejora aplicados al método convencional de colado o la existencia de variedad de métodos tanto de escaneado como de fresado en el CAD/CAM.
- V. La relación entre los métodos de fabricación de las estructuras y la productividad a la hora de realizar las rehabilitaciones protésicas.

## METODOLOGÍA DE LA BÚSQUEDA Y MATERIAL

La búsqueda bibliográfica fue realizada en la base de datos PubMed (MEDLINE). Dicha búsqueda se hizo entre enero y febrero del año 2017.

Las siguientes palabras claves fueron combinadas a través de los operadores booleanos AND y OR: “stress”, ”passive fit”, "dental implant prosthesis", "cast technique", "lost wax technique", "conventional casting", "CAD/CAM", "computer aided design", "compute aided manufacturing", "milled" y "sintering”.

Se revisaron las referencias bibliográficas de los artículos seleccionados para la revisión, con el fin de detectar nuevos artículos que no aparecían con la estrategia de búsqueda empleada y que aportaban nueva información sobre el tema de esta revisión.

### **Criterios de inclusión**

Estudios comparativos (tanto in vivo como in vitro), casos clínicos y revisiones bibliográficas que incluyeran:

1. Estructuras protésicas soportadas por varios implantes.
2. Estructuras protésicas atornilladas sobre implantes.
3. Estructuras protésicas elaboradas mediante métodos de colado convencional a la cera perdida o CAD/CAM (fresado o sinterizado).
4. Comparación entre ajuste pasivo de las supraestructuras protésicas sobre las plataformas de las implantes.
5. Publicados en lengua castellana o inglesa.
6. Fecha de publicación no anterior a 2002.

### **Criterios de exclusión**

Estudios comparativos (tanto in vivo como in vitro), casos clínicos y revisiones bibliográficas que incluyeran:

1. Estructura sobre implante de reposición unitaria.
2. Estructuras protésicas cementadas sobre dientes naturales.
3. Estructura protésica cementadas sobre implantes.
4. Elaboradas mediante métodos distintos a los mencionados.
5. Comparación en el ajuste de pilares protésicos.
6. Comparación de la interfase entre pilares intermedios y supraestructura.
7. Publicados en otra lengua o con fecha anterior a 2002.

## RESULTADOS DE LA REVISIÓN

Al realizar la primera búsqueda fueron seleccionados un total de 92 artículos, en función del título.

Al realizar la lectura del resumen (abstract) y aplicar los criterios de inclusión/exclusión, solo 16 de los 92 cumplían los citados criterios.

Aunque no formaban parte estricta de esta revisión, algunos de los artículos “rechazados” se han empleado para elaborar la introducción de este trabajo, al aportar información relevante al respecto.

Además, al revisar las referencias bibliográficas de los artículos seleccionados a partir de la estrategia de búsqueda, que fueron 16, se localizaron otros 10 artículos relacionados, que se incorporaron a la revisión bibliográfica, suponiendo un total de 20 artículos. El resto de artículos, se emplearon para añadir información a la introducción del tema.

Entre todos los artículos que conforman la revisión, solo uno de ellos, elaborado por *Popescu y cols. (2014)*, compara el ajuste pasivo entre estructuras (barras) elaboradas en Cr-Co **mediante los tres distintos métodos planteados en la revisión**. Para medir la tensión producida por el apretamiento del tornillo se emplean galgas extensiométricas y se relaciona con el posible desajuste de la estructura al asentar sobre las plataformas de los implantes.<sup>41</sup>

A excepción de este primer artículo, todos los artículos comparan el ajuste entre las estructuras coladas mediante el método convencional de la cera perdida y fresadas mediante CAD/CAM.

Solo se encontraron otros cuatro artículos, además del primero, que comparase o hiciera referencia al método de fabricación mediante **sinterizado láser**.

A continuación se muestran las tablas resumen de los artículos seleccionados para la revisión realizada, en la que están presentes el autor y año, tipo de estudio, sistemas comparados, material y conclusiones de cada artículo. (**Tablas 1 y 2**)

*Tabla1. Artículos que comparan mediante estudios in vitro e in vivo los métodos de colado, fresado y sinterizado.*

<b>Estudio y año</b>	<b>Tipo de estudio</b>	<b>Sistemas comparados</b>	<b>Material</b>	<b>Conclusiones</b>
<i>Sa De Sousa (2002)</i>	In vitro	Colado	Titanio	En la técnica de colado no diferencias significativas, pero en la soldadura láser mejor ajuste con el titanio.
		Soldadura láser	Paladio-Plata	
<i>Takahashi y cols. (2003)</i>	In vitro	Colado	Oro	Las estructuras fresadas mostraban menor distorsión en el ajuste.
		Fresado	Titanio	
<i>Al-Fadda SA (2007)</i>	In vitro	Colado	Plata-paladio	Las estructuras fresadas mostraban menor distorsión en el ajuste.
		Fresado	Titanio	
<i>Torsello y cols. (2008)</i>	In vivo	Compara métodos de colado convencional y con soldadura con distintos de fresado	-	Los sistemas informatizados muestran mejor ajuste que los convencionales.
<i>Drago y cols. (2010)</i>	In vitro	Colado	Oro	Las estructuras fresadas mostraban menor distorsión en el ajuste.
		Fresado	Titanio	
<i>Almasri y cols. (2011)</i>	In vitro	Colado	Aleación noble(plata-paladio-oro)	Las estructuras fresadas mostraban menor distorsión en el ajuste.
		Fresado	Titanio	

<i>Karl y cols. (2011)</i>	In vitro	Colado  Fresado	Oro  Co-Cr  Zirconio  Titanio	Las estructuras fresadas muestran un ajuste tan bueno como las coladas; con el perfeccionamiento de la técnica podrían mejorarse. Los materiales tienen poca trascendencia.
<i>Karl y cols. (2012)</i>	In vitro	Colado	Aleación noble	Las estructuras fresadas mostraban menor distorsión en el ajuste.
		Fresado	Titanio	
<i>Sierra alta y cols. (2012)</i>	In vitro	Colado	Oro-Paladio	Las estructuras fresadas mostraban menor distorsión en el ajuste.
		Fresado	Titanio	
<i>Paniz y cols. (2013)</i>	In vitro	Colado	Aleación oro	Las estructuras fresadas mostraban menor distorsión en el ajuste.
		Fresado	Titanio Co-Cr	
<i>Zaghloul y cols. (2013)</i>	In vitro	Colado	Ni-Cr	Las estructuras fresadas Zirkonzahn mostraban el mejor ajuste pasivo, seguidas de las coladas. Mientras que la de zirconio elaborada por Cerec 3 mostraba el mayor desajuste.
		Fresado (2 sistemas CAD/CAM: Cerec 3 y Zirkonzahn)	Zirconio	
<i>Katsoulis y cols. (2014)</i>	In vitro	Colado  Fresado	Cr-Co Zirconio Titanio	Las estructuras fresadas mostraban menor distorsión en el ajuste.

<i>Popescu y cols. (2014)</i>	In vitro	Colado  Fresado  Sinterizado	Co-Cr	El mejor ajuste lo presentan las estructuras fresadas, después las sinterizadas y por último las coladas.
-------------------------------	----------	--	-------	---

Tabla 2: Revisiones bibliográficas que comparan los sistemas de colado y fresado.

<b>Autor y fecha</b>	<b>Sistemas comparados</b>	<b>Conclusiones</b>
<i>Abduo y cols. (2011)</i>	Colado  Fresado	-El colado de aleación noble, presentan un ajuste fiel y no resulta necesario aplicarle método adicional para la mejora del ajuste; mientras que las de Titanio, Co-Cr y Ni-Cr no aportan un ajuste aceptable a menos que se sometan a un tratamiento adicional como la soldadura láser o la erosión. -Hasta la fecha, el sistema CAD/CAM fabrica las estructuras con mejor y mayor consistencia de ajuste.
<i>Abduo y cols. (2012)</i>	Colado en una pieza con posterior corte y soldadura láser.  Fresado	Las estructuras CAD/CAM presentan mejor precisión de ajuste.
<i>R. Duane Douglas (2014)</i>	Colado  Fresado	Errores críticos dando lugar a un proyecto fallido en un 16 % para el grupo de CAD y de un 20 % para el grupo de CERA.

## DISCUSIÓN

Muchos autores afirman que el ajuste pasivo es un factor que gobierna el mantenimiento de la prótesis al reducir los problemas mecánicos de las mismas.<sup>42</sup>

La posible **relación directa entre la pérdida ósea debido al desajuste protésico**, se apoya en un fundamento obvio, ya que la concentración del estrés alrededor de la región crestal cuando dos materiales de diferente módulo elástico están juntos (hueso e implante), explicaría por qué tras la carga protésica de los implantes, se da una mayor pérdida ósea alrededor del implante.<sup>43</sup> Pero dicha teoría, en la actualidad carece de apoyo científico, ya que la literatura disponible aboga por que la adaptación pasiva no es tan importante para el anclaje del implante. Estudios donde se ha inducido la inadaptación, no han demostrado la esperada relación proporcional entre el desajuste y la pérdida ósea.<sup>44</sup>

Quizás al hablar de los problemas biomecánicos secundarios a variaciones en el ajuste pasivo, debemos centrarnos más en los que influyen a **aspectos netamente mecánicos de la rehabilitación** como son el aflojamiento del tornillo, la fractura del implante, estructura protésica o el tornillo; siendo estos últimos más comunes y existiendo una relación clara entre la deficiencia en la pasividad y éstos.<sup>45, 46, 47</sup>

En la bibliografía, existen diversos estudios in vitro que demuestran relación entre el ajuste de estructuras elaboradas a partir del método tradicional y los materiales en el que están coladas. Si comparamos estructuras coladas en una sola pieza de titanio (puro comercial) con aleaciones como cromo-cobalto y níquel-cromo-titanio, encontramos que es el titanio el material más fiel al proceso de colado, presentando menor distorsión y mejor ajuste pasivo final<sup>48, 49</sup>, aunque el titanio no se utiliza para colar por diferentes motivos ya explicados en la introducción.

La mayoría de los materiales presentan una mejora en su ajuste cuando los sometemos a la **soldadura láser** tras el colado, pero son el cromo-cobalto y el titanio los más sensibles a la mejora. Algunos estudios demuestran que si comparamos una estructura de titanio colada en una sola pieza, con una de cromo-cobalto colada en dos piezas y posteriormente soldada, encontraremos un mayor ajuste pasivo en la soldada de dos piezas a pesar de tratarse de un material (Cr-Co) con peor ajuste pasivo.<sup>19</sup>

Siendo el oro uno de los mejores materiales para el colado de las estructuras, podemos igualar la exactitud de su ajuste con aleaciones como plata-paladio si le aplicamos a éstas, procesos de mejora como la soldadura láser; así obtendremos un sustituto al oro que nos permitirá evitar los inconvenientes que presenta este metal precioso como su coste o las futuras deformaciones cuando se somete a fuerzas.<sup>50</sup>

Gracias a métodos como fresado en un bloque por CAD/CAM, pueden ser fabricadas estructuras de titanio con una gran precisión de ajuste directamente sobre los implantes, obviando el uso de los pilares protésicos.<sup>51</sup>

Pero a pesar de todos los métodos de mejora, en ningún caso podemos obviar la distorsión inherente al proceso de colado convencional y cabe recordar que cuanto mayor sea la estructura que estamos trabajando, mayores serán las imprecisiones presentes en la estructura final. La simple omisión de varios de estos pasos cuando elaboramos nuestra estructura protésica mediante CAD/CAM permitirá obtener un mejor ajuste pasivo.<sup>52, 53</sup>

En el ajuste resultante de las estructuras elaboradas por **CAD/CAM fresado** también entrarán en juego distintos factores referenciados como los materiales, el procesamiento de la estructura o los sistemas de escaneado para la toma de datos.

Comparando en varios estudios el ajuste de los **materiales** más utilizados en la confección de **estructuras CAD/CAM** entre los que encontramos titanio, zirconio parcialmente sinterizado o totalmente sinterizado, leucita, níquel-cromo y cromo-cobalto; son las estructuras de titanio las que mejor ajuste pasivo presentan en todos los casos.<sup>54, 11, 55, 56</sup>

Presentando el zirconio menor ajuste pasivo que el metal, sí cuenta entre otras ventajas con una mayor resistencia a la fractura que éste último, por lo que se considera una buena alternativa en la fabricación de las prótesis. Existen dos métodos de procesamiento de las estructuras de zirconio mediante CAD/CAM:

- Fresado del zirconio que se encuentra en un bloque ya sinterizado.
- Fresado del bloque solo parcialmente sinterizado o en “tallo verde” y una vez tengamos la estructura fresada se procede a la sinterización.

La primera opción cuenta con menor distorsión y mayor ajuste. El segundo método presenta un mayor desajuste producido fruto del posterior sinterizado al fresado, por lo que el diseño CAD debe realizar un ajuste tridimensional para compensarlo.<sup>33</sup>

Una revisión realizada por *Abduo y cols* sobre el ajuste de estructuras en zirconio refleja en sus conclusiones un mejor ajuste de las estructuras fresadas tras el sinterizado (en lugar de previo a él).<sup>57</sup>

Otro de los factores que pueden influir en el desajuste de la estructura CAD/CAM de zirconio o titanio es el **sistema empleado para el escaneado o registro del modelo**.

Aunque tanto el escaneado mecánico como óptico muestran un ajuste clínicamente aceptable (siendo superior al de las estructuras coladas ambos) y apenas existe variación entre ellos, es el escaneado óptico el que dotará a las estructuras de un mayor ajuste pasivo.<sup>55</sup>

Podemos reforzar el apoyo al uso de las estructuras elaboradas mediante CAD/CAM basados en el ajuste incluidos en la revisión, que demuestran que la supervivencia y longevidad de las estructuras atornilladas sobre implantes CAD/CAM son equiparables a las coladas.<sup>58, 59, 60, 61</sup>

Además al comparar las estructuras CAD/CAM con las coladas, no solo encontramos un mejor ajuste en las atornilladas sobre implantes, sino también ofrecen una mejoría del ajuste y adaptabilidad las realizadas para su posterior cementado sobre dientes naturales<sup>62</sup> o implantes.<sup>11</sup> Lo mismo ocurre entre las estructuras cementadas sobre implantes sinterizadas, ya que presentan mejor ajuste a las coladas convencionales.<sup>63</sup>

Los siguientes autores, defienden que las estructuras CAD/CAM presentan un mayor ajuste pasivo y menor distorsión que las estructuras coladas, apoyando su teoría en estudios in vitro: *Sa De Sousa (2002)*<sup>64</sup>, *Takahashi y cols (2003)*<sup>65</sup>, *Al-Fadda SA (2007)*<sup>66</sup>, *Drago y cols (2010)*<sup>67</sup>, *Almasri y cols(2011)*<sup>68</sup>, *Karl y cols (2012)*<sup>14</sup>, *Sierra alta y cols (2012)*<sup>69</sup>, *Paniz y cols (2013)*<sup>54</sup>, *Zaghloul y cols (2013)*<sup>70</sup>, *Popescu y cols (2014)*<sup>41</sup>, *Katsoulis y cols (2014)*<sup>55</sup>.

Y con un estudio in vivo, *Torsello y cols (2008)*<sup>27</sup> sostienen que los sistemas informatizados mejoran el ajuste si los comparamos con los métodos convencionales.

Otros consideran el fresado un método de fabricación de la prótesis tan válido como el método convencional: *Karl y cols (2011)*<sup>71</sup>.

Además revisiones bibliográficas realizadas por *Abduo y cols* en los años 2011 y 2012, sostenían que hasta el momento los sistemas CAD/CAM producían estructuras con mejor ajuste y pasividad.<sup>72, 73</sup>

La mayor parte de los artículos que miden el ajuste pasivo de las estructuras, recogen cifras clínicas aceptables, pero demuestran que ningún material ni método consigue un ajuste pasivo del 100%.

Muchos artículos apoyan el empleo del método de sinterizado para la elaboración de estructuras cementadas, tanto sobre dientes naturales<sup>74</sup> como sobre implantes<sup>75, 76</sup>, confirmando con estudios in vitro que presentan un ajuste tan bueno o incluso mayor al de las estructuras fabricadas mediante colado.

Según un estudio de *R. Duane Douglas (2014)*, en el que se compara el método CAD-CAM con el método de colado convencional a la cera perdida, los resultados sugieren que los errores críticos (0 contactos o supraoclusión > 0,5 mm), resultando de un proyecto fallido eran un 16 por ciento para el grupo de CAD y un 20 por ciento para el grupo CERA.<sup>38</sup>

## CONCLUSIONES

En respuesta a los objetivos planteados y con las limitaciones de toda revisión bibliográfica, de acuerdo a nuestros resultados podemos concluir:

1. Las estructuras protésicas atornilladas sobre implantes realizadas mediante CAD/CAM fresado muestran mejor ajuste que las estructuras coladas a la cera perdida. Dentro de las estructuras CAD/CAM el fresado ofrece menor desajuste que el sinterizado, pero el sinterizado mayor ajuste que el colado.
2. No existe relación directa proporcional entre el ajuste pasivo y la pérdida ósea periimplantaria.
3. Ningún material ni método revisados alcanza un ajuste pasivo del 100%, pero todos entran dentro de medidas clínicamente aceptables.
4. El método CAD/CAM aporta también mejor ajuste a las estructuras cementadas sobre dientes o implantes, si lo comparamos con el método tradicional.
5. Dentro de las estructuras coladas, las elaboradas en titanio o metales nobles (como el oro) presentan mejor ajuste pasivo. Dicho ajuste además es mejorado, independientemente del material, si le aplicamos métodos como la soldadura láser o Cresco Ti.
6. En el caso de emplear zirconio es preferible el fresado tras el sinterizado del material. Además beneficiarán al ajuste el escaneado óptico y el fresado en un único bloque.
7. El método CAD/CAM consiste en una alternativa viable al colado convencional, presentando un gran número de ventajas que benefician tanto al paciente como a los profesionales de la odontología.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral MaxillofacImplants*. 1996 Sep-Oct;11(5):620-5.
2. Ehrenkranz H, Langer B, Marotta L. Complete-arch maxillary rehabilitation using a custom-designed and manufactured titanium framework: A clinical report. *J ProsthetDent*. 2008 Jan;99(1):8-13.
3. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Prótesis tejido-integradas: la osteointegración en odontología clínica. Berlín: Quintessence-books, 1987
4. Giménez Fábrega J. Consideraciones Biomecánicas y de Oclusión en prótesis sobre implantes. *ROE* 1996;1(1):63-76.
5. Aparicio C. A new method for achieving passive fit of an interim restoration supported by Brånemark implants: a technical note. *Int J Oral MaxillofacImplants* 1995 Sep-Oct;10(5):614-8.
6. Iglesia MA, Moreno J, Bea JA. Fatiga de las estructuras de titanio unidas mediante soldadura láser para prótesis sobre implantes. Estudio preliminar. *RevIntProtEstomatol*, 2002; 4 (1): 32-39.
7. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported protheses: Changes in component fit over time. *J ProsthetDent*, 2003; 89 (4): 346-351.
8. Wee AG, Aquilino SA, Scheneider RL. Estrategias para conseguir el ajuste en las implantoprótesis: revisión de la literatura. *RevInt Pros Estomatol*, 1999; 1 (4): 366-376.
9. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. *ImplantDent*. 2005 Jun;14(2):157-65.
10. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed protheses: A critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 May-Jun;25(3):506-15.
11. Prasad R, Al-Kheraif AA. Three-dimensional accuracy of CAD/CAM titanium and ceramic superstructures for implant abutments using spiral scan microtomography. *Int J Prosthodont*. 2013 Sep-Oct;26(5):451-7.
12. Ehrenkranz H, Langer B, Marotta L. Complete-arch maxillary rehabilitation using a custom-designed and manufactured titanium framework: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2008;99(1):8-13.

13. Gupta S, Gupta H, Tandan A. Technical complications of implant-causes and management: A comprehensive review. *Natl J Maxillofac Surg* 2015;6:3-8
14. Karl M, Holst S. Strain development of screw-retained implant-supported fixed restorations: Procera implant bridge versus conventionally cast restorations. *Int J Prosthodont*. 2012 Mar-Apr;25(2):166-9.
15. Iseri U, Ozkurt Z, Kazazoglu E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dent Mater J*. 2011;30(3):274–80.
16. Carr AB, Stewart RB. Full-arch implant framework casting accuracy. Preliminary in vitro observation for in vivo testing. *J Prosthodont* 1993;2:2-8.
17. Jackson BJ. The use of laser-welded titanium framework technology: A case report for the totally edentulous patient. *J Oral Implantol*, 2007; 31 (6): 294-300.
18. Uysal H, Kurtolgu C, Gurbuz R, Tutuncu N. Structure and mechanical properties of Cresco-Ti laser-welded joints and stress analyses using finite element models of fixed distal extensions and fixed partial prosthetic designs. *J Prosthet Dent*, 2007; 25 (3): 235-243.
19. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil*. 2004 May;31(5):477-82.
20. de Aguiar FA, Jr, Tiozzi R, Rodrigues RC, Mattos Mde G, Ribeiro RF. An alternative section method for casting and posterior laser welding of metallic frameworks for an implant-supported prosthesis. *J Prosthodont*. 2009 Apr;18(3):230-4.
21. Tiozzi R, Falcao-Filho HB, de Aguiar FA, Jr, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Prosthetic misfit of implant-supported prosthesis obtained by an alternative section method. *J Adv Prosthodont*. 2012 May;4(2):89-92.
22. Tiozzi R, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalt-chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. *Int J Prosthodont*. 2008 Mar-Apr;21(2):121-3.
23. de Sousa SA, de Arruda Nobilo MA, Henriques GE, Mesquita MF. Passive fit of frameworks in titanium and palladium-silver alloy submitted the laser welding. *J Oral Rehabil*. 2008 Feb;35(2):123-7.
24. Brudvik JS, Chigurupati K. The Milled Implant Bar: An Alternative to Spark Erosion, *J Can Dent Assoc*, 2002; 68 (8): 485-488.

25. Hellden LB, Ericson G, Olsson CO. El puente Cresco y el concepto de implantes: Presentación de una tecnología para la fabricación de estructuras sin pilares y con ajuste pasivo. *RevIntOdontolRestaurPeriod*, 2005; 9 (1): 91-96.
26. Hellden LB, Ericson G, Elliot A, Fornell J, Holmgren K, Nilner K, Olsson CO. Estudio prospectivo multicéntrico a 5 años del concepto de implantología Cresco. *RevIntProtEstomatol*, 2004; 6 (39): 198-206.
27. 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 Aug;19(8):772-9.
28. Gyllenram F. Handling and hardware: the two ultimate parameters for clinically acceptable fit. *Nobelpharma News* 1994; 4:4-5.
29. Turkyilmaz I, Patel NS, McGlumphy EA. Oral rehabilitation of a severely resorbed edentulous maxilla with screwed-retained hybrid denture using cresco system: A case report. *Eur J Dent*. 2008 Jul;2(3):220-3.
30. Hellden LB, Ericson G, Olsson CO. The cresco bridge and implant concept: Presentation of a technology for fabrication of abutment-free, passively fitting superstructures. *Int J PeriodonticsRestorativeDent*. 2005 Feb;25(1):89-94.
31. Hjalmarsson L, Ortorp A, Smedberg JI, Jemt T. Precision of Fit to Implants: A Comparison of Cresco and Procera Implant Bridge Frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(4):271-80.
32. Andreiotelli M, Kamposiora P, Papavasiliou G. Digital data management for CAD/CAM technology. an update of current systems. *Eur J ProsthodontRestor Dent*. 2013 Mar;21(1):9-15.
33. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *AustDent J*. 2011 Jun;56Suppl 1:97-106.
34. Eliasson A, Wennerberg A, Johansson A, Ortorp A, Jemt T. The precision of fit of milled titanium implant frameworks (I-bridge) in the edentulous jaw. *ClinImplantDentRelat Res*. 2010 Jun 1;12(2):81-90.
35. H, Langer B, Marotta L. Complete-arch maxillary rehabilitation using a custom-designed and manufactured titanium framework: A clinical report. *J ProsthetDent*. 2008 Jan;99(1):8-13.

36. Kapos T, Ashy LM, Gallucci GO, Weber HP, Wismeijer D. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:110-7.
37. van der Meulen P, van der Linden W, van Eeden R. Optimal restoration of dental esthetics and function with advanced implant-supported prostheses: A clinical report. *J Prosthodontics*. 2012;21(5):393-9.
38. R.D. D, C.D. H, M.A. A. Dental students' preferences and performance in crown design: conventional wax-added versus CAD. *J Dent Educ*. 2014;78(12):1663–72.
39. Moeller MS, Duff RE, Razzoog ME. Rehabilitation of malpositioned implants with a CAD/CAM milled implant overdenture: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2011 Mar;105(3):143-6.
40. Tahmaseb A, De Clerck R, Wismeijer D. Computer-guided implant placement: 3D planning software, fixed intraoral reference points, and CAD/CAM technology. A case report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 May-Jun;24(3):541-6.
41. Popescu D, Popescu S, Pop D, Jivanescu A, Todea C. Passivity of the bars manufactured using current technologies: Laser-sintering, casting, and milling. 5th international conference on lasers in medicine: Biotechnologies integrated in daily medicine; 19 September 2013 through 21 September 2013; Timisoara. ; 2014.
42. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11: 216-222.
43. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: Myth or science? *J Periodontol*. 2002 Mar;73(3):322-33.
44. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent*. 1998 Jan;79(1):74-8.
45. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:169–178.
46. Patterson EA. Passivity: its meaning, significance and assessment in association with implant supported prostheses. In: Naert I, ed. *Passive fit of implant supported superstructures: fiction or reality?* Leuven, Belgium: Leuven University Press, 1995:17–28.
47. Cheshire PD, Hobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J Oral Rehabil* 1996; 23:782–789.

48. de Torres EM, Barbosa GA, Bernardes SR, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *J Biomech.* 2011 Jun 3;44(9):1735-9.
49. de Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent.* 2007 Oct;35(10):800-5.
50. Murphy WM, Absi EG, Gregory MC, Williams KR. A prospective 5-year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. *Int J Prosthodont.* 2002 Mar-Apr;15(2):133-8.
51. Hedkvist L, Mattsson T, Hellden LB. Clinical performance of a method for the fabrication of implant-supported precisely fitting titanium frameworks: A retrospective 5- to 8-year clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;6(3):174-80.
52. Lin WS, Harris BT, Zandinejad A, Morton D. Use of digital data acquisition and CAD/CAM technology for the fabrication of a fixed complete dental prosthesis on dental implants. *J Prosthet Dent.* 2014 Jan;111(1):1-5.
53. Rinke S, Ziebolz D. Fabrication of an implant-supported overdenture using CAD/CAM technology: A clinical report. *Quintessence Int.* 2013 Feb;44(2):127-34.
54. Paniz G, Stellini E, Meneghello R, Cerardi A, Gobbato EA, Bressan E. The precision of fit of cast and milled full-arch implant-supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013 May-Jun;28(3):687-93.
55. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Rotkina L, Zbaren C, Enkling N, Blatz MB. Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: An in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Feb;25(2):165-74.
56. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Yates DM, Izutani N, Enkling N, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. *Dent Mater.* 2013 Sep;29(9):945-53.
57. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: A systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010 Nov;37(11):866-76.
58. Ortorp A, Jemt T. Clinical experience of CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: A 3-year interim report. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2002;4(2):104-9.

59. Ortorp A, Jemt T. Clinical experiences of CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: 1-year prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(1):2-9.
60. Ortorp A, Jemt T. CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: A 10-year comparative clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012 Mar;14(1):88-99.
61. Rubenstein JE. Stereo laser-welded titanium implant frameworks: Clinical and laboratory procedures with a summary of 1-year clinical trials. *J ProsthetDent.* 1995 Sep;74(3):284-93.
62. Besimo C, Jeger C, Guggenheim R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont.* 1997;10(6):541-6.
63. Castillo-Oyague R, Lynch CD, Turrión AS, Lopez-Lozano JF, Torres-Lagares D, Suarez-Garcia MJ. Misfit and microleakage of implant-supported crown copings obtained by laser sintering and casting techniques, luted with glass-ionomer, resin cements and acrylic/urethane-based agents. *J Dent.* 2013 Jan;41(1):90-6.
64. De Sousa SA, De Arruda Nobilo MA, Henriques GEP, Mesquita MF. Passive fit of frameworks in titanium and palladium-silver alloy submitted the laser welding. *J Oral Rehabil.* 2008;35(2):123-7.
65. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: An in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2003 Mar;89(3):256-60.
66. Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthetic frameworks. *Int J Prosthodont.* 2007 Mar-Apr;20(2):125-31.
67. Drago C, Saldarriaga RL, Domagala D, Almasri R. Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: A multicenter laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010 Sep-Oct;25(5):920-9.
68. Almasri R, Drago CJ, Siegel SC, Hardigan PC. Volumetric misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: A university laboratory study. *J Prosthodont.* 2011 Jun;20(4):267-74.
69. Sierraalta M, Vivas JL, Razzoog ME, Wang RF. Precision of fit of titanium and cast implant frameworks using a new matching formula. *Int J Dent.* 2012;2012:374315.
70. Zaghoul HH, Younis JF. Marginal fit of implant-supported all-ceramic zirconia frameworks. *J Oral Implantol.* 2013 Aug;39(4):417-24.

71. Karl M, Taylor TD. Effect of material selection on the passivity of fit of implant-supported restorations created with computer-aided design/computer-assisted manufacture. *Int J Oral MaxillofacImplants*. 2011 Jul-Aug;26(4):739-45.
72. Abduo J, Lyons K, Bennani V, Waddell N, Swain M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: A systematic review. *Int J Prosthodont*. 2011 May-Jun;24(3):207-20.
73. Abduo J. Fit of CAD/CAM implant frameworks: A comprehensive review. *J Oral Implantol*. 2014 Dec;40(6):758-66.
74. Castillo-Oyague R, Lynch CD, Turrion AS, Lopez-Lozano JF, Torres-Lagares D, Suarez-Garcia MJ. Misfit and microleakage of implant-supported crown copings obtained by laser sintering and casting techniques, luted with glass-ionomer, resin cements and acrylic/urethane-based agents. *J Dent*. 2013 Jan;41(1):90-6.
75. Oyagüe RC, Sánchez-Turrión A, López-Lozano JF, Montero J, Albaladejo A, Suárez-García MJ. Evaluation of fit of cement-retained implant-supported 3-unit structures fabricated with direct metal laser sintering and vacuum casting techniques. *Odontology*. 2012;100(2):249-53.
76. Oyague RC, Sanchez-Turrion A, Lopez-Lozano JF, Suarez-Garcia MJ. Vertical discrepancy and microleakage of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported structures luted with different cement types. *J Dent*. 2012 Feb;40(2):123-30.