



Facultad de Odontología



COMPARACIÓN DE ESTRUCTURAS
MECANIZADAS Y SINTERIZADAS EN
PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES:
REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA



MIGUEL ÁNGEL ZANCARRÓN PÉREZ

TRABAJO FIN DE GRADO 2018/2019

TUTOR: Prof. E. Jiménez Castellanos B.

CO-TUTOR: Prof. Pablo Domínguez Cardoso





Medalla y
Encomienda
Orden Civil
de Sanidad

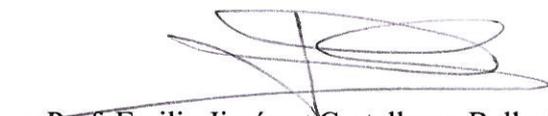
Prof. Dr. E. Jiménez-Castellanos B.
Catedrático de Universidad
Departamento de Estomatología
Facultad de Odontología

EMILIO JIMÉNEZ-CASTELLANOS BALLESTEROS, Catedrático de la universidad de Sevilla, adscrito al departamento de Estomatología, como Tutor del trabajo fin de grado y PABLO DOMÍNGUEZ CARDOSOS, profesor asociado adscrito al departamento de Estomatología de la Universidad de Sevilla, como cotutor del trabajo fin de grado.

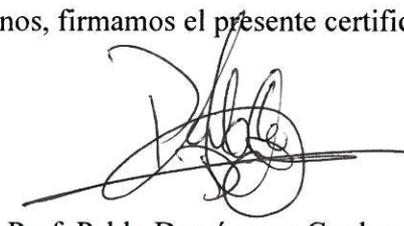
CERTIFICAN:

Que el presente trabajo titulado “Comparación de estructuras mecanizadas y sinterizadas en prótesis sobre implantes: revisión bibliográfica “ha sido realizado por D. MIGUEL A. ZANCARRÓN PÉREZ 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 a día 13 de mayo de 2019.



Prof. Emilio Jiménez-Castellanos Ballesteros



Prof. Pablo Domínguez Cardoso



Facultad de Odontología



D/Dña. (Apellidos y Nombre)

.....

con DNI.....alumno/a del Grado en Odontología de la Facultad de Odontología (Universidad de Sevilla), autor/a del Trabajo Fin de Grado titulado:

.....

.....

DECLARO:

Que el contenido de mi trabajo, presentado para su evaluación en el Curso, es original, de elaboración propia, y en su caso, la inclusión de fragmentos de obras ajenas de naturaleza escrita, sonora o audiovisual, así como de carácter plástico o fotográfico figurativo, de obras ya divulgadas, se han realizado a título de cita o para su análisis, comentario o juicio crítico, incorporando e indicando la fuente y el nombre del autor de la obra utilizada (Art. 32 de la Ley 2/2019 por la que se modifica el texto refundido de la Ley de Propiedad Intelectual, BOE núm. 53 de 2 de Marzo de 2019)

APERCIBIMIENTO:

Quedo advertido/a de que la inexactitud o falsedad de los datos aportados determinará la calificación de **NO APTO** y que **asumo las consecuencias legales** que pudieran derivarse de dicha actuación.

Sevilla.....de.....de 20.....

(Firma del interesado)

Fdo.:

AGRADECIMIENTOS

Después de estos 5 años de aprendizaje y experiencias, una etapa se termina para dar comienzo a otra nueva, que vendrá cargada de ilusión, y de crecimientos tanto a nivel personal como profesional.

En primer lugar, agradecer a mi tutor, el Dr. Emilio Jiménez-Castellanos Ballesteros y a mi co-tutor el Dr. Pablo Domínguez Cardoso su labor e implicación como orientadores y coordinadores del presente trabajo.

A mi familia, por su constancia, su apoyo incondicional, y porque sin ellos este trayecto no hubiese sido posible.

A mis amigos, a los de siempre, y a los nuevos que llegaron para quedarse, gracias por formar parte de esta aventura, en la que hemos vivido tantos momentos buenos, como malos, que se quedan en anécdotas por lo fácil que lo habéis hecho.

Por último, quiero dar las gracias a todos y cada uno, de los que habéis formado parte de esta maravillosa etapa, sin vosotros, no sé si hubiese llegado hasta aquí, pero lo que sí que sé con seguridad, es que no lo hubiese disfrutado ni la mitad de lo que lo he hecho.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

I.- RESUMEN	1
II.- INTRODUCCIÓN.....	3
II.A) DEFINICIÓN DE PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES	3
<i>II.A.a) Requerimientos biomecánicos.....</i>	<i>3</i>
<i>II.A.b) Ajuste pasivo</i>	<i>6</i>
<i>II.A.c) Fuerzas incidentes: pasivas y activas</i>	<i>7</i>
<i>II.A.d) Consecuencias biomecánicas</i>	<i>7</i>
II.B) TÉCNICAS DE FRESADO	8
II.C) TÉCNICAS DE SINTERIZADO	9
II.D) TÉCNICAS DE SINTERIZADO CON PILARES MECANIZADOS.....	11
II.E) MATERIALES PARA LAS TÉCNICAS ANTERIORES, PROPIEDADES Y CARACTERÍSTICAS.....	12
II.F) INFLUENCIA SOBRE EL METAL DE LOS MATERIALES DE RECUBRIMIENTO Y SU MANIPULACIÓN	15
III.- OBJETIVOS:	16
IV.- MATERIAL Y MÉTODO	17
V.- RESULTADOS.....	19
VI.- DISCUSIÓN	24
VII.- CONCLUSIONES.....	29
VIII.- BIBLIOGRAFÍA	30

I.- RESUMEN

Objetivo: Examinar las posibles consecuencias derivadas de la falta de ajuste pasivo en estructuras protésicas atornilladas sobre múltiples implantes, fabricadas mediante técnicas de fresado o sinterizado.

Material y Método: Se realiza una revisión bibliográfica en las bases de datos PubMed y Google Academy con el fin de evaluar las complicaciones biomecánicas en implantoprótesis derivadas de la falta de ajuste pasivo entre las restauraciones protésicas (supraestructuras) y las estructuras subyacentes (implantes).

Estrategia de Búsqueda: “stress” OR “passive fit” AND “dental implant prosthesis” AND (“CAD/CAM” OR (“computer aided design” AND “computer aided manufacturing”)) OR “milled” OR “sintering”.

Resultados: A partir de la estrategia de búsqueda llevada a cabo se obtuvieron un total de 253 artículos de los cuales se emplearon 13.

Conclusiones: Según la revisión bibliográfica llevada a cabo las estructuras fabricadas mediante el método de fresado muestran mejor ajuste pasivo que las estructuras realizadas mediante el método de sinterizado.

Palabras Claves: estrés, ajuste pasivo, prótesis sobre implantes, CAD/CAM, diseño asistido por ordenador, fabricación asistida por ordenador, fresado y sinterización.

I.- ABSTRACT

Purpose: To examine the possible consequences derived from the lack of passive adjustment in prosthetic structures screwed on multiple implants, manufactured by means of milling or sintering techniques.

Materials and Methods: A bibliographical review was made in PubMed and Google Academy databases in order to evaluate the biomechanical complications in implant prostheses derived from the lack of passive adjustment between the prosthetic restorations (suprastructures) and the underlying structures (implants).

Search strategy: “stress” OR “passive fit” AND “dental implant prosthesis” AND (“CAD/CAM” OR (“computer aided design” AND “computer aided manufacturing”)) OR “milled” OR “sintering”.

Results: From the search strategy carried out, a total of 253 articles were obtained, of which 13 were used.

Conclusions: According to the bibliographic review carried out the structures manufactured by the milling method show better passive adjustment than the structures made by the sintering method.

Keywords: stress, passive fit, dental implant prosthesis, CAD/CAM, computer aided design, computer aided manufacturing, milled y sintering.

II.- INTRODUCCIÓN

II.A) Definición de prótesis sobre implantes

La prótesis sobre implantes se centra en sustituir los dientes en pacientes con edentulismo parcial o total, consiguiendo un contorno, comodidad, función, estética, habla y salud del Aparato Estomatognático. Existen varias opciones protésicas en implantología: por un lado, tenemos la prótesis fija, la cual puede ir atornillada o cementada y por otro lado la prótesis removible.

Para un paciente completamente edéntulo, la prótesis puede ser fija o removible mientras que para la mayoría de los pacientes parcialmente edéntulos se programan prótesis fijas. La prótesis fija presenta varias ventajas frente a las prótesis removibles como son: psicológicas, es decir una mejor aceptación por parte del paciente debido a su carácter no removible, mejor comportamiento biomecánico, menos retención de restos alimenticios y mayor facilidad de mantenimiento, debido a que no hay que cambiar ni ajustar los retenedores, como sucede en las prótesis removibles. Sin embargo, esta técnica no está exenta de limitaciones, debido a que no todos los casos de edentación se pueden resolver con ella (1).

II.A.a) Requerimientos biomecánicos

Una desigualdad de los dientes respecto a los implantes es que poseen un ligamento periodontal y una cierta movilidad que les permite adaptarse a las diferentes fuerzas oclusales que soportan, mientras los implantes se unen al hueso por unión íntima y directa, mediante el proceso de oseointegración y carecen de micromovimientos, por lo que las fuerzas oclusales generan un estrés que es distribuido entre todos los integrantes de la restauración, tornillos, pilares y hueso (2). Además, los dientes tienen un módulo de elasticidad similar al del hueso cortical, a diferencia de los implantes que están fabricados generalmente de titanio o sus aleaciones, siendo el módulo de elasticidad del titanio mayor que el del hueso cortical. Debido a la diferencia entre los módulos de elasticidad, en la interfase hueso-implante, existirá un mayor estrés en la zona ósea de la cresta, ya que es donde los dos materiales toman contacto por primera vez (1).

Si las cargas ejercidas exceden la capacidad de carga, pueden comprometer una falla mecánica, lo que conlleva a doblarse, aflojarse o fracturarse los tornillos que fijan la restauración (3).

Además del material de fabricación, existen varios factores protésicos vinculados a la transferencia de tensión, ya que uno de los mayores problemas clínicos es lograr una adaptación perfecta entre la estructura de la prótesis y los implantes dentales, de manera que una falta de ajuste pasivo genera tensiones, las cuales pueden ocasionar problemas biomecánicos en la prótesis. Los factores que predominan son (4):

- Ferulización: no se hallan disimilitudes clínicas en todo lo que se refiere a la pérdida ósea marginal en implantes unitarios o ferulizados entre si (5).

- Retención protésica: parece no encontrarse diferencias relevantes en cuanto a la pérdida ósea marginal confrontando sistemas de retención protésica cementada y atornillada en implantes dentales de conexión interna. A diferencia, cuando la conexión del implante dental es externa parece encontrarse una superior pérdida ósea marginal en el momento que se emplea una retención protésica cementada (6).

- Oclusión rehabilitada: un ajuste oclusal meticuloso es imprescindible en la rehabilitación con implantes dentales, primordialmente ante casos de pacientes con disfunción articular o hábitos parafuncionales. Si no alcanzamos a rehabilitar una oclusión ideal y estable, podrían ocurrir complicaciones, como fracturas de elementos protéticos, supraestructuras metálicas y del propio implante, lo que conllevaría a la pérdida de la oseointegración (7).

Para que una prótesis sobre implantes no fracase, deberíamos realizar un estudio anticipado de varios factores dependientes del implante, vinculados con la respuesta biomecánica, ya que, en una prótesis sobre implantes, es el implante quien va a retener-soportar dicha prótesis.

Dichos factores son:

- Microdiseño: las propiedades microscópicas de la superficie del implante desafían su papel en las cargas transmitidas, un implante con superficie rugosa porosa transfiere mejor las fuerzas que un implante de superficie totalmente pulida; debido a que esta superficie rugosa permite la aposición de hueso, por lo tanto, aumentaríamos la superficie donde se aplica la fuerza y conseguiríamos una disminución de la tensión (8).
- Macrodiseno: la rosca del implante dental tiene la disposición de transformar el tipo de fuerza transferida de inicialmente transversal a carga compresiva o de tracción. La transferencia de tensión se ocasiona alrededor de las primeras roscas del implante. Por esta razón, el diseño más eficaz de rosca es el cuadrado o en contrafuerte, pero no en V, ya que en este tipo el área de contacto de su extremo es menor y en consecuencia la tensión tiende a ser mayor (9).
- Longitud y diámetro del implante: el diámetro es más notable que la longitud del implante en el trámite de la transferencia de tensión (10).
- Numero y posición de los implantes: el estrés puede disminuirse aumentando el área sobre la cual se está aplicando la fuerza, esto puede obtenerse aumentando el número de implantes de soporte de la prótesis (11).
- Propiedades mecánicas de los materiales de fabricación de los implantes: el titanio es mucho más rígido que el hueso. El hueso es el integrante con menor módulo de elasticidad y por tanto más deformable, lo que implica que, ante la aparición de una sobrecarga sobre el sistema, existe el peligro de que el hueso periimplantario tolere deformaciones excesivas con alto riesgo de fracaso en la oseointegración del implante (12).

II.A.b) Ajuste pasivo

Uno de los factores mas primordiales en la confección de la prótesis implantosoportada, es el **ajuste pasivo**, se explica como la relación o conexión entre dos materiales diferentes, la cual una vez realizada no ocasiona tensiones en el seno de ninguno de los dos materiales relacionados, es decir, es aquella posición de contacto perfecto entre la superficie del pilar/supraestructura y la del implante dental, que no generaría fuerzas de estrés perjudiciales.

Un ajuste pasivo del armazón de la prótesis fija es deseable para evitar tensiones no controladas tanto en el hueso adyacente, como en la propia prótesis (13).

Al realizar una prótesis sobre implantes tenemos que tener en cuenta también el concepto de ajuste marginal, el cual es necesario para evitar patología periodontal, ya que si existe un desajuste marginal pueden acumularse en esa zona bacterias patógenas. El **ajuste marginal** se define como la relación de encaje que tiene dos cuerpos de forma estática, es decir, la cantidad de interfase que existe entre una estructura protésica y el muñón sobre el que encaja y sobre el que se fija mediante un tornillo o cemento dental.

El ajuste de la conexión implante-pilar es importante, ya que debemos conseguir una conexión implante-pilar firme, aunque las discrepancias y microgaps entre los componentes son inevitables cuando las diferentes partes han sido fabricadas por separado y se montan juntas. La presencia de un microespacio en la interfase implante-pilar permite que los microorganismos aumenten cerca de la unión epitelial, y que a menudo resulta en la resorción ósea de 2 mm aproximadamente apical al microespacio.

Existen diferentes métodos clínicos para la medición del ajuste: presión digital alterna, visión directa junto con percepción táctil, control radiográfico, prueba con un solo tornillo e instrumentos como el "Periotest".

Las consecuencias mas comunes de la falta de pasividad son el aflojamiento de los tornillos de retención de los pilares o fractura de estos, estas complicaciones están relacionadas con la presencia de un gap, brecha o falta de adaptación en la interfase implante-pilar.

Esto provoca una distribución desfavorable de tensiones en los componentes de conexión, en el implante propiamente dicho y en el hueso crestral (14).

II.A.c) Fuerzas incidentes: pasivas y activas

Tipos de cargas:

Las prótesis atornilladas sobre implantes van a estar expuestas a dos tipos de fuerzas diferentes, pero que sin embargo se encuentran relacionadas entre sí, estas son:

- Cargas estáticas: son fuerzas de carácter constante, incluso cuando no se encuentran cargas oclusales, se presentan por la precarga de los tornillos protésicos y la ausencia o falta de ajuste pasivo. Este tipo de carga se acomoda con lentitud, no produce efectos vibratorios o dinámicos en la estructura, aumentando de forma gradual desde cero a su valor máximo permaneciendo constante (15).
- Cargas dinámicas: depende de la fuerza de oclusión del paciente, tanto funcional como parafuncional, por lo que son inconstantes. Es aquella carga que se aplica cuando se genera un movimiento. Pueden tener diferentes formas, cargas de impacto, fluctuantes...
- Existen además las cargas cíclicas que se determinan por la repetición de una carga ya sea estática o dinámica (16).

II.A.d) Consecuencias biomecánicas

Las consecuencias por ausencia o falta de ajuste pasivo entre implante y la prótesis se pueden dividir en:

- Consecuencias mecánicas: fractura de la estructura metálica, daños en la interfase, rotura del tornillo de retención protésica, rotura del implante...
- Consecuencias biológicas: mucositis, periimplantitis, presencia de dolor, colonización bacteriana, posible reabsorción ósea, pérdida temprana del implante debido a la pérdida de oseointegración... (17).

II.B) Técnicas de fresado

Para la adquisición de la estructura metálica a través de un procedimiento digital, se precisa de un sistema CAD/CAM (Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing) (18).

Esta técnica se compone de 3 fases:

- 1) Escaneado: a partir de un modelo de escayola se escanea, dicho proceso es rápido, sencillo y seguro que proyecta un modelo digitalizado sobre la pantalla del ordenador en tres dimensiones, 3D. Este modelo es un archivo digitalizado con difusión .STL, que da la independencia de poder editarlo en diferentes software de diseño. Uno de los grandes avances en las nuevas tecnologías en el mundo de la Odontología es el que permite copiar los tejidos dentales y sus anexos de forma digital a través de los escáneres intraorales. Son cámaras que van reproduciendo las áreas por las que se pasa sin la necesidad de tener que colocar cubetas que mantienen el alginato, silicona u otro material de impresión en la boca del paciente, evitando náuseas y demás sensaciones desagradables.

Según la forma de capturar la imagen se pueden agrupar:

- Imagen de vídeo: se va pasando el escáner y va copiando como si fuera un vídeo.
- Fotográficas: al ir pasando el escáner va realizando fotografías que luego las interpreta para sacar una imagen tridimensional.
- Vídeo y foto: trabaja como un vídeo y a la vez hace fotos.

La técnica de uso consiste en introducir el escáner óptico dentro de la cavidad oral del paciente y sin contactar con ningún elemento ir desplazándolo por toda la boca. Según se va pasando va copiando los tejidos y los reproduce en la pantalla.

- 2) Diseño: a partir de este modelo digital “fabricamos” nuestra estructura metálica virtual en el ordenador; CAD.
- 3) Fabricación: una vez finalizado el diseño obtenemos un nuevo documento STL listo para ser importado al centro de control numérico, CNC, donde las maquinas reproducirán la estructura prediseñada; CAM (19).

En el ámbito de la tecnología CAM localizamos diferentes procesos de fabricación, se pueden utilizar dos técnicas de confección: la técnica de fresado y la técnica de sinterizado.

A) Técnica de fresado: el fresado es un método de maquinado, es decir, se basa en modelar o tallar metales por desgaste con diferentes fresas que se mueven en distintos ejes. Esta técnica se compone de tornos automáticos computarizados que actúan en múltiples ejes y con múltiples herramientas simultáneas que a su vez tienen giro particular. Una vez fresada la estructura y desunida del bloque metálico ya esta terminada y lista para admitir el recubrimiento estético, no requiere más manipulación (19). Este sistema de fresado multiejes facilita el fresado en 3D de la estructura de trabajo. La calidad del producto final no aumenta necesariamente con el número de ejes, sino que depende mucho más del proceso de digitalización, el procesado de los datos y el proceso de producción.

La realización del fresado puede disminuir los defectos de fabricación de la prótesis, como, por ejemplo: las porosidades y eliminar el encerado y colado de la técnica convencional, lo que hace que mejore la precisión de la restauración final. Pero su primordial ventaja es que produce detalles finos, aunque depende del diámetro de la fresa. Esta técnica se denomina también sustractiva, debido a que se fundamenta en eliminar material de un bloque para producir un objeto de la forma y tamaño deseado (20)(21).

II.C) Técnicas de sinterizado

B) Técnica de sinterizado: la sinterización es un condensado por láser. La pulvimetalurgia es una desviación nueva de la metalurgia que analiza la técnica para configurar objetos metálicos a partir de condensar polvos de diferentes metales (19). Esta técnica se emplea para pactar metales difíciles de fundir y alcanzar de estos sus extraordinarias propiedades mecánicas. Se utilizan polvos de diferentes metales o se pueden emplear polvos de una aleación. Estos polvos se obtienen desgastando bloques de metales.

La condensación del polvo se produce al incidir un rayo láser, esto provoca un acercamiento de las partículas de manera que se genera un intercambio atómico que comienza a provocar la solidificación de la futura pieza y el calor produce la cohesión final.

Una vez que incide el rayo láser se agrega otra capa de polvo de metal y actúa otra vez el láser, así sucesivamente hasta que se establece la pieza, se va formando por capas desde la parte inferior hasta la superior (19). La sinterización más usada se realiza mediante láser, no obstante, también puede ser por fotopolimerización o calor. La técnica de sinterización consiste en un rodillo que transporta los polvos de metal a un espacio de tratamiento y un láser que fundirá el metal con gran exactitud en la posición correcta. Formará la pieza final capa a capa con un espesor de 20-30 micras, bajo una precisión y temperatura controladas. La precisión dependerá del grosor de capa y la anchura del haz de polimerización. La sinterización también conocida como técnica aditiva, debido a que es un proceso en el que se van añadiendo capas sucesivas de material. Los diferentes sistemas aditivos en Odontología son la estereolitografía, la sinterización láser selectiva y la impresión 3D.

Indistintamente del método empleado, todos comparten las siguientes características que los diferencian de la fabricación sustractiva: fabricación vertical de objetos incrementalmente, no se produce material de desecho, producción de grandes objetos, producción pasiva (sin aplicación de fuerzas) y producción de detalles finos (22). Su primordial ventaja es poder realizar un gran número de objetos complejos de forma simultánea (23).

Hay tres tipos de tecnologías de PBF (fusión a base de polvo):

- 1) Sinterización selectiva por láser (SLS): durante este procedimiento, un láser de alta potencia se enfoca sobre un lecho de metal en polvo, que luego se funde en una capa sólida fina (20 a 100 micras). Otra capa de polvo se establece, el láser de nuevo fusiona la capa superior con la capa de debajo. Este proceso se repite hasta que el objeto tridimensional (3D) se construye.

La cámara de fabricación se sella y se mantiene a una temperatura justo por debajo del punto de la fusión del metal, es decir, es una sinterización a fusión parcial, por lo que la eliminación completa de la porosidad en general no es posible.

- 2) Sinterización por láser selectiva (SLM): debido al desarrollo de potentes láseres de alta calidad, la fusión parcial de SLS ha sido reemplazada por una fusión completa: sinterización por láser de metal (SLM). Gradientes térmicos inducidos durante el proceso de fabricación causan alta tensión interna en el objeto acabado y por lo tanto requieren de un posterior tratamiento térmico a la generación. El láser de fibra más común usado para el procesamiento de polvos metálicos en la tecnología de SLM es el CO₂ láser (1 a 2 kW). La placa de construcción puede ser precalentada hasta 200°C.
- 3) Fusión por haz de electrones: en lugar de utilizar un haz de láser para fundir o sinterizar el polvo, se aplica un haz de electrones enfocado para fundir selectiva y totalmente capas de polvo (100 micras). Durante el procesamiento, una temperatura elevada aproximadamente 700°C se mantiene en la cámara para reducir tensiones residuales. En primer lugar, un filamento de tungsteno se calienta por encima de 3000°C, lo que provoca la emisión de los electrones. A continuación, un potencial diferencial entre un cátodo y un ánodo provoca que los electrones se aceleren. Los electrones se enfocan y se detectan usando bobinas magnéticas para formar un haz estrecho, de alta energía que incide en la superficie del polvo. Cuando esto sucede, la energía cinética transferida a través de la fricción crea el calor necesario para fundir el polvo del metal (24).

II.D) Técnicas de sinterizado con pilares mecanizados

Las actuales tecnologías mediante fabricación aditiva o sinterizado pueden ser empleadas para la fabricación de las prótesis sobre implantes. Sin embargo, debido a la textura áspera de la superficie de las estructuras metálicas sinterizadas, se está planteando un posterior tratamiento de estas superficies con el fresado de la interfase del implante

con la prótesis para conseguir un mayor ajuste pasivo y adaptación marginal. Las empresas de fabricación han desarrollado una combinación de procedimientos aditivos y sustractivos para la fabricación de prótesis fija sobre implantes.

El primer paso es la impresión de la estructura metálica, de contorno sobre la interfase del implante.

El segundo paso es el fresado de la conexión deseada en la interfase implante-prótesis (24).



Fig.1. Estructura impresa en metal para prótesis sobre implantes, fabricado con tecnología SLM con posterior mecanizado de la interfase del implante. (24)

II.E) Materiales para las técnicas anteriores, propiedades y características

Todo material utilizado en Odontología posee varias propiedades, que le cualifican un comportamiento biomecánico ante la aplicación de fuerzas o cuando se ponen en contacto entre ellos.

Una de las principales propiedades de los materiales es la elasticidad, la cual está relacionada fundamentalmente con la deformación, es decir, si ejercemos una fuerza o tensión sobre un cuerpo con módulo de elasticidad determinado, este sufrirá una deformación de forma directamente proporcional a la fuerza aplicada.

Por lo tanto, tendremos que tener en cuenta el módulo de Young o módulo de elasticidad de los materiales empleados en estas técnicas, debido a que cuanto mayor es el módulo de elasticidad mas rígido será el material y, por tanto, menos deformable.

Otra propiedad para tener en cuenta es la biocompatibilidad del material, definida como la tolerancia de un material para no interferir ni degradar el medio biológico en el cual son utilizados (25).

Por esta razón, un material biocompatible no debe ser toxico ni producir algún tipo de reacción alérgica, en el caso de los metales no deben corroerse ni degradarse en contacto con los tejidos y fluidos (14).

Las propiedades mecánicas de un metal puro generalmente son insuficientes para su aplicación odontológica, por lo que se utilizan aleaciones, es decir dos o más elementos base a los que se añaden otros metales en diferentes proporciones para mejorar sus propiedades.

Para la fabricación de las estructuras metálicas en prótesis sobre implantes, utilizamos varias aleaciones, como son:

- Aleaciones de titanio: a causa de su peso ligero, resistencia a la corrosión y módulo de elasticidad, el titanio y algunas de sus aleaciones son materiales frecuentemente empleados en odontología. Presenta varias ventajas como una excelente biocompatibilidad y fácil conformación y acabado.

El titanio presenta varias propiedades:

- **Propiedades físicas**: la densidad del titanio es menor que la de otras aleaciones, esta característica permite realizar prótesis más ligeras y cómodas. Las aleaciones de titanio presentan gran resistencia a la fatiga, a la tensión y deformación y gran ductilidad. Presenta un inconveniente que es la baja rigidez del material. Presenta un bajo coeficiente de expansión térmica, lo que se traduce en menos cambios dimensionales durante las oscilaciones de temperatura, es decir, mayor exactitud y precisión dimensional o ajuste durante los requerimientos clínicos.

- Propiedades químicas: la fundamental propiedad química del titanio es su resistencia a la corrosión. En la superficie de la estructura, el titanio forma una capa de óxido de titanio que actúa como pasivante y reduce la liberación de iones al medio salivar.
 - Propiedades biológicas: es un metal con una biocompatibilidad excelente, gracias a su resistencia a la corrosión, el titanio se comporta como un material no tóxico, antialérgico y muy biocompatible. Por lo tanto, es una alternativa idónea a las aleaciones convencionales, en aquellos pacientes con hipersensibilidad a alguno de sus componentes (14).
- Aleaciones de cromo-cobalto: es una aleación que se compone fundamentalmente de cobalto, entre un 35-65 %, y un 20-35% de cromo.

Además, contienen pequeñas partes de otros elementos que mejoran las propiedades de la aleación final, como pueden ser: el molibdeno, carbono, tungsteno...

Las aleaciones de cromo-cobalto presenta las siguientes propiedades:

- Propiedades físicas: el módulo de elasticidad, el límite elástico y la resistencia a la ruptura son los más elevados de todas las aleaciones utilizadas en odontología. Su gran límite elástico permite evitar toda deformación plástica de las estructuras de la prótesis. Debido a que son aleaciones duras, su superficie son difíciles de acabar y pulir.
- Propiedades químicas: uno de los principales factores que determinan la durabilidad de un material utilizado en la boca es su estabilidad química. La corrosión de un metal provoca el empeoramiento de la estética, una disminución de las propiedades físicas del metal y desde el punto de vista biológico, posibles efectos de toxicidad o alergia con la irritación de los tejidos bucales. El papel del cromo es fundamental en la resistencia a la oxidación del material.

- Propiedades biológicas: es un material biocompatible, debido a que, al no poseer níquel en su composición, no puede dar reacciones alérgicas, al tiempo que tampoco resulta tóxico ni carcinogénico (14).

II.F) Influencia sobre el metal de los materiales de recubrimiento y su manipulación

Los materiales rehabilitadores empleados actualmente en la odontología pueden estructurarse en tres categorías principales (26):

1. Metales.
2. Polímeros.
3. Cerámicos.

Los diferentes materiales de recubrimiento en prótesis sobre implantes requieren de un previo acondicionamiento de la estructura metálica.

Tenemos que tener en consideración el ajuste de los coeficientes de expansión térmica (CET) tanto del metal como del material de recubrimiento estético, y crear retenciones micromecánicas ya que la mayoría de los materiales de recubrimiento estético no poseen unión química con el metal, y la generación en la superficie de una capa de óxido, que es lo que permite la unión química con el material de recubrimiento de cerámica (26).

La resistencia de la unión de cerámicas de aleaciones de metal CoCr fabricadas mediante técnicas aditivas se ha verificado que es superior a las normas actuales de resistencia de la unión de cerámica, superando la fuerza aceptable mínima de 25 MPa (24).

Los objetos fabricados mediante técnicas de sinterización por láser de metal (SLM) de CoCr supera este valor (44 MPa). La superficie de oxidación antes de la aplicación de porcelana y la morfología y la composición elemental de la interfase metal-cerámica se evalúan mediante el empleo de un microscopio electrónico de barrido (SEM). La oxidación y morfologías superficiales y espesores de las aleaciones de CoCr dentales dependen de las técnicas de fabricación (24).

III.- OBJETIVOS:

El objetivo **principal** del trabajo es examinar las posibles consecuencias derivadas de la falta de ajuste pasivo en estructuras protésicas atornilladas sobre múltiples implantes, fabricadas mediante técnicas de fresado o sinterizado mediante una revisión de la literatura.

Como objetivos **secundarios** del estudio se plantean:

1. La probabilidad de conseguir un ajuste pasivo correcto entre la estructura protésica y el implante.
2. El vínculo entre el ajuste pasivo y el éxito de los implantes, consecuencias tanto biológicas como biomecánicas por un ajuste pasivo inadecuado.
3. Estudiar la influencia de técnicas de fabricación CAD/CAM y la productividad a la hora de realizar las rehabilitaciones protésicas.
4. La influencia del material de restauración utilizado en el sistema CAD/CAM en relación con la adaptación marginal.
5. La posible influencia de técnicas mediante sinterizado, en la fabricación de prótesis en pacientes medicamente comprometidos y con graves defectos en la cavidad oral.

IV.- MATERIAL Y MÉTODO

Se realizó una búsqueda bibliográfica en la base de datos PubMed (MEDLINE).

Entre enero y febrero del año 2019.

Las palabras claves empleadas para la búsqueda fueron las siguientes: “stress”, “passive fit”, “dental implant prosthesis”, “CAD/CAM”, “computer aided design”, “computer aided manufacturing”, “milled” y “sintering”.

A través de los operadores booleanos AND y OR realizamos la siguiente estrategia de búsqueda: “stress” OR “passive fit” AND “dental implant prosthesis” AND (“CAD/CAM” OR (“computer aided design” AND “computer aided manufacturing”)) OR “milled” OR “sintering”.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Estudios comparativos (tanto in vivo como in vitro), ensayos clínicos, artículos de revista y revisiones bibliográficas que incluyeran:

- Estructuras protésicas soportadas por múltiples implantes.
- Estructuras protésicas atornilladas sobre implantes.
- Estructuras protésicas fabricadas mediante métodos de CAD/CAM (fresado o sinterizado).
- Confrontación entre ajuste pasivo de las supraestructuras protésicas sobre las plataformas de los implantes.
- Publicados en lengua castellana o inglesa.
- Fecha de publicación no anterior a 2014.
- Estudios realizados o referidos a humanos.
- Textos completos y resumen disponible.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Estudios comparativos (tanto in vivo como in vitro), ensayos clínicos, artículos de revista y revisiones bibliográficas que incluyeran:

- Estructuras protésicas elaboradas mediante métodos distintos a los mencionados.
- Estructuras protésicas cementadas sobre dientes naturales.
- Estructuras protésicas cementadas sobre implantes.
- Estructura sobre implantes de reposición unitaria.
- Comparación de la interfase entre pilares intermedios y supraestructura protésica.
- Publicados en otra lengua o fecha anterior a 2014.

Una vez seleccionados los artículos que cumplían con los criterios determinados, se revisó la bibliografía de estos con el fin de localizar nuevos artículos que no aparecían con la estrategia de búsqueda empleada y que aportaban nueva información sobre el tema de esta revisión.

V.- RESULTADOS

En el *gráfico 1*, se describen los resultados de la búsqueda realizada.

Se obtuvieron un total de 253 artículos, de los cuales, tras eliminar los artículos que no cumplían los criterios de inclusión y los que, tras la lectura del resumen o del cuerpo completo, no resultaban relevantes, fueron seleccionados un total de 13 artículos.

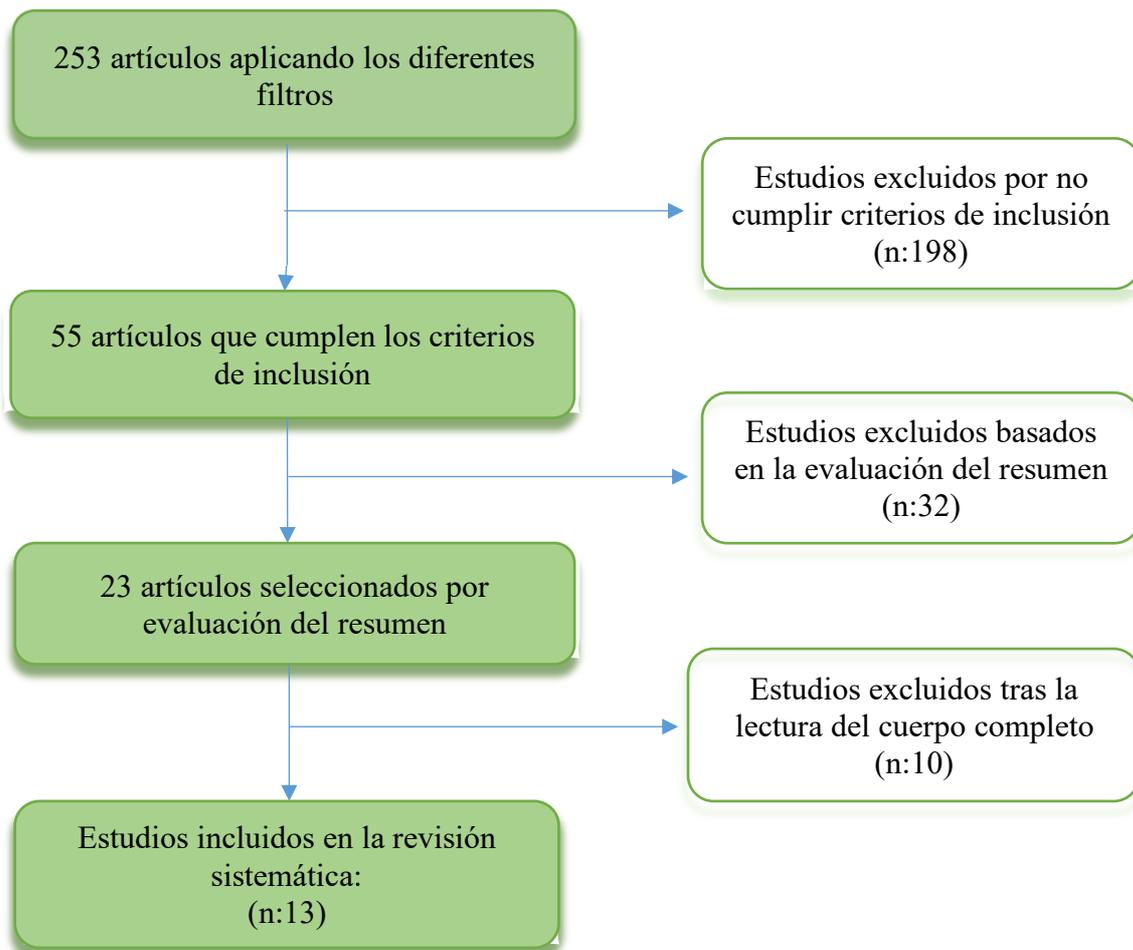


Gráfico 1: *Artículos obtenidos tras la búsqueda.*

En la siguiente tabla se muestra de manera resumida los principales datos de cada artículo.

Tabla 1. Artículos que comparan mediante estudios in vitro e in vivo los métodos de fresado y sinterizado.

Estudio y año	Tipo de estudio	Sistemas estudiados	Material	Conclusiones
A. Afify, S. Haney, R. Verrett et al. (2018) (27)	In vitro	Fresado	Aleación noble	Las estructuras de prótesis fabricadas mediante el uso de un flujo de trabajo CAD-CAM tuvieron discrepancias marginales significativamente menores en comparación con un flujo de trabajo tradicional. El grupo de fresado demostró el mejor ajuste marginal.
		Sinterizado		
D. Belur, W. Nagy. (2018) (28)	In vivo	Fresado	Titanio	La estructura de titanio fabricado mediante el método de fresado fue capaz de resistir las fuerzas oclusales. La incorporación de las cúspides centradas como parte de la estructura de titanio proporciona la ventaja de una mejor resistencia al desgaste.
A. Barazanchi, K. Li, B. Al-Amleh et al. (2017) (29)	In vitro	Fresado	Co-Cr	La creación pasiva de las técnicas de aditivos permite la fabricación de estructuras de construcción más sofisticadas sin fuerza excesiva y mucho menos residuos no reciclables en comparación con las técnicas de
		Sinterizado		

				fabricación sustractiva.
L. Ciocca, S. Ragazzini, M. Fantini et al. (2015) (30)	In vivo	Sinterizado	Titanio	El aumento óseo guiado por una prótesis es un protocolo útil para una intervención quirúrgica mínima y para reducir el tiempo y los costos de los procedimientos protésicos.
		Fresado		
J. Katsoulis, P. Müller, R. Mericske-Stern et al. (2015) (31)	In vitro	Fresado	Titanio	La fabricación de CAD / CAM, incluido el escaneo de laboratorio y la cocción de porcelana, fue altamente precisa y reproducible para todas las prótesis parciales fijas de corto y largo plazo. Si bien todas las prótesis parciales fijas mostraron valores clínicamente aceptables.
C. Mertens, J. de San José González, C. Freudlsperger et al. (2016) (32)	In vivo	Fresado	Co-Cr	Las infraestructuras de CAD-CAM permitieron una retención significativamente mejorada para los pacientes tratados con defectos de hemimaxilectomía después de la cirugía del tumor.
Y. Leiser, D. Shilo, A. Wolff et al. (2016) (33)	In vivo	Sinterizado	Titanio	La implantación de una mandíbula casi total utilizando la impresión láser 3D es un proceso rápido y predecible que en pacientes

				seleccionados puede dar resultados estéticos y funcionalmente excelentes.
D. De França, M. Morais, F. Das Neves et al. (2015) (34)	In vitro	Fresado	Zirconio y Co-Cr	Cuando todos los tornillos fueron apretados, las estructuras CAD-CAM mostraron una mejor precisión de ajuste en comparación con las estructuras fabricadas de manera convencional. Se lograron altos niveles de ajuste pasivo.
S. Tasin, I. Turp, E. Bozdog et al. (2019) (35)	In vitro	Fresado	Co-Cr	La técnica de fabricación utilizada para estructuras de aleación de metal Co-Cr parece influir significativamente en el ajuste pasivo ($P < .05$). Se encontró que la técnica de bloque duro era la técnica de fabricación más precisa para estructuras de aleación de metal Co-Cr.
		Sinterizado		
J. Abduo. (2012) (36)	In vitro	Fresado	Zirconio y titanio	Para prótesis de arco completo y arco parcial, la producción de estructuras de titanio por CAD-CAM es confiable para proporcionar un ajuste aceptable. Sin embargo, se confirmó que las estructuras de zirconio exhibían un

				ajuste preciso solo para prótesis de arco parcial.
M. Restorations, G. Paniz, M. Stellini et al. (2013) (37)	In vitro	Fresado	Titanio y Co-Cr	No se puede lograr un ajuste pasivo absoluto, independientemente del material y la técnica de fabricación. Las estructuras fresadas fabricadas en titanio o cromo-cobalto presentaron una desviación reducida del punto central en comparación con las estructuras fabricadas mediante técnicas convencionales. Las estructuras de titanio pesaban menos que las estructuras de cromo-cobalto.
B. Yilmaz, E. Kale, W. Johnston. (2018) (38)	In vitro	Fresado	Zirconio, polímero de alta densidad y titanio	Los diferentes materiales se utilizaron con el sistema CAD-CAM, la discrepancia marginal 3D de los marcos CAD-CAM de polímero de alta densidad fue menor que la de las estructuras de titanio o zirconio.
D. Popescu, S. Popescu, D. Pop et al. (2014) (39)	In vitro	Fresado	Co-Cr	Independientemente de la tecnología de fabricación, todas las barras mostraron diferentes niveles de mal ajuste, las barras fresadas tenían el mejor ajuste pasivo, seguidas de las barras sinterizadas con láser.
Sinterizado				

VI.- DISCUSIÓN

Aunque actualmente se están investigando nuevos métodos de fabricación de prótesis sobre implantes, existe controversia sobre las nuevas tecnologías de fabricación CAD-CAM y los métodos de fabricación convencionales.

Por lo tanto, el propósito de esta revisión sistemática es evaluar el efecto del diseño de la prótesis sobre implantes, mediante los métodos de fresado y sinterizado, con la intención de minimizar las complicaciones biomecánicas.

Muchos autores afirman que la falta de ajuste pasivo es un factor que compromete el mantenimiento de la oseointegración y el éxito de la implantoprótesis.

La terapia mediante prótesis sobre implantes es una alternativa frecuente en aquellos pacientes con edentulismo, sin embargo, existen numerosas complicaciones mecánicas y biológicas que se pueden presentar si no logramos un correcto ajuste pasivo entre la prótesis y los pilares de los implantes. En implantoprótesis una de las metas es conseguir un correcto ajuste pasivo, ya que, si este ajuste no es favorable, existirá un mayor estrés entre los componentes de la prótesis, lo que dará lugar a complicaciones mecánicas como aflojamiento de los tornillos o fractura de los diferentes componentes protésicos e implantes. Por otro lado, también coexistirán complicaciones biológicas, ya que, al no existir un correcto ajuste pasivo, nos encontramos con un microintervalo entre el implante y la prótesis favoreciendo el acumulo de bacterias y a su vez afectando negativamente a los tejidos periféricos de los implantes.

Uno de los objetivos fundamentales en los avances de los diseños asistido por ordenador (CAD-CAM), es conseguir un ajuste pasivo correcto en prótesis sobre implantes (38).

De los 5 estudios seleccionados que comparan ambos métodos, fresado y sinterizado, Afify confirma que las estructuras fabricadas mediante la técnica de fresado son las que requieren un menor número de ajuste, seguido de las estructuras fabricadas por sinterización, el menor número de ajuste es debido a que es una técnica sustractiva y utiliza fresas de fresado para cortar el componente deseado de un bloque sólido, mientras la técnica de sinterización funciona mediante el uso de un láser de alta temperatura para sinterizar un polvo de metal, que luego se fusionan en capas, por lo que la superficie

presentará una rugosidad mayor que la estructura fresada (27), mientras que Tassin manifiesta que las estructuras fabricadas con aleación de metal Co-Cr mediante la técnica de fresado CAD-CAM presenta mejor ajuste pasivo que las producidas por la técnica de sinterizado.

Abduo declara que no existe un ajuste pasivo realmente, ya que define el concepto de ajuste pasivo como la ausencia de ningún espacio o tensión cuando se ajusta la estructura a los implantes antes de la carga funcional (36).

Comparando el ajuste pasivo de los materiales más utilizados en la confección de estructuras CAD/CAM entre los que encontramos titanio, zirconio parcialmente sinterizado o totalmente sinterizado y cromo-cobalto; son las estructuras de titanio las que mejor ajuste pasivo presentan en todos los casos.

En el caso de utilizar zirconio, 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.

El primer método cuenta con menor distorsión y mayor ajuste. El segundo método presenta un mayor desajuste producido del posterior sinterizado al fresado, por lo que el diseño CAD debe realizar un ajuste tridimensional para compensarlo.

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 (36).

Respecto a los estudios sobre el método de fresado, Belur describe un diseño alternativo para fabricar una prótesis sobre implantes en un paciente con una DVO limitada. Dicho paciente al presentar una DVO disminuida, sufría a menudo complicaciones mecánicas como fracturas de la resina. Al fabricar una nueva estructura de titanio mediante la técnica de fresado, se incluyen las cúspides céntricas en la misma estructura de titanio, proporcionando la ventaja de una mejor resistencia al desgaste que los dientes de resina acrílica y a la vez refuerza la DVO. Las cúspides bucales se fabricaron de resinas fresadas debido a la estética, y se cree que tienen mayor resistencia a las fuerzas oclusales, pero aun están sujetas de desgaste (28).



Fig.2. Estructura de titanio con cúspides céntricas añadidas con posterior recubrimiento de las cúspides bucales de resina. (28)

Katsoulis afirma que las estructuras de titanio fresadas con recubrimiento cerámico muestran un valor de ajuste pasivo de <math><40</math> micras con microintervalos verticales medios aproximadamente de 30 micras, lo que ofrece una prótesis dental fija de alta precisión, debido a que el ajuste pasivo está dentro de los niveles clínicos aceptables, por

lo que los riesgos posibles de complicaciones biomecánicas podrían ser considerados mínimos (31), mientras que De França afirma que las estructuras fabricadas en Co-Cr presentan una disminución de discrepancia vertical que las estructuras fabricadas de circonio (34).

En caso Yilmaz confirmaba que no existe diferencia estadística en los valores de discrepancia marginal entre las estructuras de titanio y circonio, y las estructuras con menos valor de discrepancia marginal eran las estructuras fabricadas con polímeros de alta densidad (38).

Según Restorations el ajuste pasivo absoluto no se puede lograr, independientemente del tipo de material y la técnica empleada, afirmando que las estructuras fresadas de titanio pesan menos que las de Co-Cr (37).

En pacientes operados quirúrgicamente de un tumor y con grandes defectos como hemimaxilectomía, Mertens confirma que las supraestructuras fabricadas mediante fresado permiten una retención adecuada en estos pacientes, sin mostrar ningún tipo de complicaciones con respecto a los implantes, pilares, supraestructuras o obturadores (32).

Los factores relacionados con máquinas de fresado de precisión, tales como la calibración de la máquina entre la molienda y la condición de las fresas de fresado, pueden afectar al ajuste pasivo en la técnica de CAD-CAM (34).

Respecto a los estudios de sinterizado, Ciocca presenta la técnica de CAD-CAM mediante el método de sinterizado para planificar una intervención quirúrgica mínima para pacientes que necesitan un aumento óseo, para posteriormente colocar una implantoprótesis. La intervención quirúrgica se reduce al mínimo mediante el uso de una malla de titanio fabricada mediante una máquina de sinterización por láser preformada para calcular el aumento mínimo de hueso necesario. Este método reduce el tiempo de la intervención y a la vez los costes de los procedimientos protésicos (30).

Leiser en un estudio in vivo, muestra la planificación virtual asistida por ordenador de las reconstrucciones craneofaciales, mediante el uso de una mandíbula de titanio impresa en 3D láser, se eligió el material titanio debido a que es un material biocompatible y a su vez presenta un módulo de elasticidad similar a la del hueso cortical.

Las nuevas tecnologías de planificación de tratamiento basados en computadoras han facilitado en gran medida la cirugía reconstructiva, haciéndola más precisa y predecible. Las ventajas son aumentar la precisión, estética y disminuir la morbilidad mejorando así la calidad de vida de los pacientes (33).

Estos tratamientos mediante la utilización del método de sinterización por láser son beneficiosos, ya que con esta técnica se pueden fabricar estructuras complejas, sin que tengan un peso excesivo, con la ventaja que, al fabricarse por sinterización láser, presentan una cierta rugosidad en la superficie de la estructura, lo que favorece la oseointegración de esta estructura con el propio hueso.

La técnica de fabricación es una variable que influye en la presencia de un microespacio, probablemente debido a la diferente rugosidad de la superficie producida por cada método de fabricación. De França observa que las superficies fresadas tienen un mejor ajuste pasivo y un mayor número de contactos con la superficie de acoplamiento del implante, lo que permite un mejor cierre del microespacio entre los componentes del implante (34).

La fabricación aditiva o impresión 3D se está convirtiendo en una alternativa a la fabricación de sustracción, debido a la amplia variedad de máquinas que se pueden utilizar en la fabricación aditiva y a los materiales que se pueden utilizar en el mundo de la odontología. La fabricación aditiva permite una mayor flexibilidad en el material de construcción y en la geometría de las estructuras en comparación con la fabricación sustractiva. Uno de los inconvenientes del método de fresado es que crea fuerzas desfavorables sobre las estructuras de construcción, y tiene una alta cantidad de material de residuos, mientras el método de sinterización posee una creación pasiva que permite la fabricación de estructuras de construcción más sofisticadas y sin fuerza excesiva y mucho menos residuos (29).

La adaptación pasiva entre las restauraciones protésicas (supraestructuras) y las estructuras subyacentes (implantes) es crítico para asegurar una correcta oseointegración a largo plazo. El desajuste puede causar problemas biomecánicos en la implantoprótesis (39).

VII.- CONCLUSIONES

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

1. Ningún material ni método de fabricación revisados alcanza un ajuste pasivo del 100%, pero todos entran dentro de medidas clínicamente aceptables.
2. El ajuste pasivo es un parámetro que se debe obtener para el éxito del tratamiento rehabilitador mediante prótesis sobre implantes, ya que un desajuste puede causar problemas mecánicos o complicaciones biológicas en los tejidos circundantes.
3. Las estructuras protésicas sobre implantes realizadas mediante CAD/CAM fresado muestran mejor ajuste pasivo que las estructuras realizadas mediante sinterizado.
4. Entre los materiales CAD/CAM el titanio aporta mayor ajuste pasivo y en el caso de utilizar zirconio es preferible el fresado del zirconio que se encuentra en un bloque ya sinterizado antes del fresado en “tallo verde” y posterior sinterizado del material.
5. El método CAD/CAM sinterizado consiste en una alternativa en el tratamiento de pacientes con grandes defectos, presentando un gran número de ventajas que benefician tanto al paciente como a los profesionales de la odontología.

VIII.- BIBLIOGRAFÍA

1. Misch CE. *Implantología contemporánea*. 3ª ed. Amsterdam ; Barcelona: Elsevier; 2009. 76–102 p.
2. 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.
3. Newman MG, Carranza FA, Takei HH, Klokewold PR, editors. *Periodontología clínica de Carranza*. 11ª ed. Caracas: Amolca; 2014. 1270 p.
4. Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2005;73(1):140–7.
5. Stoumpis C, Kohal RJ. To splint or not to splint oral implants in the implant-supported overdenture therapy? A systematic literature review. *J Oral Rehabil*. 2011;38(11):857–69.
6. Lemos CAA, De Souza Batista VE, Almeida DADF, Santiago Júnior JF, Verri FR, Pellizzer EP. Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2016;115(4):419–27. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.08.026>
7. Gross MD. Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Aust Dent J*. 2008;53(SUPPL. 1).
8. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49(6):843–8.
9. Eraslan O, Inan Ö. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: A 3D finite element analysis. *Clin Oral Investig*. 2010;14(4):411–6.
10. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2008;100(6):422–31. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60259-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60259-0)

11. Duyck J, Van Oosterwyck H, Sloten J Vander, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: An in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(5):465–75.
12. H W, C B. Lack of integration of smooth titanium surfaces. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(6):429–44.
13. C. A. A new method for achieving passive fit of an interim restoration supported by Branemark implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac.* 1995;6(614):8.
14. Noval BAV. Estudio comparativo de la precisión de ajuste de pilares CAD/CAM mecanizados estándar y sinterizados láser sobre implantes con conexión externa e interna. 2018; Universidad Complutense de Madrid.
15. Jiménez Planas A. Manual de materiales odontológicos . 2a reimp. Ábalos Labruzzi C, Martín Hernández J, editors. Sevilla: Editorial Universidad de Sevilla; 2016. (Manuales universitarios / Universidad de Sevilla ; 74).
16. Martin DE, Severns AE, Kabo JM. Determination of mechanical stiffness of bone by pQCT measurements: Correlation with non-destructive mechanical four-point bending test data. *J Biomech.* 2004;37(8):1289–93.
17. Azam N, Alireza R, Hoorieh A, Yazdani CJ. A comparison of microleakage in self-etch fissure sealants and conventional fissure sealants with total-etch or self-etch adhesive systems. *Eur J Dent.* 2018;12(1):242–6.
18. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J [Internet].* 2011;56 Suppl 1:97–106. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21564120>
19. Fernández Encinas JR. Ajuste de las estructuras metálicas coladas o fresadas sobre implantes de conexión externa e interna. Universidad de Salamanca; 2015.
20. Abduo J, Lyons K. Rationale for the Use of CAD/CAM Technology in Implant Prosthodontics. *Int J Dent.* 2013;2013:1–8.
21. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505–11.
22. Silva NRFA, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont.* 2011;20(2):93–6.
23. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater [Internet].* 2012;28(1):3–12. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.014>

24. Revilla-León M, Meyer MJ, Özcan M. Metal additive manufacturing technologies: literature review of current status and prosthodontic applications. *Int J Comput Dent.* 2019;22(1):55–67.
25. Misch CE. *Prótesis dental sobre implantes*. 2ª edició. Barcelona: Elsevier España; 2015.
26. Nevaréz Rascón alfredo , Nevaréz Rascón Martina BMR. Características de los materiales cerámicos empleados en la práctica odontológica actual. *Rev Adm [Internet].* 2012;LXIX(4):157–63. Available from: <http://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2012/od124c.pdf>
27. Afify A, Haney S, Verrett R, Mansueto M, Cray J, Johnson R. Marginal discrepancy of noble metal-ceramic fixed dental prosthesis frameworks fabricated by conventional and digital technologies. *J Prosthet Dent.* 2018;119(2):307.e1-307.e7.
28. Belur D, Nagy WW. An alternative digital workflow for fabricating a mandibular implant-supported complete fixed dental prosthesis with limited restorative space: A clinical report. *J Prosthet Dent [Internet].* 2018;120(1):1–4. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.11.023>
29. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont.* 2017;26(2):156–63.
30. Ciocca L, Ragazzini S, Fantini M, Corinaldesi G, Scotti R. Work flow for the prosthetic rehabilitation of atrophic patients with a minimal-intervention CAD/CAM approach. *J Prosthet Dent [Internet].* 2015;114(1):22–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.11.014>
31. Katsoulis J, Müller P, Mericske-Stern R, Blatz MB. CAD/CAM fabrication accuracy of long- vs. short-span implant-supported FDPs. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(3):245–9.
32. Mertens C, de San Jose Gonzalez J, Freudlsperger C, Bodem J, Krisam J, Hoffmann J, et al. Implant-prosthetic rehabilitation of hemimaxillectomy defects with CAD/CAM suprastructures. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2016;44(11):1812–8.
33. Leiser Y, Shilo D, Wolff A, Rachmiel A. Functional reconstruction in mandibular avulsion injuries. *J Craniofac Surg.* 2016;27(8):2113–6.

34. De França DGB, Morais MHST, Das Neves FD, Barbosa GAS. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2015;113(1):22–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.010>
35. Taşın S, Turp I, Bozdağ E, Sünbülüoğlu E, Üşümez A. Evaluation of strain distribution on an edentulous mandible generated by cobalt-chromium metal alloy fixed complete dentures fabricated with different techniques: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2019;1–7.
36. Abduo J. Fit of CAD/CAM Implant Frameworks: A Comprehensive Review. *J Oral Implant*. 2014;40(6):758–66.
37. Restorations MFI, Paniz G, Stellini MSE, Meneghello DDSR, Cerardi A, Gobbato EA, et al. The Precision of Fit of Cast and Milled Full-Arch Implant-Supported Restorations. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2013;28(3):687–93.
38. Yilmaz B, Kale E, Johnston WM. Marginal discrepancy of CAD-CAM complete-arch fixed implant-supported frameworks. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018;120(1):65–70. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.11.021>
39. Popescu D, Popescu S, Pop D, Jivanescu A, Todea C. Passivity of the bars manufactured using current technologies: laser-sintering, casting, and milling. *Fifth Int Conf Lasers Med Biotechnol Integr Dly Med*. 2014;8925(January 2016):89250H.