

**Análisis In Vitro de la precisión de ajuste de pilares fabricados por Técnica de Adición y  
Sustracción sobre Implantes, comparación de microfiltración**

**Dayana Andrea Mora Fernández, Diana Gisela Torres Navarro y María Fernanda Tapias  
Devia**

**Trabajo de grado para optar por el título de Especialista en Rehabilitación Oral**

**Director  
Nohora Camila Rugeles Páez  
Especialista en Implantología Oral y Reconstructiva**

**Universidad Santo Tomás, Bucaramanga  
División de Ciencias de la Salud  
Especialización en Rehabilitación Oral  
2022**

### Tabla de contenido

1. Introducción .....	9
1.1 Planteamiento del problema.....	9
1.2 Justificación .....	10
2. Marco teórico .....	11
2.1 Osteointegración .....	11
2.2 Biomecánica de los implantes dentales.....	12
2.2.1 Fuerzas externas.....	12
2.2.2 Fuerzas internas .....	13
2.2.3 Carga dinámica .....	13
2.3 Pilares protésicos .....	13
2.4 Tipos de plataforma .....	14
2.5 Tipos de conexiones implante-pilar .....	14
2.5.1 Conexión externa hexagonal.....	14
2.5.2 Conexión interna.....	14
2.6 Manufactura de aditamentos .....	14
2.6.1 Pilares prefabricados.....	14
2.7 Diseño asistido por computador/ fabricación asistida por computador (cad/ cam).....	15
2.7.1 Fases del proceso de trabajo cad-cam.....	16
2.7.2 Digitalización.....	16
2.7.3 Diseño por ordenador.....	16
2.7.4 Maquinados.....	16
2.8 Ajuste y pasividad.....	17
2.9 Técnicas de análisis de microfiltración implante-pilar protésico .....	18
2.10 Técnicas de medición del ajuste de la interfase implante-pilar protésico.....	18
3. Objetivos .....	19
3.1 Objetivo general.....	19
3.2 Objetivos específicos .....	19
4. Método .....	19
4.1 Tipo de estudio.....	19
4.2 Universo.....	19
4.3 Muestra .....	19
4.4 Muestreo .....	20
4.5. Criterios de selección.....	20
4.5.1 Criterios de inclusión .....	20
4.5.2 Criterios de exclusión .....	20
4.6 Variables .....	20
4.7 Procedimiento .....	20
4.8 Instrumento de recolección de información.....	24
4.8.1 Preparación de las muestras para el ensayo .....	24
4.8.2. Fotografía inicial de los componentes del complejo implanto-protésico .....	24

4.9 Prueba piloto .....	24
4.10 Plan de análisis estadístico.....	24
4.10.1 Análisis univariado .....	24
4.10.2 Análisis bivariado .....	24
4.11 Consideraciones éticas .....	25
5. Resultados .....	25
6. Discusión.....	26
7. Conclusiones .....	31
8. Recomendaciones .....	31
Referencias.....	32
Apéndices.....	37

**Lista de tablas**

Tabla 1. Filtración de acuerdo con el tipo de pilar ..... 26

**Lista de figuras**

Figura 1. Pilares fabricados tecnología CAD-CAM.....	21
Figura 2. Coronas fabricadas en acrílico de autocurado.....	21
Figura 3. Fijación del cuerpo del implante.....	22
Figura 4. Muestras en laboratorio para análisis en estereoscopio.....	23
Figura 5. Filtración presentada en la interfaz implante-pilar.....	23
Figura 6. Filtración de los pilares de acuerdo con el tipo de fabricación.....	25

**Lista de Apéndices**

Apéndice A. Operacionalización de Variables .....	37
Apéndice B. Instrumento .....	38
Apéndice C. Plan de Análisis Estadístico .....	39

## Resumen

**Introducción** La literatura revela una alta tasa de éxito en implantes dentales como opción de tratamiento, a largo plazo, en la rehabilitación de dientes perdidos. Sin embargo, aun cuando se evidencian buenos resultados, pueden presentarse diferentes factores que influyen en la pérdida ósea marginal del implante, entre los que se encuentran el diseño del implante, intercambios de plataforma, tratamiento de superficie, el tipo de conexión implante-pilar y la formación de biopelícula en el micro-gap en la interfaz implante-pilar. **Objetivo** Analizar la precisión de los pilares fabricados, con tecnología CAD/CAM, mediante la técnica de adición y sustracción correspondientes a procesos de sinterización laser y maquinado. **Materiales y método:** El diseño metodológico será experimental in vitro, debido a que es necesario la manipulación intencional de las variables. La muestra se encuentra conformada por dieciocho (18) implantes de conexión hexagonal interna, de los cuales 6 abutment son fabricados por medio de CAD/CAM y posterior proceso de sinterizado laser, 6 abutments fabricados por medio de CAD/CAM y posterior proceso de Maquinado y 6 abutments de la casa comercial Bio-horizons. **Resultados:** se observaron los pilares una vez sumergidos en azul de metileno, donde se pudo determinar que 12 (66,7%) de los pilares de la muestra no presentaron filtración, de los cuales cinco (41,7%) corresponden al grupo de los pilares prefabricados, cuatro (33,3%) al grupo de los pilares maquinados y, por último, tres (25%) de los pilares pertenecen al grupo de sinterizados por láser. Con respecto a los pilares que presentaron filtración se evidencio que tres (50%) corresponden a los pilares que se fabricaron por la técnica de sinterizado por láser, dos (33,3%) hacían parte del grupo de pilares maquinados y tan solo uno (16,7) correspondió al grupo de prefabricados. Los datos se evaluaron mediante la prueba estadística de Exacto de Fisher y es importante resaltar que no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas. **Conclusiones:** Al analizar la precisión de los pilares fabricados, con tecnología CAD/CAM, mediante la técnica de adición y sustracción correspondientes a procesos de sinterización laser y maquinado, se logra concluir que tuvo mejor comportamiento, en lo que a filtración respecta, el pilar de titanio maquinado que el de cromo-cobalto realizado mediante sintetización laser, sin presentar diferencias estadísticamente significativas

**Palabras Claves:** implante dental, microfiltración, ajuste.

### Abstract

**Introduction** The literature reveals a high success rate for dental implants as a long-term treatment option for the rehabilitation of missing teeth. However, even when good results are shown, different factors may influence the marginal bone loss of the implant, among which are the design of the implant, platform exchanges, surface treatment, the type of implant-abutment connection and biofilm formation in the micro-gap at the implant-abutment interface. **Objective** Analyze the precision of the manufactured pillars, with CAD/CAM technology, using the addition and subtraction technique corresponding to laser sintering and machining processes. **Materials and method:** The methodological design will be experimental in vitro, because the intentional manipulation of the variables is necessary. The sample is made up of eighteen (18) internal hexagonal connection implants, of which 6 abutments are manufactured by means of CAD/CAM and a subsequent laser sintering process, 6 abutments manufactured by means of CAD/CAM and a subsequent machining process. and 6 abutments of the commercial house Bio-horizons. **Results:** the pillars were observed once submerged in methylene blue, where it was possible to determine that 12 (66.7%) of the pillars in the sample did not present filtration, of which five (41.7%) correspond to the group of the precast pillars, four (33.3%) to the group of machined pillars and, finally, three (25%) of the pillars belong to the group of laser sintered ones. Regarding the pillars that presented leakage, it was evidenced that three (50%) correspond to the pillars that were manufactured by the laser sintering technique, two (33.3%) were part of the group of machined pillars and only one (16, 7) corresponded to the precast group. The data was evaluated using the Fisher's exact statistical test and it is important to highlight that no statistically significant differences were found. **Conclusions:** When analyzing the precision of the manufactured pillars, with CAD/CAM technology, by means of the addition and subtraction technique corresponding to laser sintering and machining processes, it is possible to conclude that the pillar had a better performance, in terms of filtration. of machined titanium than that of chromium-cobalt made by laser synthesis, without presenting statistically significant differences.

**Keywords:** Dental implant, microfiltration, adjustment.

## 1. Introducción

En la actualidad, la implantología y rehabilitación oral bajo diversos estudios científicos e investigativos han empleado técnicas basadas en el uso de implantes endoseos, logrando alta tasa de éxito en restauraciones oseointegradas y mostrando notables propiedades mecánicas y estéticas (1) (2).

Independiente al tipo de conexión que tenga el implante, por lo general el pilar protésico ira fijado al implante mediante un tornillo, generándose una interfase. A través de los años se ha demostrado que esa interfase no es perfecta y existe un microgap a ese nivel, que cuando muestra desajuste marginal entre sus componentes puede generar problemas de tipo mecánico como el aflojamiento y pérdida del tornillo, e incluso la fractura del pilar y problemas biológicos con la penetración de microorganismos y endotoxinas que producen inflamación de los tejidos periimplantarios. Por lo tanto, es importante que la interfase tenga un buen ajuste entre el implante y el pilar protésico (1,2).

Dentro del tratamiento restaurador sobre implantes, es de gran importancia que el especialista conozca las diversas técnicas que existen para lograr la rehabilitación por medio de pilares protésicos personalizados, y además entender muy bien los métodos en que se pueden fabricar dichos aditamentos, identificando cual puede lograr un mayor ajuste y disminuir la microfiltración en la interfaz implante-pilar (1,2).

Por tanto, el propósito del estudio es establecer un análisis de la precisión de los pilares fabricados, con tecnología CAD/CAM, mediante la técnica de Maquinado vs Sinterización laser y de esta manera los resultados puedan ser considerados en el momento de tomar decisiones para la selección del método más adecuado con mejores capacidades de ajuste.

### 1.1 Planteamiento del Problema

La implantología oral es considerada hoy en día, como una de las primeras opciones para el tratamiento rehabilitador, diversos estudios, han demostrado un aumento en sus indicaciones terapéuticas (1,2). La base de estos procedimientos, según Branemark, et al, (1987) es la Osteointegración, en 1985 estos autores lo describieron como *“condición en la que el titanio, se rodea de hueso sin interposición de tejidos blandos y es capaz de soportar carga funcional”* (3). A los inicios de esta práctica se consideraba un tratamiento único para pacientes totalmente edéntulos, lo que se ha modificado con el sustento de estudios clínicos y evaluación de la eficiencia de esta técnica en cualquier tipo de edentulismo; sea total o unitaria la zona edéntula (4).

La literatura revela una alta tasa de éxito en implantes dentales como opción de tratamiento, a largo plazo, en la rehabilitación de dientes perdidos (5) (6) (7). Sin embargo, aun cuando se evidencian buenos resultados, pueden presentarse diferentes factores que influyen en la pérdida ósea marginal del implante, entre los que se encuentran el diseño del implante, intercambios de plataforma, tratamiento de superficie, el tipo de conexión implante-pilar y la formación de biopelícula en el micro-gap en la interfaz implante-pilar (8). Diversos estudios realizados *in vitro* han mostrado filtración bacteriana a través de micro-gaps bajo la aplicación de cargas, o sin ellas, en diferentes tipos de conexiones (9) (10) (11). Adicionalmente se ha evidenciado que la falta de

ajuste en la interfaz implante-pilar puede permitir la penetración de endotoxinas que son de menor tamaño que las bacterias y juegan un papel importante en el proceso de destrucción ósea (12). Hermann, et al, (2000), observaron que la pérdida ósea era inmediata a la creación de la interfaz implante-pilar, debido a esta situación, es necesario un ajuste adecuado para evitar que los microorganismos se alojen en la interfaz y provoquen daño a los tejidos periimplantarios (13).

Con la evolución de los procedimientos implantológicos y la incorporación de sistemas de diseño asistido y fabricación asistida por ordenador (CAD/CAM), se han venido reemplazando, ciertas técnicas tradicionales, en el proceso de confección de restauraciones indirectas. Hoy en día, existe gran interés por la fabricación de pilares por medio de CAD/CAM, debido a las mejoras en la angulación y estructura que favorece la creación de un perfil de emergencia más natural (14). Una de las mayores ventajas que brinda este sistema es lograr un diseño personalizado para cada caso, reducir el tiempo de fabricación y aumentar la precisión, entre otras ventajas, ya sea por maquinado o Sinterización laser (15) (16).

En la actualidad, no se dispone de suficientes estudios en los que se logre realizar una comparación del ajuste de los pilares por estos dos métodos de fabricación, de manera que en la presente investigación se plantea responder:

*¿Cuál es el nivel de microfiltración de los pilares manufacturados por medio de técnica de adición y sustracción en un análisis in vitro?*

## **1.2 Justificación**

Uno de los principales factores que contribuyen a la progresión de alteraciones dentales y enfermedades periodontales es la formación y presencia de biopelículas bacterianas. La biopelícula se forma en casi todas las superficies expuestas al medio natural, que no solo se forma en tejidos duros y blandos (17) sino también en las superficies de los múltiples materiales que se restauran en boca.

La formación de biopelícula dental puede llegar a afectar los tejidos periodontales en los dientes y de manera similar afectar los tejidos periimplantarios y conllevar a la periimplantitis (18) esta evolución bacteriana sobre los materiales de restauración debe ser conocida ampliamente por el clínico que realiza rehabilitación sobre implantes al considerar que valores insuficientes de precarga del implante evidencian mayor micromovimiento entre el pilar y el implante (19) quedando esta interfaz expuesta al medio oral, en donde la saliva puede aportar elementos que actúan como sustrato para la colonización bacteriana, que ocurre a los 30 minutos después de la exposición del implante a la cavidad oral (20).

Con el advenimiento de la fabricación CAD/CAM de los pilares protésicos, se han establecido ventajas protésicas y estéticas (12), logrando diseños personalizados. Según un estudio realizado por Zembic y et al, (2009), observaron que las complicaciones biológicas raramente se presentaban en pilares realizados por CAD/CAM y los resultados de sangrado y biopelícula eran bajos e incluso que la pérdida ósea era estable en el tiempo (21), de igual forma Zembic y et al, (2013) determinaron que la tasa de supervivencia de los pilares realizados por CAD/CAM fue del 100%,

en un seguimiento de 5 años, con la técnica de maquinado, esto nos lleva a enfocarnos hacia este método de fabricación por el éxito evidenciado (22).

A pesar de lo reportado en la literatura se hace necesario desarrollar estudios que permitan establecer una comparación entre los métodos del sistema CAD/CAM (23) por maquinado vs sinterización laser, permitiendo establecer ventajas y desventajas de cada método de fabricación en cuanto a la microfiltración y ajuste marginal. Lo anterior, permitirá al clínico obtener bases científicas para determinar, cual es la mejor opción al momento de escoger la técnica de preparación del pilar, en la rehabilitación de su paciente.

Adicionalmente, la Universidad Santo Tomás fortalecerá la evidencia científica por medio de este proyecto, en sus diferentes líneas de investigación, lo que permitirá ofrecer mejores opciones de tratamientos.

## 2. Marco teórico

### 2.1 Osteointegración

La palabra oseointegración proviene del griego “osteon” que significa hueso y del latín “integrare” que significa completar, de esta manera se refiere a la integración del hueso; Branemark (1969) define como un “Contacto directo entre el hueso y la superficie del implante sin la interposición de tejido blando” años más tarde en 1977 fue modificado este término como “una conexión estructural y funcional directa entre el hueso vivo, ordenado y la superficie de un implante portador de carga” (24).

El éxito de la integración adecuada de la interfaz hueso-implante está condicionada por distintos factores, según Albrektsson y et al, (1981) los parámetros que estarían implicados son: el material, diseño y superficie del implante, estado del hueso, técnica quirúrgica y condiciones de carga del implante (25).

Posterior a la cirugía del implante, el hueso intervenido alrededor inicia un proceso de cicatrización que se compone de tres fases (26):

*Fase inflamatoria:* Durante esta fase las plaquetas entran en contacto con la superficie del implante, secretan serotonina e histamina formando así la coagulación plaquetaria, y posteriormente se da paso a la cascada de la coagulación. A nivel celular hay una mayor presencia de neutrófilos hasta el final de la primera semana y luego aumenta la presencia de linfocitos (células T y B), y macrófagos.

*Fase proliferativa:* Esta fase se caracteriza por neovascularización y un aumento en el metabolismo de las células locales inflamatorias como los fibroblastos y las células progenitoras, generando hipoxia de la zona que atrae células mesenquimales para lograr su diferenciación en fibroblastos, osteoblastos y condroblastos.

*Fase de maduración:* Finalmente se constituye el fibrocartílago, que también recibe el nombre de callo óseo, sobre éste se produce la aposición, convirtiéndose en tejido óseo mineralizado.

El hueso necrótico alrededor del implante se elimina y da paso a la formación de nuevo tejido óseo.

La osteointegración no ocurre como un fenómeno aislado, por el contrario, depende de dos procesos previos, que son la osteoinducción y osteoconducción. La osteoinducción es un término que hace referencia a un proceso por el cual, la osteogénesis es inducida, permite el reclutamiento y la estimulación de células pluripotentes indiferenciadas, para el desarrollo de células osteogénicas y la osteoconducción es un proceso que consiste en el crecimiento óseo, sobre la superficie de un material, por tanto, el material que compone el implante tiene gran relevancia en este mecanismo (27). De manera que, los tres procesos mencionados previamente están interrelacionados, pero cada uno es diferente, por lo tanto, es importante tener conocimiento de cada uno de ellos.

## **2.2 Biomecánica de los implantes dentales**

Los implantes dentales difieren de los dientes naturales por la ausencia del ligamento periodontal, por tanto, los implantes se encuentran osteointegrados con limitado movimiento, resultado de la elasticidad del hueso alveolar (28). El hueso es un tejido funcional con una estructura que permite soportar cargas (29), desde el punto de vista biomecánico, los implantes dentales soportan fuerzas del medio externo (funcional o parafuncional) y/o interno (precarga interna o externa) (30) (31).

### **2.2.1 Fuerzas externas.**

Una valoración previa de las fuerzas que van a actuar sobre el implante es de conocer el efecto biomecánico de varios factores como:

Dirección y magnitud de la fuerza, tipo de prótesis, material de prótesis, diseño de implantes, número y distribución de implantes de soporte, densidad ósea, y las propiedades mecánicas de la interfaz implante pilar (32).

*Dirección y magnitud de la fuerza:* La aplicación de fuerzas funcionales produce tensiones en el complejo implante/prótesis en el mismo valor, pero en dirección opuesta, e involucra el proceso de remodelación ósea alrededor del implante. Existirá una mejor distribución de fuerzas cuando mejor sea el alineamiento axial del implante y la restauración. La magnitud de las fuerzas oclusales se encuentra relacionada a la masa muscular aún más, que al ciclo masticatorio o la dimensión vertical (33).

*Tipo de prótesis, material y distribución de implantes de soporte:* El tipo de prótesis afecta en gran medida a la carga del implante, existe gran controversia a cerca de este tema, sin embargo, algunos autores han reportado que la aplicación de fuerza en una sobredentadura resultó en una menor fuerza de compresión, pero mayores momentos de flexión en los pilares durante la función, en comparación con una prótesis fija sobre implantes (34).

*El número, la longitud, el diámetro y el posicionamiento de los implantes* también influyen en la transferencia de fuerza y la posterior distribución de tensiones alrededor de los implantes. El aumento en el número, la longitud y el diámetro de los implantes mejora el comportamiento biomecánico de los implantes, especialmente cuando se someten a fuerzas de flexión (35).

*Calidad ósea y las propiedades de la interfaz hueso-implante:* El hueso que rodea los implantes puede estar compuesto de tejido óseo laminar, de haz o compuesto, que depende de la edad, el estado funcional y los factores sistémicos del paciente. El hueso tejido a menudo no se reemplaza completamente por hueso laminar maduro y que soporta carga a los 3–6 meses después de la cirugía de implante (36). Se ha demostrado que los implantes tienen menos micromovimiento, mayor estabilidad inicial y menores concentraciones de estrés en hueso de alta densidad (37).

### **2.2.2 Fuerzas internas.**

En prótesis atornilladas sobre implantes generalmente se encuentran sometidas a dos tipos de fuerzas diferentes pero que se relacionan entre sí: carga estática y carga dinámica.

*Carga estática:* Es un sistema que se fija por medio de un tornillo y que une las dos partes de una junta. Dentro de este sistema podemos mencionar la precarga que es un conjunto de fuerzas que se producen cuando se aprieta el tornillo y este se elonga produciéndose una tensión en él, y una presión entre las partes de la junta atornillada y estas fuerzas ocurren independientemente de que se produzcan o no una carga de masticación (33) (37).

Es fundamental que se obtenga la máxima precarga que sea posible, siempre que sea igual o menor al límite proporcional que es inmediatamente anterior a la deformación irreversible, es decir al límite elástico, ya que como lo menciona Burguete y otros (1994) está actúa como protección al implante y resulta beneficiosa ante la fatiga del tornillo (37).

La precarga se encuentra relacionada al torque, definido como un movimiento que se produce por la aplicación de una fuerza de tipo tangencial al tornillo y que es igual a la fuerza que se ejerce multiplicada por el radio del tornillo y se expresa en Newton por centímetro (Ncm).

### **2.2.3 Carga dinámica.**

Este tipo de carga proviene de los contactos oclusales de manera fisiológica como también parafuncional. Es fundamental el correcto diagnóstico, para conocer las cargas que va a recibir la restauración definitiva, y de esa manera proporcionar las características biomecánicas más adecuadas para cada individuo (33).

## **2.3 Pilares protésicos**

Para lograr un tratamiento exitoso, radica principalmente en un adecuado diagnóstico, para determinar un plan de tratamiento adecuado, por lo tanto, el conocimiento de las indicaciones de rehabilitaciones sobre implante es fundamental (38).

Para obtener resultados óptimos es muy importante conocer los diferentes pilares, y sus funciones, que pasaron de ser una simple conexión entre el implante y la prótesis, a ser un determinante fundamental en el logro final estético y funcional del tratamiento rehabilitador. En el diccionario de términos prostodónticos, es la parte del implante que sustenta o mantiene una

prótesis, teniendo en cuenta esto es importante destacar que hoy en día en el mercado se encuentran un sin número de aditamentos, los cuales tienen diferentes funciones (38).

## 2.4 Tipos de plataforma

La plataforma es la parte del implante sobre la que se ajustan los aditamentos protésicos. Su superficie suele ser lisa con el fin de inhibir la fijación de bacterias y su diseño suele ser de cuello pulido. Los implantes pueden presentarse con plataforma externa e implantes con plataforma interna. La plataforma externa obliga a ser muy cuidadoso con la elaboración de la corona sobre implante, resultando afectado la estética de las restauraciones. Los implantes dentales evolucionaron a plataformas internas donde la conexión quedaba más escondida dentro del implante, favoreciendo el resultado estético de las restauraciones (38).

## 2.5 Tipos de conexiones implante-pilar

### 2.5.1 Conexión externa hexagonal.

Presenta una figura geométrica de hexágono, que se encuentra por encima de la plataforma del implante, permitiendo que los pilares asienten sobre los implantes. Pueden presentar 3 tipos de plataformas: estrecha, regular o estándar y ancha (38).

### 2.5.2 Conexión interna.

*Hexágono interno:* Los pilares asientan dentro de una depresión hexagonal del implante. Los hexágonos internos tienen 6 posiciones lo que le da la posibilidad de variación cada  $60^\circ$ , la anti rotación está dada por los ángulos que se forman entre las diferentes facetas o arcos (38).

*Cono Morse:* Es un término creado en la industria de las herramientas mecánicas, que designa un mecanismo de encastre, en el cual dos elementos efectúan una acción que deriva en contacto íntimo con fricción, cuando un elemento cónico “macho” es instalado en una “hembra” también cónica. Este tipo de encastre fue inventado por Stephen A. Morse (38).

*Syn Octa (Octagonal):* Es una conexión que combina un octógono interno con morse taper (unión de dos conos por fricción). Convergencia del cono  $8^\circ$  a  $16^\circ$  (38).

## 2.6 Manufactura de aditamentos

### 2.6.1 Pilares prefabricados.

*No Modificables:* Son creados por las empresas que industrializan los implantes ofreciendo una gama de alternativas de componentes protésicos, los cuales tratan de cubrir las diferentes posibilidades en la reconstrucción de coronas. Estos pilares al construirse con los mismos tornos alfanuméricos que los implantes poseen entre ellos un alto ajuste y adaptación marginal (38).

*Modificables:* Estos pilares se diferencian de los estándares por la posibilidad de modificar su sección (diámetro y forma) en el trayecto transmucoso ayudando a lograr un perfil de emergencia

adecuado. Estos pilares también llamados fresables son hechos de titanio y no de cerámica, puesto que, al ser de metal, obtenemos una mayor resistencia en menores espesores (38).

*Pilares confeccionados en laboratorio:* El técnico de laboratorio enrosca un tubo de plástico en el análogo el cual son incorporado en el modelo de trabajo simulando la posición exacta del cuerpo del implante. Se talla el tubo de plástico dándole la correcta configuración y se fabrica una corona con la correcta anatomía del diente sobre el tubo. El técnico funde el tubo y lo convierte en metal y retorna tres componentes al odontólogo: molde de pilar confeccionado a la medida, un tornillo para mantenerlo en posición y una corona hecha para encajar encima del abutment (38).

Esto permite a los técnicos de laboratorio corregir a los implantes desalineados con más de 30° de divergencia. Pueden ser colados (todo el cilindro es de plástico calcinable) o sobrecolados (el margen del cilindro es de una aleación de metal) (38).

*Pilares Maquinados:* Son pilares personalizados confeccionados con la tecnología CAD-CAM en titanio o zirconio (38). La denominación proviene del inglés, computer assisted design and computerassited manufacture: Diseño asistido por ordenador/Fabricación asistida por ordenador (38).

Estos sistemas fueron introducidos en el campo de la odontología en 1971 de forma experimental y teórica y fue en la década de los ochenta cuando WH Mormann, de la Universidad de Zurich (Suiza y M. Brandestini Brains Inc, Zollikon (Suiza), aplicaron estos sistemas a la clínica desarrollando el sistema Cerec. A partir de entonces empiezan a desarrollarse gran cantidad de sistemas, cada vez más sofisticados, que buscan ofrecer al profesional la posibilidad de obtener restauraciones precisas, simplificando los pasos de laboratorio y permitiendo emplear materiales que no pueden ser manejados con los métodos convencionales (38).

Este sistema cuenta con tres elementos constitutivos:

Un sistema de detección de datos (escáner), un software de elaboración de los datos y determinación de las características del producto (CAD) y una máquina automática que, administrada de acuerdo con las informaciones provenientes del software, produce el producto (CAM) (38).

## **2.7 Diseño asistido por computador/ fabricación asistida por computador (CAD/ CAM)**

La denominación proviene del inglés, computer assisted design and computerassited manufacture: Diseño asistido por ordenador/Fabricación asistida por ordenador (38).

Estos sistemas fueron introducidos en el campo de la odontología en 1971 de forma experimental y teórica y fue en la década de los ochenta cuando WH Mormann, de la Universidad de Zurich (Suiza y M. Brandestini Brains Inc, Zollikon (Suiza), aplicaron estos sistemas a la clínica desarrollando el sistema Cerec. A partir de entonces empiezan a desarrollarse gran cantidad de sistemas, cada vez más sofisticados, que buscan ofrecer al profesional la posibilidad de obtener restauraciones precisas, simplificando los pasos de laboratorio y permitiendo emplear materiales que no pueden ser manejados con los métodos convencionales (38).

Este sistema cuenta con tres elementos constitutivos:

Un sistema de detección de datos (escáner), un software de elaboración de los datos y determinación de las características del producto (CAD) y una máquina automática que, administrada de acuerdo con las informaciones provenientes del software, produce el producto (CAM) (38).

### **2.7.1 Fases del proceso de trabajo CAD-CAM.**

Para empezar a trabajar se debe que contar con una preparación y una impresión perfecta, seguida de una serie de pasos que se mencionaran a continuación.

#### **2.7.2 Digitalización.**

Es a captación de la imagen se da a través del escaneado por el cual se obtiene el modelo geométrico del objeto es decir un modelo 3D. Una vez que se cuenta con el modelo 3D, se seleccionan los márgenes de la preparación, o se edita lo que propone el sistema, y el equipo nos propondrá una estructura que, con las herramientas de modelado virtual, adaptaremos al tipo de estructura que deseamos, dependiendo del material con que se desee mecanizar (38).

La fuente puede ser: El muñón en boca, el muñón en el modelo, el encerado de la estructura protésica o modelo completo de la boca del paciente (38).

#### **2.7.3 Diseño por ordenador.**

Mediante un software, específico de cada sistema, se diseña la cofia de la estructura protésica (38).

#### **2.7.4 Maquinados.**

El uso de bloques pre-sinterizados conlleva un menor desgaste de las fresas del sistema, así como un menor tiempo de fresado (38).

El proceso de mecanizado se combina con la electroerosión para el modelado interno de la cofia, cuando el material empleado es titanio. Además de cerámica y titanio, estos sistemas pueden mecanizar otros materiales como el composite y el cromo- cobalto (38).

*Ventajas:* Reducen el tiempo de trabajo, al eliminar algunos de los pasos de técnica de laboratorio. Al suprimir los procesos de encerado, revestimiento y colado, pueden evitarse las variaciones que se producen durante dichos procesos, derivadas de la contracción de la cera, del control de la expansión del revestimiento y de la contracción del material colado, variaciones, todas ellas, que afectan el ajuste de la restauración (38).

Permite la obtención de restauraciones precisas, con valores del ajuste marginal dentro de los límites clínicamente aceptables ( $<120\mu\text{m}$ ) (38).

Los sistemas CAD/CAM permiten el empleo de distintos materiales, según el sistema. Estos métodos pueden aplicarse en diversos campos de la prótesis, como prótesis fija, implantología, prótesis parcial removible, prótesis maxilofacial (38).

*Desventajas:* El requerimiento de un equipamiento específico de cada sistema y el costo que este equipo; Además la necesidad de entrenamiento en el empleo de cada sistema (38).

Otra desventaja es su limitación en cuanto a las dimensiones y angulaciones del perfil de emergencia ofrecidas por el fabricante que pueden no adaptarse a las condiciones del tejido blando. Además, se menciona que uno de los problemas encontrados con estos pilares son esencialmente la débil resistencia a la fractura (38).

Es posible que la superficie de asentamiento del pilar cerámico con el implante presente ligeras imperfecciones que causan grietas en el material y desgaste en la plataforma del implante. Esta situación podría generar un mayor riesgo de fractura.

## 2.8 Ajuste y pasividad

El ajuste pasivo perfecto puede ser considerado como una utopía, ya que existe una cierta tolerancia a pequeñas discrepancias. El ajuste marginal es definido por Holmes y otros (39) como el “desajuste” entre la estructura colada y el diente, el cual puede ser medido alrededor de varios puntos a lo largo de la superficie interna, externa y en el margen de la cofia, refiriéndose al ajuste entre los dientes y una prótesis fija.

Las distorsiones pueden ocurrir en las dimensiones del eje x, y, y z, y pueden ser causados por algunos factores como: la inclinación del implante, las técnicas de impresión y materiales utilizados, el proceso manufactura de la estructura, el diseño y configuración de la estructura, y experiencia del clínico / técnico (40).

Se define el ajuste pasivo, como el grado de ajuste en que la prótesis se puede atornillar sin generar ningún tipo de tensión o deformación sobre el sistema prótesis-implante, salvando la precarga, otros autores han definido el ajuste pasivo como: la separación existente entre las superficies del implante y el pilar transepitelial inferior a las 10  $\mu\text{m}$ , e incluso autores refieren que el ajuste pasivo podía darse cuando la discrepancia era menor a 30  $\mu\text{m}$  (41).

En el estudio mencionado previamente (39) los autores definieron una clasificación de los tipos de defectos marginales que pueden existir según la presencia del gap o de la extensión o una combinación ambas y se resumen en el siguiente cuadro. (Tabla 1).

La consecución de un ajuste pasivo entre las estructuras y los implantes es fundamental si queremos que la osteointegración se mantenga en el tiempo. La falta de un ajuste pasivo puede provocar complicaciones tanto de tipo mecánico (aflojamiento de tornillos o fractura de componentes) como de tipo biológico como podría ser la inflamación gingival, la pérdida ósea e incluso de la osteointegración (41).

Por otro lado, el uso de nuevas tecnologías para la fabricación de restauraciones implantosoportadas ha revolucionado la odontología moderna, las restauraciones fabricadas a través de sistemas CAD/CAM proporcionan buenos resultados clínicos y un muy buen ajuste entre el implante y los componentes protésicos, mejorando su pasividad cuando se los compara con métodos convencionales, por lo que pueden ser considerados como una buena opción para mejorar los resultados clínicos (23).

## 2.9 Técnicas de análisis de microfiltración implante-pilar protésico

El diseño adecuado de los pilares protésicos en los sistemas de implantes es de gran importancia para lograr un ajuste correcto, previniendo la microfiltración y de esa manera evitando la colonización bacteriana (42). Dependiendo del sistema de implantes utilizado, se puede observar un microgap de aproximadamente 1 a 49  $\mu\text{m}$  en la interfase implante-pilar, y cuando el implante se somete a fuerzas masticatorias este gap aumenta (43).

En la literatura se han descrito diversos métodos in-vitro para evaluar la filtración bacteriana, entre las más utilizadas están:

La utilización y evaluación del crecimiento bacteriano mediante cultivos de bacterias presentes en boca con saliva artificial, (44) agentes reveladores como el azul de metileno y el azul de toluidina, (45) también se utilizan diferentes tipos de microscopía como la óptica, espectrofotómetro y fluorescencia, así como el control de la hibridación de ADN, y el análisis de material genético mediante la reacción en cadena de la polimerasa PCR. Además, existen diversos estudios en los que se aplican cargas estáticas o dinámicas. Debido a la falta de estandarización en la metodología, los resultados son contradictorios dependiendo de la metodología utilizada.

Los implantes de hexágono interno, principalmente los implantes tipo como “Morse”, presentan buenos resultados respecto a la microfiltración bacteriana tanto en condiciones de carga estática como dinámica. Esto puede explicarse por el diseño del cono interno crea una superficie de contacto casi paralela produciendo un “bloqueo por fricción en frío”, por consecuencia se presenta un perfecto sellado entre sus componentes (46).

Se debe seguir los valores de torque sugeridos por los fabricantes, ya que si se aplica un torque de (10-15 N) será inferior al necesario para obtener un buen sellado a nivel de la interfase, y como consecuencia es posible la penetración de microorganismos (47). El torque aplicado se comporta de manera directamente proporcional al ajuste pasivo entre los componentes de la conexión, por lo tanto, a mayor toque mejor sellado en la interfase. Cuando damos un torque adecuado al tornillo del pilar que por lo general no debe superar una fuerza de 30 N (47).

Los pilares de titanio presentan un mejor sellado comparándolos con los de zirconia, la interfase de la conexión con pilares de titanio presenta un microgap de alrededor de 2  $\mu\text{m}$ , mientras que los pilares de circonia de 26.7  $\mu\text{m}$ , (48) además los pilares de titanio presentan una mejor integridad estructural en condiciones de cargas cíclicas dinámicas comparándolos con los pilares de circonia, por lo que podrían tener un mejor sellado y menor microfiltración bacteriana (48).

## 2.10 Técnicas de medición del ajuste de la interfase implante-pilar protésico

En la actualidad existen numerosas técnicas analíticas de medición para determinar la brecha o gap en la interfase implante-pilar in-vitro como, por ejemplo, la microscopía electrónica de barrido, la microscopía óptica, la microscopía de reflejo, el microscopio móvil, la videografía láser, las técnicas de fotogrametría, y los medidores de tensión de líquidos. El análisis de imagen por ordenador es uno de los métodos más usados para la medición de la interfase implante/pilar utilizando diferentes tipos de microscopía, una de las más utilizadas es la microscopía electrónica

de barrido (MEB), ya que se pueden realizar mediciones del ajuste de una forma simple, sistemática y objetiva (49).

### **3. Objetivos**

#### **3.1 Objetivo general**

Analizar la precisión de los pilares fabricados, con tecnología CAD/CAM, mediante la técnica de adición y sustracción correspondientes a procesos de sinterización laser y maquinado.

#### **3.2 Objetivos específicos**

- Evaluar la microfiltración de los aditamentos protésicos diseñados por el sistema CAD/CAM realizados por técnica de maquinado (Proceso de sustracción).
- Estimar la microfiltración de los aditamentos protésicos diseñados por el sistema CAD/CAM realizados por técnica de sinterización laser (Proceso de Adición).
- Comparar el ajuste implante-pilar de los aditamentos protésicos diseñados mediante las técnicas de adición y sustracción con pilares prefabricados por la casa comercial estudiada.

### **4. Método**

#### **4.1 Tipo de estudio**

La presente investigación tiene un abordaje cuantitativo, ya que permite estimar la microfiltración de los pilares protésicos realizados por medio de CAD-CAM y posterior proceso de maquinado Vs sinterizado laser. El diseño metodológico fue experimental in vitro, debido a que es necesario la manipulación intencional de las variables independientes para poder analizar los resultados de los objetos de estudio (49).

#### **4.2 Universo**

El universo de la presente investigación experimental in vitro hace referencia a los implantes dentales de osteointegración utilizados en odontología.

#### **4.3 Muestra**

La muestra se encuentra conformada por dieciocho (18) implantes de conexión hexagonal interna, de los cuales 6 abutment son fabricados por medio de CAD/CAM y posterior proceso de sinterizado laser, 6 abutments fabricados por medio de CAD/CAM y posterior proceso de Maquinado y 6 abutments de la casa comercial Bio-horizons.

#### **4.4 Muestreo**

Se utiliza un muestreo intencional o por conveniencia para la recolección de la muestra, el cual depende de los criterios de inclusión y exclusión que se establecen en la presente investigación.

#### **4.5. Criterios de selección**

##### **4.5.1 Criterios de inclusión.**

- Abutment que cumplan con los criterios de calidad según el fabricante.
- Abutment con integridad en su conexión.

##### **4.5.2 Criterios de exclusión.**

- Abutment que posean defectos de fábrica y no presenten un asentamiento pasivo.
- Abutment que al posicionarse no permita realizar el debido torque para la fijación.
- Abutment que no tenga un correcto asentamiento sobre la plataforma del implante.

#### **4.6 Variables**

Variables del estudio incluyen Método de fabricación de Pilares y microfiltración (ver Apéndice A).

#### **4.7 Procedimiento**

En la presente investigación se utilizaron 18 implantes de la casa comercial Bio-Horizons de conexión hexagonal interna, diámetro de conexión protésica de 5,7mm, diámetro del cuerpo 5,8 mm y longitud de 16 mm, cada uno con su respectivo sistema de retención implante-pilar atornillado. Este proyecto tiene como objetivo analizar la precisión de los pilares fabricados, con tecnología CAD/CAM, y posterior proceso de maquinado y sinterización laser. Se fabricaron 6 pilares mediante el proceso de maquinado en material de titanio, 6 pilares mediante el proceso de sinterización laser en material de cromo-cobalto y 6 pilares fueron tomados de la casa comercial Bio-Horizons.

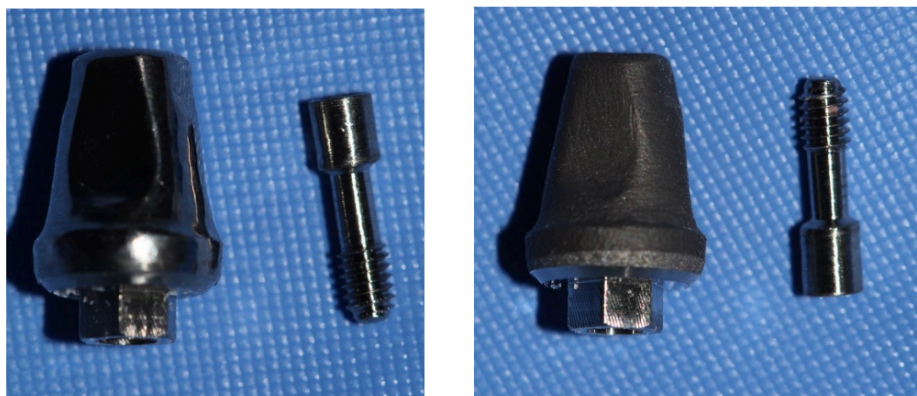
**Figura 1.** Pilares fabricados tecnología CAD-CAM. Fuente: Autores del Proyecto



Los pilares se fabricaron mediante tecnología CAD-CAM, escaneando el pilar prefabricado de la casa comercial para tener un archivo STL, que luego fue enviado a una maquina fresadora y sinterización laser, que fue realizado por el laboratorio Phibo.

Posterior a este procedimiento, se fabricaron coronas en acrílico de autocurado con el fin de simular una restauración sobre los pilares y se cementaron con cemento (Relyx U200 3M); Los pilares fueron torqueados a 35N como se recomienda por parte de la casa comercial.

**Figura 2.** Coronas fabricadas en acrílico de autocurado



Los pilares fueron divididos en 3 grupos:

- Grupo 1: Pilares prefabricados de la casa comercial Bio-Horizons
- Grupo 2: Pilares diseñados por CAD-CAM y posterior proceso de Maquinado en material de titanio
- Grupo 3: pilares diseñados por CAD-CAM y posterior proceso de sinterización laser en material de cromo-cobalto

Se elaboraron cilindros de acrílico para cada espécimen mediante un molde en un cilindro metálico con medidas de 20 mm de alto y 13mm de diámetro, la fijación del implante en los cilindros se realizó en dos tiempos. En un primer momento se llenó el 50% del cilindro para lograr fijar bien el cuerpo del implante y se llevó a un paralelometro (NEY dental international-Bloomfield Connecticut 06002 USA) para lograr una posición repetible con todos los implantes y luego se agregó el 50% restante de acrílico (ortocril).

**Figura 3.** *Fijación del cuerpo del implante*

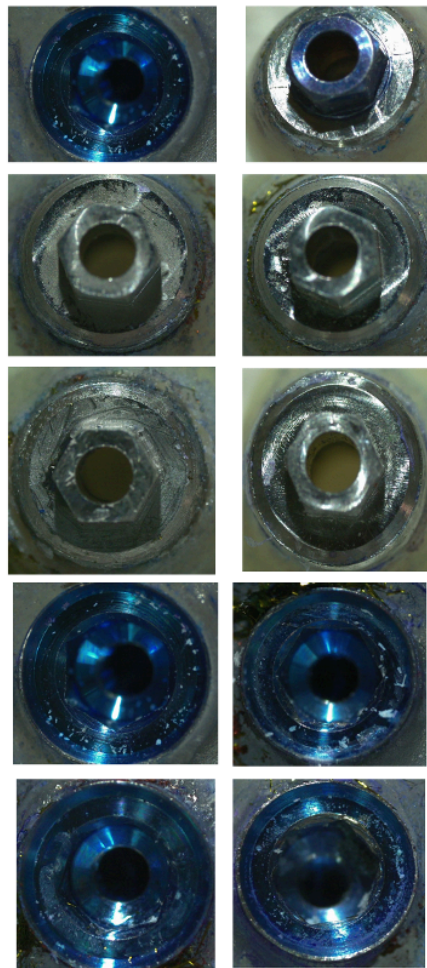


Las muestras fueron llevadas ante cargas de 2000 ciclos por cada espécimen y posteriormente se almacenaron en azul de metileno, que es un agente de tinción como lo describe Larrueca, et al, en 2014, por 48 horas. Una vez terminado el tiempo de almacenamiento, fueron sacados de almacenamiento y se retiraron los pilares de los implantes con llave propia de la casa comercial Bio-Horizons, después se llevaron al laboratorio donde se analizó mediante estereoscopio (Leika), permitiendo observar la filtración presentada en la interfaz implante-pilar.

**Figura 4.** *Muestras en laboratorio para análisis en estereoscopio*



**Figura 5.** *Filtración presentada en la interfaz implante-pilar*



#### **4.8 Instrumento de recolección de información**

Se elaboro un formato para realizar la recolección de los datos, para lo cual se diseñó un documento en Excel, se tiene en cuenta todos los aspectos necesarios para la recolección de la información requerida para realizar el estudio, acorde con la pregunta de investigación y los objetivos y los registros que se tomen con el estereoscopio.

El análisis, medición y recolección de datos se realizará siempre por un único operador.

##### **4.8.1 Preparación de las muestras para el ensayo.**

##### **4.8.2. Fotografía inicial de los componentes del complejo implanto-protésico.**

Inicialmente, se tomó una fotografía de los elementos de la implanto-prótesis por separado (implante colocado en la resina, pilar y tornillo) para tener constancia del estado basal de los mismos. Se utilizó una cámara fotográfica (Canon® Eos Rebel T6) mediante la que se fotografiaran la zona de conexión en todos los implantes y pilares y la cabeza y las espiras de los tornillos desde todas las vistas posibles.

#### **4.9 Prueba piloto**

Durante la realización de la prueba piloto, se tomó la mitad de la muestra; Partiendo de esta se inició con la preparación de los implantes, los cuales consistía en la realización de unas cajas en acrílico, en la cotización de materiales aumentaba el costo de materiales, por lo tanto, se decide el uso de unos cilindros prefabricados. Por medio de estos, se pudo realizar la ubicación de los implantes, los cuales por medio de un paralelometro se hizo la posición y luego fueron sumergido en acrílico transparente. Esto nos permitió conocer a manejar este material para saber en qué momento utilizarlo y no desperdiciarlo, en el momento de realizar la prueba.

#### **4.10 Plan de análisis estadístico**

La información será analizada y evaluada para garantizar la calidad de esta, es decir, se constatará que todos los datos registrados sean los resultados obtenidos. Con la información obtenida, se digitarán los resultados, en un archivo de Excel ®.

##### **4.10.1 Análisis Univariado.**

Este tipo de análisis se realizó por medio de estadística descriptiva que permitirá mostrar el comportamiento de las variables. Por consiguiente, analizará las variables de naturaleza cualitativa denominada: microfiltración marginal, por medio de porcentaje y/o frecuencia.

##### **4.10.2 Análisis Bivariado.**

El análisis bivariado se realizó mediante la prueba Exacto de Fisher/  $\chi^2$  lo que permitió comparar la presencia de microfiltración marginal frente a las diferentes técnicas aplicadas en la siguiente investigación.

#### 4.11 Consideraciones éticas

Según el artículo 11 de la resolución 8430 de 1993, por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud, el presente trabajo se clasifica en la siguiente categoría:

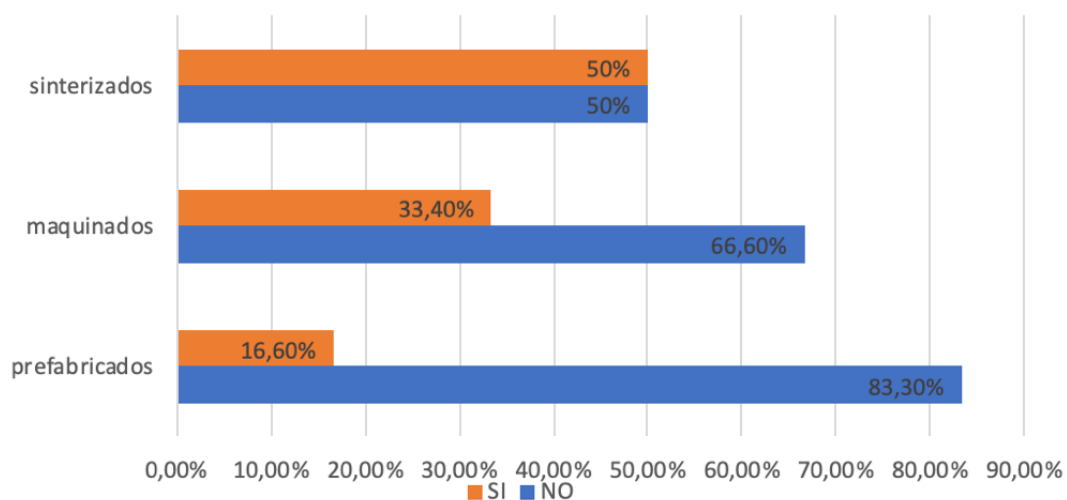
Investigación sin riesgo: ya que este estudio emplea técnicas y métodos de investigación documental retrospectivos y aquellos en los que no se realiza ninguna intervención o modificación intencionada de las variables biológicas, fisiológicas, psicológicas o sociales, entre los que se consideran: revisión de historias clínicas, entrevistas, cuestionarios y otros en los que no se le identifique ni se traten aspectos sensitivos de la conducta de los individuos.

Igualmente, los investigadores declaran no presentar ningún tipo de conflicto de intereses, ni ninguna relación económica, personal, política o interés financiero ni académico que pueda influir en la presentación de los resultados de la presente investigación. En caso de recibir algún tipo de financiación de los materiales por parte de la casa comercial, en ningún caso esta afectará los resultados de la investigación. De igual forma, se reconocerá a las personas o instituciones que hayan participado en la recolección y análisis de la información.

### 5. Resultados

Se evaluaron 18 implantes en total, de la casa comercial Bio-horizons con conexión hexagonal interna de medidas 5.6x16 mm, se fabricó mediante técnica de CAD-CAM 12 pilares, de los cuales seis se elaboraron mediante proceso de maquinado y seis con sinterizado laser, los cuales fueron torqueados a 35 Nw como lo indica la casa comercial. Posteriormente fueron llevados ante cargas cíclicas 2000 y luego sumergidas en azul de metileno por 48 horas, luego se observó la filtración de la interfase implante-pilar de cada grupo por medio de un microscopio de barrido electrónico.

**Figura 6.** Filtración de los pilares de acuerdo con el tipo de fabricación



De acuerdo con el tipo de fabricación de los pilares se pudo observar que tan solo uno de los seis (83.3%) pilares prefabricados evidencio filtración. Por su parte, cuatro (66.6%) de los seis

pilares maquinados no evidenciaron filtración. Mientras que la mitad los pilares sinterizados (50%) presentaron filtración.

**Tabla 1.** *Filtración de acuerdo con el tipo de pilar*

Tipo de pilar	Filtración		Valor P
	Total	NO (%)	
Prefabricados	6	5 (41,7)	1 (16,7)
Maquinados	6	4 (33,3)	2 (33,3)
Sinterizados por laser	6	3 (25,0)	3 (50,0)
Total	18	12 (100)	6 (100)

Para cumplir con los objetivos de la presente investigación, se observaron los pilares una vez sumergidos en azul de metileno, donde se pudo determinar que 12 (66,7%) de los pilares de la muestra no presentaron filtración, de los cuales cinco (41,7%) corresponden al grupo de los pilares prefabricados, cuatro (33,3%) al grupo de los pilares maquinados y, por último, tres (25%) de los pilares pertenecen al grupo de sinterizados por láser (Tabla 1).

Con respecto a los pilares que presentaron filtración se evidencio que tres (50%) corresponden a los pilares que se fabricaron por la técnica de sinterizado por láser, dos (33,3%) hacían parte del grupo de pilares maquinados y tan solo uno (16,7) correspondió al grupo de prefabricados. Los datos se evaluaron mediante la prueba estadística de Exacto de Fisher y es importante resaltar que no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos comparados (valor P= 0,818) (Tabla 1).

## 6. Discusión

Actualmente, se ha reportado una tasa de éxito alta para los tratamiento protésicos con estructuras definitivas soportadas sobre implantes, pero esta depende de un tratamiento que ofrezca una distribución correcta de cargas, fuerzas y componentes de la prótesis dental, de la adaptación marginal de la restauración definitiva, de las propiedades de los materiales usados, resistencia mecánica, e incluso, de la técnica utilizada para la fabricación de los pilares y estructuras de ajuste entre implante y pilar (50).

Adicionalmente, ha cobrado importancia la necesidad de perfeccionar las conexiones para que no se genere filtración dado que la literatura ha reportado la existencia de microfiltración bacteriana en el desajuste entre el implante y el pilar aún con implantes que arrojan un nivel elevado de ajuste entre los componentes mencionados con antelación (51).

La prótesis fija sobre implantes es hoy por hoy una alternativa restauradora que ofrece beneficios psicológicos y funcionales a los pacientes. Por lo tanto, en los últimos 10 años se han desarrollado investigaciones enfocadas a analizar el desarrollo de nuevos materiales y la tecnología necesaria para su procesamiento, con el único fin de ofrecer mayor precisión en el ajuste y

resistencia a la fractura de dichas restauraciones y ausencia de filteación; lo que contribuye al éxito del tratamiento (51).

El presente estudio tubo como principal propósito analizar la filtración en la interfaz implante-pilar de 18 implantes con conexión hexagonal interna conectados a pilares fabricados mediante dos técnicas (adición y sustracción) usando tecnología CAD-CAM y pilares prefabricados para ser posteriormente llevados a proceso de maquinado y sinterizado laser. La totalidad de los implantes fue distribuida en 3 grupos; el primero está constituido de 6 pilares prefabricados (Bio-horizons), el segundo de 6 pilares diseñados por CAD-CAM con posterior proceso de maquinado de titanio y el último grupo conformado por 6 pilares por CAD-CAM con posterior proceso de sinterización laser en cromo-cobalto.

Si bien es cierto, se ha reportado una dificultad propia del colado del titanio y su soldadura, los que a su vez ha planteado la necesidad de desarrollar nuevas técnicas de diseño (CAD) y mecanizado (CAM) asistido por ordenador (CAD-CAM: computer aided design / computer aided manufacture), para la fabricación de pilares y estructuras de titanio de una pieza, para prótesis fijas implantosoportadas (52), como es el caso de la presente investigación.

Finalmente, se llevó la totalidad de los implantes ante 2000 ciclos de carga que representan los momentos de masticación, y luego en almacenamiento con tinción de azul de metileno para determinar la filtración presente en los mismos. Este procedimiento también fue realizado por Larrueca en el 2014 (45), quien determinó el grado de microfiltración marginal de la interfase pilar-implante en plataformas con conexión como Morse y conexión externa y para ello se dividió la muestra de 42 implantes en 6 grupos cara uno con un ajuste diferente en Newtons y el grupo control con apriete manual, para ser sometidos a ciclos de carga, termociclador y posteriormente ser sumergidos en n en una solución de azul de metileno al 0,2% durante 24 horas, lo que permitió determinar la microfiltración en el aditamento protésico.

Así las cosas, se logró evidenciar que, de acuerdo con los resultados obtenidos, los pilares que presentaron un comportamiento deficiente frente a la filtración fueron aquellos fabricados por sinterización laser (cromo-Cobalto), y mostrando mejores resultados aquellos prefabricados por la casa comercial, sin embargo, no hubo diferencia significativa entre los grupos. Estos resultados son comparables con la investigación realizada por D.-Y. Kim, et al en el 2018 (53) en la cual se evaluaron los espacios marginales e internos de cofias de aleación de cobalto-cromo (Co-Cr) realizadas mediante fabricación sustractiva y aditiva, encontrando que las aleaciones correspondientes al grupo de fabricación aditiva, para ser más específico el de micro estereolitografía arrojó mejores resultados en cuanto al proceso de filtración, El método bloque de metal blando o SMB (sustractivo) es el mejor, ya que produce el espacio marginal más pequeño en las cofias metálicas de Co-Cr, por otro lado el método técnicas seleccionadas de fusión por láser o SLM (aditivo) produce el peor espacio, que fue 4 veces mayor que el del grupo SMB (53). Lo cual presenta relación con los resultados de esta investigación donde los pilares de fabricados por sinterización laser (cromo-Cobalto) fueron los de resultados más bajos en cuanto a filtración se requiere, por lo que se sugiere incluir la misma aleación metálica pero fabricada bajo método sustractivo para ser comparada con los pilares prefabricados.

Bajo la misma línea de investigación Bengisu Yildirim realizó en el 2020 un estudio in vitro (59) en el cual comparó el ajuste marginal de cofias de aleación de cobalto-cromo, cocción de porcelana y cementación de restauraciones de metal-cerámica que se fabricaron con diseño asistido por computadora y fabricación asistida por computadora (CAD-CAM) mediante las técnicas de fresado y sinterizado directo de metal por láser, encontrando que el grupo de cofias de sinterización directa de metal por láser tuvo un valor de brecha marginal más bajo que el grupo de cofias de fresado CAD-CAM, siendo este resultado un argumento que respalda los resultados del presente estudio y la alta filtración reportada en el grupo de pilares diseñados por CAD-CAM y realizados por sinterización láser (proceso aditivo).

Schweiger, et al, en el año 2019 también realizó un estudio relacionado el cual se titula “Internal porosities, retentive force, and survival of cobalt–chromium alloy clasps fabricated by selective laser-sintering” (54), cuyo objetivo fue evaluar las porosidades internas, los valores de la fuerza de retención y la supervivencia de los cierres de aleación de cobalto-cromo (Co-Cr) fabricados mediante sinterización directa de metal por láser (DMLS) para posteriormente ser compararlos con los cierres de cromo-cobalto de una fundición convencional sometidos a ciclos de envejecimiento sumillado y compresivas, obteniendo como resultado que en comparación con las aleaciones obtenidas mediante técnicas convencionales, las DMLS reportaron mejor resultados en cuanto a la fuerza de retención inicial, supervivencia y menor porosidad. Estos resultados no son comparables con la presente investigación, porque, aunque al igual que en estudio de Schweiger, los implantes de este estudio se sometieron a ciclos de carga, no se analizó el envejecimiento ni la fuerza a la retención, lo que sería interesante realizar bajo la misma línea de investigación para proyectos futuros.

Finalmente, Molinero, et al, realizó una investigación más reciente, la cual se publicó en el año 2022 (55) y tuvo como propósito evaluar la microfiltración de pilares CAD-CAM Cobalto-Cromo y Zirconia posicionados sobre un implante dental de conexión cónica: un estudio comparativo in vitro, para lo cual se usaron sesenta y cuatro (56) implantes de conexión cónica con sus respectivos pilares se dividieron en cuatro grupos (Co-Cr (fresado, sinterizado con láser y colado) y Zirconia (fresado)), cada uno de 16 implantes, logrando encontrar treinta (47%) implantes con microfiltración (1 Zirconia, 1 Co-Cr fresado, 14 Co-Cr sinterizado por láser y 14 colados), no obstante; aunque los pilares CAD-CAM presentaron resultados favorables, todos los grupos probados presentaron microfiltración. Estos resultados son comparables con la presente investigación, evidenciando una clara similitud, dado que al igual que en el estudio de Molinero, se reportó resultados deficientes en cuanto a la filtración de pilares de Co-Cr sinterizados por láser.

Este mismo autor, un año antes, es decir, en el 2021, desarrolló una investigación titulada Efecto de la técnica de fabricación en el microespacio de los pilares CAD/CAM de cobalto-cromo y zirconio sobre un implante de conexión cónica: un estudio in vitro (57), con el fin de investigar los microespacios en la interfaz implante-pilar cuando se utilizaron pilares de zirconio (Zr) y CAD/CAM o colados de Co-Cr. Para esto, fue constituida una muestra de 64 implantes de conexión cónica con sus determinados pilares, los cuales se dividieron en cuatro grupos (Co-Cr (fresado, sinterizado por láser y calcinable) y Zirconia (fresado)) y fueron sometidos a fuerzas masticatorias y termociclador. Finalmente, los resultados mostraron que el material y la técnica de fabricación del pilar afectaron la magnitud del microgap implante-pilar con el siguiente orden, con microgaps más pequeños en pilares fresados con Co–Cr (0,69–8,39 $\mu$ m) seguido de pilares de Zr

(0,12–6,57 $\mu$ m), Co–Cr sinterizado (7.31–25.7 $\mu$ m) y fundido Co–Cr (1.68–85.97 $\mu$ metro). Los que una vez más deja en evidencia y permite establecer una similitud con los resultados del presente estudio donde son los pilares de cromo-cobalto sintetizados por láser (proceso de adición), los que arrojaron los resultados más bajos en cuanto a la resistencia de la filtración.

Al analizar la presencia de filtración de los tres tipos de pilares comparados en esta investigación, se logra identificar que los pilares que mayor presentaron filtración fueron los fabricados por técnica de sintetizado láser (cromo cobalto) seguidos por los pilares maquinados (Titanio) y finalizando con los prefabricados (Bio-horizons). Así las cosas, la literatura reporta estudios donde se analiza la filtración en pilares de titanio, entre los que cabe mencionar el realizado por Cavusoglu en el 2014 (48), que tuvo como propósito principal comparar las interfaces de pilares de zirconio y titanio cargados y no cargados con implantes de titanio mediante microscopía electrónica de barrido (SEM), para lo que se utilizaron 10 implantes divididos en dos grupos, encontrando que la interfaz pilar de zirconio/implante de titanio puede ser susceptible al desgaste del pilar, junto con una deformación del cuello del implante mayor que la asociada con la interfaz pilar de titanio/implante de titanio convencional bajo carga dinámica. Estos resultados no pueden ser comparados por la presente investigación pue no se incluyó el Zirconio como material para la fabricación del pilar, no obstante, deja el precedente de que el pilar de titanio fue mejor.

Años después, Fokas et al, (56) en el 2019 el cual evaluó las diferencias micromorfológicas entre las diferentes marcas comerciales de pilares de zirconio, titanio y oro para implantes dentales en términos de contacto estrecho con la superficie, para esto se usaron 3 implantes para cada grupo (para zirconio (Zr, Zr2, Zr3), titanio (Ti y Ti2) y oro (Gold 1, Gold 2) (56). Finalmente se encontró en los grupos de pilares confeccionado en titanio a nivel de la conexión cónica, ambos pilares tenían áreas de contacto estrecho (TC) extendido (Ti1 tuvo un TC medio de 83% a la izquierda y 85,9% a la derecha, mientras que Ti2 tuvo 100% y 99,6% de TC), mientras que a nivel de conexión cónica inferior se reportó un contacto estrecho nulo, salvo 1 pilar Ti1 que tenía algún contacto menor en el lado derecho. Este artículo no es comparable con la presenta investigación dado que no fue comparada la filtración con relación al zirconio y el oro, sin embargo; deja claro que los resultados de los grupos de titanio analizado por Fokas (56) no fueron los más favorables en cuanto a microfiltración respecta, además de no presentar significancia estadística.

Posteriormente en el año 2022 Ortega realizó una investigación in vitro con el objetivo de evaluar las propiedades mecánicas y funcionales de los pilares para implantes prefabricados de PEEK como una alternativa no metálica a los pilares de titanio, que presenta limitaciones estéticas y mayor dificultad para ser personalizados clínicamente (58). Para tal fin, fueron usados 48 pilares de implantes prefabricados con PEEK (n=24) o titanio grado 5 (n=24) a implantes MIS tipo M4 3,75×16 mm con un tornillo interno apretado a 25 Ncm, que posteriormente fueron sumergidos en azul de metileno al 2% solución durante 48 horas a 37°C con el fin de analizar el aflojamiento y la microfiltración de los pilares. Los resultados demostraron que los pilares de los implantes hechos de titanio fueron mejores en todas las pruebas mecánicas. Además, el 91,6% de los pilares de titanio no presentaron microfiltración, mientras que no hubo ningún pilar de PEEK sin microfiltración, una vez sometido a carga dinámica (P<.05). Estos resultados presentan diferencias con los de la presente investigación donde los pilares prefabricados son los mejor resultados arrojan en cuanto a la filtración, seguido por el titanio realizado por maquinado.

Aunque, es necesario mencionar que los pilares utilizados por Ortega (58) son de un material termoplástico ultraligero, utilizado primordialmente para reemplazar los componentes metálicos de los implantes dentales convencionales ofreciendo características como alto rendimiento, color blanco, respuesta biológica adecuada y resistencia a la fractura, un módulo elástico es de 3,6 GPa, similar al del hueso humano, y su resistencia a la tracción oscila entre 90 y 100 MPa (58), los cuales, según conclusión dada por Ortega, pueden ser adecuados para restauraciones provisionales a largo plazo, especialmente en el área anterior, en pacientes sin parafunción, mientras que los pilares prefabricados estudiados en la presente investigación son de Titanio (Ti-6Al-4V) correspondiente a la casa comercial Bio-horizons, los cuales al ser comparados con pilares de cromo-cobalto y titanio, presenta mejores resultados en lo que a la filtración respecta.

Otra investigación realizada por Buitrago en el 2018 (59), comparó la filtración de *Echerichia coli* (E. coli) en la interfase de implantes de conexión interna con pilares prefabricados y personalizados. La muestra obedeció a 9 e implantes (Osseotite® Tapered Certain®, 3i Biomet) que se dividieron en tres grupos según el tipo de pilar utilizado (Grupo 1 pilar prefabricado Provide®, Grupo 2 pilar personalizado Encode® Titanio, Grupo 3 pilar personalizado Encode® Zirconia). Evidenciando finalmente, que todas las muestras estaban colonizadas en diferentes proporciones, lo que se provocó por la filtración. Analizando a detalle este comportamiento, se logró identificar que el promedio del tamaño de la microbrecha en el grupo 1 fue de 3,68  $\mu\text{m}$ , en el grupo 2 de 10,42  $\mu\text{m}$  y en el grupo 3 de 9,70  $\mu\text{m}$ . Estos valores muestran que el grupo que resultó presentar mejor acople entre las partes fue el pilar prefabricado en titanio (59), evidenciándose la eficacia de los pilares prefabricados sobre la de los personalizados, lo que al ser comparado con esta investigación que presentó un comportamiento muy similar en sus resultados.

Ahora bien, al comparar el método de fabricación de los pilares como sustracción y adición, la literatura concuerda con que los métodos de adición, más específicamente, la técnica de sinterización láser en cromo cobalto arroja resultados desfavorables en cuanto al análisis de la filtración en la unión implante pilar (57), (55), por otro lado, está claro precisa que independientemente del tipo de método de fabricación de los pilares, fueron los prefabricados los que obtuvieron un mejor comportamiento, aunque sus resultados no repostaran diferencias estadísticamente significativas.

Dentro de las limitaciones del presente estudio se destaca la muestra limitada debido al costo extenso tanto de los implantes como de la fabricación personalizada de los pilares de cromo-cobalto y titanio de acuerdo con su proceso de adición y sustracción, lo que puede dar lugar a posibles sesgos o ausencia de significancia estadística es los resultados. Por otro lado, específicamente los pilares de cromo-cobalto presentaron inconvenientes desde el proceso de fabricación el cual se realizó en Bogotá directamente por su casa comercial, por lo que se asume que esta situación pudo haber afectado el rendimiento de dichas piezas en cuanto a la medición de la filtración estudiada.

## 7. Conclusiones

Al analizar la precisión de los pilares fabricados, con tecnología CAD/CAM, mediante la técnica de adición y sustracción correspondientes a procesos de sinterización laser y maquinado, se logra concluir que tuvo mejor comportamiento, en lo que a filtración respecta, el pilar de titanio maquinado que el de cromo-cobalto realizado mediante sintetización laser, sin presentar diferencias estadísticamente significativas.

La microfiltración de los aditamentos protésicos diseñados por el sistema CAD/CAM realizados por técnica de maquinado (proceso de sustracción) se presentó en el 11% de la muestra, mientras que la microfiltración de los aditamentos protésicos diseñados por el sistema CAD/CAM realizados por técnica de sinterización laser (proceso de adición) se presentó en el 16%.

Finalmente, se concluye que la filtración en la interfaz implante-pilar mostro ser similar en los métodos de fabricación estudiado, no obstante; los pilares prefabricaron demostraron poseer mejores capacidades para contrarrestar la filtración que los pilares personalizados de cromo-cobalto y titanio.

## 8. Recomendaciones

Se recomienda en futuros estudios, analizar una mayor muestra y realizar análisis de la discrepancia observada donde se pueda observar filtración de la interfaz.

También se sugiere ofrecer una muestra de estudio mucho mayor que pueda generar resultados más precisos con diferencias estadísticamente significativas.

### Referencias

1. Eklund S. Trends in dental treatment, 1992 to 2007. *Journal of the American Dental Association*. 2010 April; 141(4): p. 391-399.
2. Patel P, Lynch C, Sloan A, Gilmour A. Treatment planning for replacing missing teeth in UK general dental practice: Current trends. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2010 July; 37(7): p. 509-517.
3. Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. *Prótesis tejido-integradas. La oseointegración en odontología clínica*. Primera ed. Barcelona, España: Quintessence Pub Co; 1987.
4. Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1986 February; 55(22): p. 243-247.
5. Howe M, Keys W, Richards D. Long-term (10-year) dental implant survival: A systematic review and sensitivity meta-analysis. *Journal of Dentistry*. 2019 May; 84: p. 9-21.
6. Walker-Finch K, Ucer C. Five-year survival rates for implants placed using digitally-designed static surgical guides: a systematic review. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2020 April; 58(3): p. 268-276.
7. Buser D, Janner S, Wittneben J, Brägger U, Ramseier C, Salvi G. 10-Year Survival and Success Rates of 511 Titanium Implants with a Sandblasted and Acid-Etched Surface: A Retrospective Study in 303 Partially Edentulous Patients. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2012 December; 14(6): p. 839-851.
8. Rosa E, Deliberador T, De Lima Do Nascimento T, Kintopp C, Orsi J, Wambier L, et al. Does the implant-abutment interface interfere on marginal bone loss? A systematic review and meta-analysis. *Brazilian Oral Research*. 2019 June; 33: p. 1-23.
9. Pedrazzi V, Ribeiro R, Do Nascimento C, Miani P, Gonçalves R, Ribeiro R, et al. Leakage of Saliva Through the Implant-Abutment interface: in vitro evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2012 Mayo; 27(3): p. 551-560.
10. Nascimento C, Barbosa R, Issa J, Watanabe E, Ito I, Albuquerque R. Bacterial leakage along the implant-abutment interface of premachined or cast components. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2008 February; 37(2): p. 177-180.
11. Aloise J, Curcio R, Zorello M, Rossi L, Madeira A, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. *Clinical Oral Implants Research*. 2010 March; 21(3): p. 328-335.
12. Sasada Y, Cochran D. Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2017 December; 32(6): p. 1296-1307.
13. Hermann J, Buser D, Schenk R, Cochran D. Crestal Bone Changes Around Titanium Implants. A Histometric Evaluation of Unloaded Non-Submerged and Submerged Implants in the Canine Mandible. *Journal of Periodontology*. 2000 September; 71(9): p. 1412-1424.
14. Yi Y, Heo S, Koak J, Kim S. Comparison of CAD/CAM abutment and prefabricated abutment in Morse taper internal type implant after cyclic loading: Axial displacement, removal torque,

- and tensile removal force. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2019 December; 11(6): p. 305-312.
15. Fuster A, Albalat S, Alcañiz M, Peñarrocha M. CAD / CAM dental systems in implant dentistry: Update. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*. 2009 March; 14(3): p. 141-145.
  16. Lin L, Fang Y, Liao Y, Chen G, Gao C, Zhu P. 3D Printing and Digital Processing Techniques in Dentistry: A Review of Literature. *Advanced Engineering Materials*. 2019 March; 21(6): p. 1-28.
  17. Sbordone L, Bortolaia C. Oral microbial biofilms and plaque-related diseases: microbial communities and their role in the shift from oral health to disease. *Clinical Oral Investigations*. 2003 November; 7(4): p. 181-188.
  18. Größner B, Teichmann J, Hannig M, Dörfer C, Wenderoth D, Ott S. Modified implant surfaces show different biofilm compositions under in vivo conditions. *Clinical Oral Implants Research*. 2009 July; 20(8): p. 817-826.
  19. Gratton D, Aquilino S, Stanford C. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001 January; 85(1).
  20. Lee A, Wang H. Biofilm related to dental implants. *Implant Dentistry*. 2010 October; 19(5): p. 387-393.
  21. Zembic A, Sailer I, Jung R, Franz C. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clinical Oral Implants Research*. 2009 July; 20(8): p. 802-808.
  22. Zembic A, Bösh A, Jung R, Hämmerle C, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clinical Oral Implants Research*. 2012 October; 24(4): p. 384-390.
  23. Kapos T, Evans C. CAD/CAM Technology for Implant Abutments, Crowns, and Superstructures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014; 29(Supplement): p. 117-136.
  24. Vaidya P, Mahale S, Kale S, Patil A. Osseointegration- A Review. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*. 2017 January; 16(01): p. 45-48.
  25. Albrektsson T, Brånemark P, Hansson H, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 2009 July; 52(2): p. 155-170.
  26. Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *European Spine Journal*. 2001 October; Suppl 2(Suppl 2): p. S96-101.
  27. Viggiani P, Brito F, Uzcátegui G. Estudio del Comportamiento Biomecánico de un Implante Dental Considerando Variaciones en el Hueso de Soporte. *Computational Mechanics*. 2014 November;: p. 1-8.
  28. Almeida E, Freitas A, Rocha E, Pessoa R, Gupta N, Tovar N, et al. Critical Aspects for Mechanical Simulation in Dental Implantology Moratal D, editor.: *Finite Element Analysis: from biomedical applications to industrial developments*; 2012.

29. Smedberg J, Nilner K, Rangert B, Svensson S, Glantz S. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clinical Oral Implants Research*. 1996 March; 7(1): p. 55-63.
30. Duyck J. Biomechanical characterisation of in vivo load on oral implants Lovaina, Belgium: Thesis. Katholieke Universiteit Leuven; 2000.
31. Şahin S, Çehreli M, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *Journal of Dentistry*. 2002 November; 30(7-8): p. 271-282.
32. Sasaki K, Hannam A. Relationships Between the Size, Position, and Angulation of Human Jaw Muscles and Unilateral First Molar Bite Force. *Journal of Dental Research*. 1989 March; 68(3): p. 499-503.
33. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jörneús L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1991 Winter; 6(4): p. 413-417.
34. Koriath T, Chew C, Chung D. Effect of implant number on transverse bending moments during simulated unilateral loading of mandibular fixed-detachable prostheses. *The Journal of Oral Implantology*. 1998; XXIV(Two): p. 93-96.
35. Binderman I. Bone and biologically compatible materials in dentistry. *Current Opinions in Dentistry*. 1991 December; 1(6): p. 836-840.
36. Holmes D, Loftus J. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *The Journal of Oral Implantology*. 1997; 23(3): p. 104-111.
37. Burguete R, Johns R, King T, Patterson E. Patterson, Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1994 June; 71(6): p. 592-599.
38. Raico Y, Hidalgo I, Díaz A. Diferentes sistemas de pilares protésicos sobre implantes. *Revista Estomatológica Herediana*. 2011 Septiembre; 21(3): p. 159-165.
39. Holmes R, Bayne S, Holland G, Sulik W. Considerations in measurement of marginal fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989 October; 62(4): p. 405-408.
40. Tan K, Rubenstein J, Nicholls J, Youdelis R. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *The International Journal of Prosthodontics*. 1993 July; 6(4): p. 346-363.
41. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1991; 6(3): p. 270-276.
42. Mawhinney J, Connolly E, Claffey N, Moran G, Polyzois L. An in vivo comparison of internal bacterial colonization in two dental implant systems: Identification of a pathogenic reservoir. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2015 April; 73(3): p. 188-194.
43. Resende C, Castro C, Pereira L, Prudente M, Zancopé K, Davi L, et al. Influence of the prosthetic index into morse taper implants on bacterial microleakage. *Implant Dentistry*. 2015 October; 24(5): p. 547-551.

44. Larrucea C, Conrado A, Olivares D, Padilla C, Barrera A, Lobos O. Bacterial microleakage at the abutment-implant interface, in vitro study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2018 February; 20(3): p. 360-367.
45. Larrucea C, Jaramillo G, Acevedo A, Larrucea C. Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: In vitro study. *Clinical Oral Implants Research*. 2014 July; 25(9): p. 1078-1083.
46. Ranieri R, Ferreira A, Souza E, Arcoverde J, Dametto F, Gade-Neto C, et al. The Bacterial Sealing Capacity of Morse Taper Implant–Abutment Systems in Vitro. *Journal of Periodontology*. 2015 May; 86(5): p. 696-702.
47. Baggi L, Di Girolamo M, Mirisola C, Calcaterra R. Microbiological evaluation of bacterial and mycotic seal in implant systems with different implant-abutment interfaces and closing torque values. *Implant Dentistry*. 2013 August; 22(4): p. 344-350.
48. Cavusoglu Y, Akça K, Gürbüz R, Cavit M. A Pilot Study of Joint Stability at the Zirconium or Titanium Abutment/Titanium Implant Interface. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014 April; 29(2): p. 338-343.
49. Gassino G, Barone S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *The International Journal of Prosthodontics*. 2004 April; 17(2): p. 218-223.
50. Thakur J, Parlani S, Shivakumar S, Jajoo K. Precisión del ajuste marginal de un marco soportado por implantes fabricado por impresión 3D versus técnica de fabricación sustractiva: una revisión sistemática y un metanálisis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2021;(21).
51. Vizoso B. Estudio comparativo de la precisión de ajuste de pilares CAD/CAM mecanizados estándar y sinterizados láser sobre implantes con conexión externa e interna: (Tesis Doctoral). Universidad Complutense de Madrid. Madrid, España; 2018.
52. Vizoso B. Evaluación In Vitro de la Precisión de Ajuste de Pilares sobre Implantes con Conexión Hexagonal Interna: (Trabajo de Investigación Máster en Ciencias Odontológicas). Universidad Complutense de Madrid; 2012.
53. Kim D, Kim J, Kim H, Kim W. Comparasion and evaluation of marginal and internal gaps in cobalt-chromium alloy copings fabricated using subtractive and additive manufacturing. *Journal of Prosthodontic Research*. 2018 January; 62(1): p. 56-64.
54. Schweiger J, Güth J, Erdelt K, Edelhoff D, Schubert O. Internal porosities, retentive force, and survival of cobalt-chromium alloy clasps abricated by selective laser-sintering. *Journal of Prosthodontic Research*. 2020 April; 64(2): p. 210-216.
55. Molinero P, Rocuzzo A, Yilmaz B, Hang G, Pow E, Del Río J, et al. Evaluación de microfiltraciones de pilares CAD-CAM Cobalto-Cromo y Zirconia sobre un implante dental de conexión cónica: un estudio comparativo in vitro. *Clinical Oral Implants Research*. 2022 Julio; 33(9): p. 945-958.
56. Fokas G, Chronopoulos V, Janda M, Mattheos N. Differences in micromorphology of the implant-abutment junction for original and third-party abutments on a representative dental implant. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019 January; 121(1): p. 143-150.
57. Molinero P, Cascos R, Yilmaz B, Hang W, Nang E, Del Río J, et al. Effect of fabrication technique on the microgap of CAD/CAM Cobalt/Chrome and Zirconia Abutments on a conical connetion implant: an In Vitro study. *Materials*. 2021 April; 14(9).

58. Ortega J. Evaluación in vitro de pilares de implantes de titanio y PEEK: evaluaciones de Aflojamiento de Tornillos y Microfiltraciones Bajo Condiciones Dinámicas Pruebas Mecánicas. *Revista de Odontología Protésica*. 2022; 127(3): p. 470-476.
59. Buitrago A, Sarmiento M, Serrano C, Henao S. Evaluación de la colonización bacteriana de la interfase implante-pilar en implantes de conexión interna: estudio piloto. *Acta Odontológica Colombiana*. 2018 Diciembre; 8(2): p. 41-51.
60. Souza R, Barbosa I, Lattuf D, Larsson A, Nannmark U, Lauria L. In Vitro Analysis of the Implant-Abutment Interface Connection and Bacterial Infiltration in Two Extraoral Implant Models. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2020 February; 35(1): p. 63-69.
61. Costa G, Ferreira E, De Oliveira A, Peruzzo D, Joly J, Napimoga M. Microbiological Sealing Analysis of a Tapered Connection and External Hexagon System. *International Journal of Dentistry*. 2017 February; 2017.
62. Hernández R, Fernández C, Baptista P. *Metodología de la Investigación*. 6th ed. México D.F.: McGraw-Hill Education; 2014.
63. Microfiltración de la interfaz pilar protésico/implante con conexión interna y externa.in vitro estudiar.
64. Yildirim B. Effect of porcelain firing and cementation on the marginal fit of implant-supported metal-ceramic restorations fabricated by additive or subtractive manufacturing methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020 October; 124(4): p. 476.e1-476.e6.

## Apéndices

### Apéndice A. Operacionalización de variables

Variable	Definición conceptual	Definición operaria	Naturaleza	Escala de medición	Categorías
<b>MicroFiltración marginal</b>	Dicho de un líquido: Penetrar a través de un cuerpo sólido.	Mediante un microscopio electrónico de magnificación Esteromicroscopio, y observar la penetración del colorante entre el implante y el pilar.	Cualitativo	Nominal	Si (1) No (2)
<b>Método de fabricación del pilar</b>	Pieza que sirve de unión entre el implante y la corona.	Proceso de fabricación utilizado en el tipo de pilar con respecto al implante	Cualitativa	Nominal	1. Pilar CAD/CAM, Maquinado 2. Pilar CAD/CAM Sinterizado laser

**Apéndice B. Instrumento**

**Título:** ANÁLISIS IN VITRO DE LA PRECISIÓN DE AJUSTE DE PILARES FABRICADOS POR TECNICA DE SUSTRACION VERSUS TECNICA DE ADICION SOBRE IMPLANTES, COMPARACIÓN DE MICROFILTRACIÓN

**Investigador:** \_\_\_\_\_ **C.C.:** \_\_\_\_\_

**Fecha de elaboración:** \_\_\_\_\_ **Hora:** \_\_\_\_\_

**Lugar:** \_\_\_\_\_

PILAR PRE-FABRICADO			
ID	TIPO DE PILAR	FILTRACION	
		SI	NO
11	1		
12	1		
13	1		
14	1		
15	1		
16	1		
PILAR POR TECNICA DE SUSTRACCION			
ID	TIPO DE PILAR	FILTRACION	
		SI	NO
21	2		
22	2		
23	2		
24	2		
25	2		
26	2		
PILAR POR TECNICA DE ADICION			
ID	TIPO DE PILAR	FILTRACION	
		SI	NO
31	1		
32	1		
33	1		
34	1		
34	1		
36	1		

**Observaciones:** \_\_\_\_\_

**Apéndice C. Plan de Análisis Estadístico***Análisis Estadístico Univariado*

<b>Variable</b>	<b>Naturaleza</b>	<b>Prueba estadística</b>
<b>MicroFiltración Marginal</b>	Cualitativa	Porcentaje y/o frecuencia
<b>Método de fabricación del pilar</b>	Cualitativo	Porcentaje y/o frecuencia

*Análisis estadístico Bivariado*

<b>Variable Independiente</b>	<b>Variable Dependiente</b>	<b>Naturaleza categoría</b>	<b>Prueba estadística</b>
<b>Microfiltración marginal</b>	Método de fabricación del pilar	Cualitativa/cualitativa	Chi 2 / Exacto de Fisher