



UNIVERSIDAD
NACIONAL
DE LA PLATA

CARRERA DE MAESTRÍA EN IMPLANTOLOGÍA ORAL

TESIS DE MAGISTER

**“ESTUDIO COMPARATIVO DE LA ADHERENCIA DE *PREVOTELLA*
INTERMEDIA EN IMPLANTES DE PEEK FRESADOS E IMPRESOS
MEDIANTE IMPRESORAS 3D”.**



MAESTRANDA: Od. BÁRBARA LAZO IVANOV

DIRECTOR: Prof. Dr. CÉSAR LUCHETTI

CODIRECTOR: Prof. Dr. EZEQUIEL ESCUDERO GIACCHELLA

AÑO: 2024

Resumen:

Los implantes dentales son una solución popular para la sustitución de piezas dentarias perdidas. Tradicionalmente, se han fabricado de materiales como el titanio, pero en los últimos años, el Poliéter-eter-cetona (PEEK) ha ganado interés como material para implantes debido a sus propiedades biocompatibles y su capacidad para ser procesado mediante fresado y técnicas de impresión 3D. El PEEK es un polímero termoplástico que ofrece numerosas ventajas para su uso en odontología. Es resistente al desgaste, tiene una alta resistencia mecánica y es biocompatible, lo que reduce el riesgo de rechazo del implante por el cuerpo. En relación a los métodos de fabricación pueden ser fresados (torneados) o impresos a través de tecnología 3D. El fresado es un proceso de fabricación sustractivo que implica cortar un bloque sólido de material para crear el implante deseado. Los implantes de PEEK fresados se fabrican utilizando fresadoras CNC (control numérico por computadora) que permiten una alta precisión y personalización. La impresión 3D es una técnica aditiva que construye el implante capa por capa a partir de un modelo digital. Esta tecnología ha avanzado significativamente y permite la fabricación de implantes personalizados con alta precisión. *Prevotella intermedia* es una bacteria anaerobia que se encuentra comúnmente en la cavidad oral y está asociada con enfermedades periodontales y periimplantarias. La adherencia bacteriana sobre el peek puede ser diferente de acuerdo al método de fabricación del implante y ser un factor crítico relacionado a la duración y el éxito del implante, ya que puede llevar a infecciones y fracasos. El propósito del siguiente trabajo fue comparar la Adherencia de *Prevotella intermedia* en Implantes de PEEK Fresados e Impresos mediante Impresoras 3D. Para esto, se trabajó in vitro con 10 implantes de Peek fresados y 10 implantes de Peek impresos en el laboratorio de Microbiología de la FOLP. Los resultados obtenidos indicaron que los **implantes fresados** tienden a tener una menor adherencia bacteriana en relación a los conseguidos mediante impresión 3D debido a su superficie más uniforme y lisa. El conocimiento de nuevos materiales biocompatibles e implantables, sus superficies y el comportamiento bacteriano sobre cada uno, contribuyen a la evolución de la implantología oral.

Palabras clave: Implantes, Peek, Fresadora, Impresora 3D, Adhesión, *Prevotella Intermedia*.

Abstract:

Dental implants are a popular solution for replacing lost teeth. Traditionally, they have been made from materials such as titanium, but in recent years, Polyether-ether-ketone (PEEK) has gained interest as a material for implants due to its biocompatible properties and its ability to be processed by milling and 3D printing techniques. PEEK is a thermoplastic polymer that offers numerous advantages for use in dentistry. It is wear-resistant, has high mechanical strength, and is biocompatible, which reduces the risk of implant rejection by the body. Regarding manufacturing methods, they can be milled or printed through 3D technology. Milling is a subtractive manufacturing process that involves cutting a solid block of material to create the desired implant. Milled PEEK implants are fabricated using CNC (computer numerical control) milling machines that allow for high precision and customization. 3D printing is an additive technique that builds the implant layer by layer from a digital model. This technology has advanced significantly and allows for the fabrication of highly precise custom implants.

Prevotella intermedia is an anaerobic bacterium commonly found in the oral cavity and is associated with periodontal and peri-implant diseases. Bacterial adhesion on PEEK may vary depending on the manufacturing method of the implant and can be a critical factor related to the duration and success of the implant, as it can lead to infections and failures. The purpose of the following work was to compare the adhesion of *Prevotella intermedia* on milled PEEK implants and those printed using 3D printers. For this, an in vitro study was conducted with 10 milled PEEK implants and 10 3D printed PEEK implants in the Microbiology laboratory of FOLP. The results indicated that milled implants tend to have lower bacterial adhesion compared to those obtained by 3D printing due to their more uniform and smooth surface. The knowledge of new biocompatible and implantable materials, their surfaces, and bacterial behavior on each contributes to the evolution of oral implantology.

Key words: Implants, PEEK, Milling, 3D Printer, Adhesion, *Prevotella Intermedia*.

Agradezco la colaboración recibida en este trabajo a:

Las autoridades de la Facultad de Odontología, Dr. Gabriel Lazo y Dra. María Mercedes Medina quienes en más de una oportunidad me infundieron ánimo para lograr el objetivo propuesto.

Al Director de la tesis Dr. Cesar Luchetti quien me dedicó su tiempo y sabiduría.

A mi Querido Codirector Dr. Ezequiel Escudero Giacchella, quien me acompañó y ha sido mi pilar y guía en todo este proceso de mucho esfuerzo. Y también, quien desde la Facultad de Odontología puso a disposición el laboratorio de Microbiología.

A mis padres, Sergio y Marcela, quienes siempre fueron mis ejemplos a seguir, nunca dejaron de apoyarme e impulsarme en todo momento para poder lograr mis sueños.

A mi amigo, Manuel Macias, de quien aprendí muchísimo. Le agradezco por todo el cariño y el apoyo incondicional durante todos estos años.

A mi gata, Lia alias Lili, que estuvo a mi lado en todo momento mientras yo escribía ésta tesis.

Y a todos aquellos que de una u otra manera me han motivado para realizar esta investigación.

ÍNDICE

1- Marco conceptual	Pág.1-14
1.1- Antecedentes	Pág.1-3
1.2- Poliéter éter cetona (Peek)	Pág.3-5
1.2.1- Incorporación de materiales bioactivos al PEEK	Pág.5
1.3- Métodos de fabricación	Pág.6
1.4- Técnicas de procesamiento	Pág.6-12
1.4.1 Por adición	Pág.6-10
1.4.2- Tecnología sustractiva	Pág.10-12
1.5- Características del biofilm oral	Pág.12-14
1.5.1- Género Prevotella	Pág.13-14
2- Hipótesis	Pág.15
3- Objetivos	Pág.15
3.1- Objetivo general	Pág.15
3.2- Objetivos específicos	Pág.15
4- Materiales y métodos	Pág.16-29
4.1- Diseño metodológico	Pág.16
4.2- Obtención de Implantes de Peek fresados/torneados	Pág.16-17
4.3- Producción de implantes Peek impresos	Pág.17-19
4.4- Régimen de esterilización	Pág.19
4.5- Elementos utilizados y actividades desarrolladas en laboratorio	Pág.20-21
4.5.1- Activación de la cepa bacteriana	Pág.21-25
4.5.1.a- Caldo nutritivo	Pág.21-23
4.5.1.b- Técnica de Gram	Pág.23-24
4.5.1.c- Agar sangre: componentes	Pág.25
4.5.2- Métodos de siembra	Pág.26-28
4.5.3- Lectura macro y microscópica de UFC	Pág.28-29
5- Aspectos éticos del estudio	Pág.30
6- Resultados	Pág.31-35

6.1- Análisis macroscópico	Pág.31-33
6.2- Análisis microscópico	Pág.34-35
7- Discusión	Pág.36-37
8- Conclusiones	Pág.38
9- Anexo de Pruebas Estadísticas	Pág.39
10- Bibliografía	Pág.40-43

1- MARCO CONCEPTUAL:

A lo largo de los años, se han investigado un sinnúmero de materiales con la objetivo de utilizarlos para la confección de rehabilitaciones protéticas e implantológicas, que cumplieran con ciertas expectativas y que reunieran una serie de propiedades ideales que pudieran garantizar mayores probabilidades de éxito.

Los materiales que se han usado para la fabricación de las prótesis e implantes dentales han ido variando a lo largo del tiempo. Desde las primeras sustituciones con marfil e incluso dientes naturales humanos y de animales, hasta los materiales y técnicas más actuales e innovadoras que disponemos en la actualidad.¹⁻²

1.1- Antecedentes:

Las aleaciones que se emplean en odontología deben tener una serie de propiedades y características generales entre las que destaca la biocompatibilidad, entendiéndose a esta como la capacidad de un material para no interferir ni degradar el medio biológico en el cual son utilizados, no deben ser tóxicos, ni alergénicos, ni irritantes, ni tampoco cancerígenos.¹⁻²

Por ejemplo, las aleaciones de níquel-cromo son ampliamente utilizadas para la confección de puentes y para la confección de la estructura metálica de las prótesis parciales removibles. Aunque todos los metales pueden ser potencialmente alergénicos, hay algunos que pueden serlos más que otros, como por ejemplo el níquel.¹⁻² Se estima que aproximadamente el 4,5% de la población presenta sensibilidad al níquel. Las aleaciones cromo-cobalto se emplean para la realización de la estructura metálica de las prótesis removibles, los arcos y aparatología en ortopedia facial, para la confección de coronas y puentes recubiertos de cerámica, así como para prótesis sobre implantes.¹⁻²

Otro ejemplo, es el uso médico del titanio puro y las aleaciones de titanio, este se ha incrementado notablemente en los últimos 30 años.³ En la actualidad el titanio se emplea para confeccionar implantes dentales, alambres ortodóncicos, postes, pins, instrumentos médico-quirúrgicos y de endodoncia, prótesis parciales removibles y prótesis sobre implantes. El material por excelencia en la historia de la implantología

hasta el día de hoy, era el titanio, pero una de las principales problemáticas que presenta, es el colado a altísimas temperaturas de fusión y su fuerte tendencia a oxidarse, además de un significativo riesgo de corrosión cuando se combina con otras aleaciones y la degradación de la superficie del implante en contacto con el medio biológico muy corrosivo pueden acarrear un aumento de los iones o de las partículas tóxicas y/o inmunogénicas. Tiene otras complicaciones, como, por ejemplo, al no ser estético, tiñe el margen gingival subyacente en aquellos casos en los que el paciente presenta un biotipo fino, el módulo de elasticidad del titanio es más alto que el del hueso y esto puede causar la reabsorción ósea. Este fenómeno es conocido como 'blindaje de estrés'. Además, ha habido casos de alergia al titanio en pacientes en los que se han colocado estos implantes dentales.³

El zirconio es otro de los materiales que debido a sus propiedades biocompatibles y su resistencia a la corrosión se presenta como otra alternativa.³ Se utiliza ampliamente en odontología para la fabricación de implantes dentales y coronas debido a su color blanco natural, que se asemeja al de los dientes. También, es empleado en odontología estética, en prótesis ortopédicas y dispositivos médicos entre otros. Sin embargo, presenta algunas desventajas como su fragilidad, su limitación en espacios estrechos y costo.

La reciente gran demanda en odontología de materiales más biocompatibles y libres de metales, sumado al aumento significativo de la sensibilidad, efectos adversos, y las alergias a las aleaciones metálicas por parte de los pacientes junto con las exigencias a nivel estético, contribuyen a buscar e investigar nuevos materiales.¹⁻²

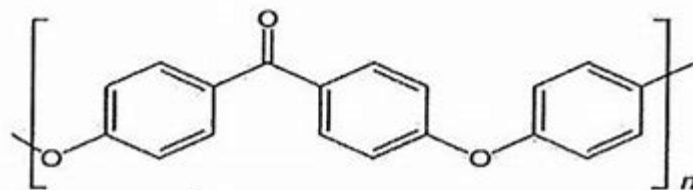
A nivel químico, los materiales deben de ser insolubles en los fluidos orales y en cualquier otro fluido que pueda tomar el paciente. En cuanto a las propiedades mecánicas, el módulo elástico de los materiales, así como su resistencia debe de ser alto, para así resistir a las fuerzas masticatorias. El límite elástico de los materiales debe ser también alto, ya que de este modo se previene que el material sufra deformaciones permanentes. También deben tener estabilidad dimensional, así como resistencia a la abrasión. A nivel estético, los materiales de restauración en prótesis deben de tener una translucidez adecuada para así imitar lo mejor posible a los tejidos orales, ya sean

dientes o encía. Por otra parte, deberán tener buena capacidad de pulido y estabilidad del color.

El desarrollo de nuevos e innovadores materiales, como lo son los polímeros de alto rendimiento Poliéter éter cetona (Peek) abren un amplio abanico terapéutico a nivel odontológico.⁴⁻⁵ Se presentan como materiales alternativos a las aleaciones metálicas y de zirconio que se utilizan hoy en día de forma sistemática para la fabricación de estructuras, aditamentos y prótesis de sustitutos dentales fijos y removibles.³⁻⁶⁻⁷

1.2- Poliéter éter cetona (Peek)

El material Peek ($-C_6H_4-O-C_6H_4-O-C_6H_4-CO-$) (poliéter-éter-cetona) de la familia de las poliarileter cetonas, es un polímero termoplástico semicristalino lineal poliaromático, cuya unidad monomérica es el éter-éter-cetona y que a través de la reacción de dialquilación de los grupos bisfenolatos, forma el polímero (poliéter-étercetona). El PEEK tiene un esqueleto molecular aromático con combinaciones de cetona ($-CO-$) y éter ($-O-$) como grupos funcionales entre los anillos arilos.⁸



Dibujo 1. Representación química del Peek

Éste posee propiedades biológicas y mecánicas que permiten su aplicación clínica. De hecho, su popularidad en el campo de la odontología se debe a sus propiedades únicas, ya que es químicamente resistente e inerte a la mayoría de los ácidos y las bases, posee buena estabilidad dimensional (baja dilatación térmica) y un bajo coeficiente de expansión lineal, conserva sus propiedades mecánicas a altas temperaturas (500 °C), por lo tanto en el sector quirúrgico destaca porque su resistencia a altas temperaturas es clave a la hora de someterlo a procesos de esterilización sin que sufra ningún tipo de degradación, Puede soportar hasta 3.000 ciclos de esterilización en autoclave (ISO11357: 343 °C).⁸

Presenta dureza y resistencia comparable al acero inoxidable siendo más ligero, más eficaz y menos costoso que cualquier aleación metálica o de zirconio, tiene marcada

resistencia al agrietamiento por tensión, estrés, fricción, torsión, no se corroe y mantiene su constitución química y sus cualidades en ambientes húmedos, por lo que lo convierte en un material ideal para ser utilizado en la cavidad bucal. No tiene conductividad térmica ni eléctrica.⁸

Es radiolúcido, por lo cual no produce artefactos a la exploración por rayos X, y es agradable a los escáners.⁸ Posee módulo de elasticidad comparable al hueso cortical, por lo que es un material resistente capaz de absorber las cargas masticatorias y que no actúa como concentrador de cargas, sino que se comporta distribuyendo uniformemente las mismas.⁸⁻⁹ Los metales en general son más rígidos, con lo que pueden concentrar las tensiones que reciben y distribuirlas de forma no homogénea, lo que provoca que algunas zonas del hueso tengan exceso de carga y se produzca una esclerosis en esa zona y otras se debiliten y se descalcifiquen por descenso de la carga que deberían recibir.¹⁰⁻¹¹

Todas estas características anteriormente mencionadas le otorgan una vida útil amplia, reduciendo significativamente la necesidad de reemplazos frecuentes, y logrando mantener sus propiedades a lo largo del tiempo, para así garantizar resultados a largo plazo. Además, se presenta en la naturaleza con un color canela semejante al del diente natural, por lo tanto, puede personalizarse para lograr una estética dental excepcional.¹² Le otorga mayor confort al paciente por su ligereza y baja densidad (ISO 1183: 1,32 g/cm³).¹⁻⁸

El Peek es un material insoluble en agua y de alto rendimiento ampliamente extendido en el mundo industrial que, poco a poco, se ha ido introduciendo en el mundo de la biomedicina. Fue patentado en 1981 como material de implantación y aceptado en 1990 por la FDA (Food and Drug Administration, EEUU).⁸ Es un material biocompatible que no provoca una reacción inmune en el cuerpo humano, no ocasiona reacciones adversas de ningún tipo en el organismo.

Es considerado el material más biocompatible y menos tóxico para la cavidad bucal.

Estas peculiaridades hacen del Peek la solución ideal para prótesis sobre implantes.

Debido a sus buenas cualidades y contrastada experiencia en el ámbito médico, ya hay más de tres millones de diferentes implantes de Peek colocados en humanos, sin tener

ningún efecto secundario constatado ni rechazo. En los últimos años, se comenzó a aplicar en el campo odontológico, en especial en el ámbito implantológico y en prótesis implanto soportadas. Para su uso también ha influido la gran demanda de los pacientes que no aceptan metales en su boca, por alergias producidas por las distintas aleaciones utilizadas en las construcciones de las prótesis dentales y los implantes.

1.2.1- Incorporación de materiales bioactivos al PEEK.

La compatibilidad del polímero con materiales bioactivos, como HA (hidroxiapatita), cuyo módulo elástico puede llegar a los 12 GPaCFR (fibra de carbono reforzada), cuyo módulo elástico puede llegar a los 18 GPa. La aparición del PEEK reforzado con fibra de carbono se empezó a utilizar en medicina para la fijación de fracturas. El módulo de elasticidad de PEEK también se puede adaptar para que coincida estrechamente con el hueso cortical o la aleación de Ti mediante compuestos reforzados con fibra de carbono (CFR) con longitudes y orientaciones de fibra variables. CFR-PEEK ha sido de gran interés para el sector de implantes médicos debido a su versatilidad, compatibilidad con las tecnologías de diagnóstico por imágenes, excelentes propiedades mecánicas y biocompatibilidad.⁸⁻¹²

A continuación, se muestra una tabla comparando los módulos elásticos de diferentes materiales entre los que se encuentra el PEEK no modificado, así como el PEEK modificado, y tejidos como el hueso, la dentina y el esmalte.

MATERIAL	MÓDULO ELÁSTICO (GPa)
Titanio	110
Cromo-Cobalto	180-210
Circonio	210
Porcelana	68,9
PMMA	3-5
PEEK	3-4
CFR-PEEK	18
Endolign®	150
GFR-PEEK	12
Hueso Cortical	14
Hueso Esponjoso	1,34
Esmalte	40-83
Dentina	15-30

1.3- Métodos de fabricación

En cuanto a los métodos de fabricación de implantes odontológicos de Peek pueden obtenerse por medio de fresado o ser impresos mediante aparatología 3D.¹³ Los primeros son digitalizados y conformados en seco fraccionando una barra cilíndrica, mientras que para producir los segundos es necesario la utilización de Peek en filamento de 1.75 de diámetro y someterlo a una temperatura de 400° C, para que el material fluya a través de los extrusores de la impresora.

1.4- Técnicas de procesamiento

Los implantes de Peek Fresados representan una opción interesante en la odontología moderna, tienen más tiempo de prueba que los implantes impresos con aparatología 3D, ya que se han realizado numerosos estudios sobre su eficacia con resultados sumamente positivos. Aunque, tienen una desventaja, su método de producción mediante Fresado mecanizado es más costoso.

Con el advenimiento de las impresoras 3D, estos mismos implantes pueden ser fabricados por esta tecnología, de una manera más económica y aprovechando al máximo la materia prima.

Sin embargo, se desconocen las diferencias en las superficies generadas por cada método de fabricación, en cuanto a la susceptibilidad de las mismas al ser colonizadas por bacterias.

A continuación, se describirán brevemente las características más relevantes de las tecnologías por adición (3D) y por fresado.

1.4.1- Por adición: (Modelado por deposición fundida).

La impresión 3D, o fabricación aditiva, permite la construcción capa por capa de piezas de PEEK. Esta tecnología es particularmente adecuada para la creación rápida de prototipos y la producción personalizada, lo que permite diseños que son difíciles de lograr con métodos tradicionales.¹⁴⁻¹⁵

La manufactura aditiva es un proceso de fabricación en el que se superponen capas de material para construir una pieza.¹⁵ Este proceso varía según cada tecnología y el tiempo

de impresión depende directamente del tamaño de la pieza que se desee imprimir y del diseño de la misma, además, la mayoría requiere de un post-procesamiento para alcanzar el acabado deseado.

A diferencia de los procesos tradicionales, el moldeo por deposición fundida tiene muy pocas restricciones. Puesto que la complejidad de las partes no afecta al costo de la producción y el proceso no requiere moldes ni fundición, las imposiciones son muy pocas, aparte de la necesidad de garantizar que la cantidad de material empleado para crear una pieza sea la mejor para el funcionamiento de la misma, y que el diseño se optimice de acuerdo con el sistema de fabricación aditiva empleado. No es preciso tener en cuenta la posición de las líneas de junta que presentan las superficies de las piezas de moldeo y fundición allí donde se unen los componentes creados por las herramientas o moldes. La libertad de diseñar según los requisitos del cliente y no en función de las limitaciones de fabricación también implica que el diseño de componentes estructurales puramente funcionales puede optimizarse para evitar el uso de material innecesario, reduciendo así el peso del producto. Hoy en día existen más de veinte tipologías de impresoras 3D que trabajan con distintos principios de funcionamiento, distintos materiales (metales, polímeros, cerámicas, vidrio, etc), y distintos formatos de los mismos (polvo, resinas líquidas, filamento, etc).¹⁵⁻¹⁶ Algunas de las más utilizadas son las siguientes:

- Fotopolimerización (VAT photopolymerization). Consiste en la solidificación de una resina líquida contenida en una cubeta, y a medida que se van generando las capas, la pieza queda adherida a una plataforma que emerge de la cubeta. En general se necesita un proceso de post-curado con luz ultravioleta para dar terminación a la pieza. Si la solidificación se realiza mediante un láser selectivo el proceso se denomina esterolitografía (SLA), y si es mediante una pantalla que ilumina la resina en determinados sectores se denomina procesamiento digital por luz (DLP). - Fusión de capa de polvo (Powder Bed Fusion). Sobre una plataforma se dosifica una fina capa de polímero en polvo que es solidificada selectivamente mediante un láser. Una vez finalizada la primera capa, la plataforma desciende un nivel y se vuelve a dosificar material para generar la segunda capa, y así sucesivamente hasta finalizar la pieza. Este proceso se denomina sinterizado láser selectivo (SLS).¹⁶⁻¹⁷

- Inyección de material (Material Jetting). El cabezal de la impresora inyecta una lluvia de gotas de fotopolímero en estado líquido sobre una plataforma, y a medida que se desplaza depositando las gotas realiza el curado de las mismas con luz UV. Esta tipología de impresora permite generar materiales digitales mediante la selección de distintos porcentajes y combinaciones de tintas con las que se puede construir una pieza completa en una sola impresión.

- Inyección de aglutinante (Binder Jetting). Se dosifica sobre una plataforma una fina capa de polvo de polímero, y las partículas son unidas mediante un aglutinante que es extruido por una boquilla. El proceso permite imprimir piezas con variedad de colores, pero no son piezas con alta resistencia mecánica.

- Extrusión de material (Fused Deposition Modeling). El material en formato de filamento es empujado hacia el cabezal donde se funde a la temperatura adecuada y, siguiendo el diseño de la pieza, se va depositando mediante una boquilla sobre una plataforma. Una vez finalizada la primera capa el cabezal asciende un nivel para construir la segunda y así sucesivamente hasta finalizar la pieza. Según el sistema de coordenadas que guía los movimientos del cabezal de impresión y la plataforma mediante motores paso a paso, nos encontramos con tres tipos de impresoras FDM: cartesianas (que trabajan con las coordenadas X, Y, Z donde el cabezal se mueve en los ejes X, Z y la plataforma en el eje Y), xy (que trabajan con las coordenadas X, Y, Z donde el cabezal se mueve en los ejes X, Y y la plataforma en el eje Z) y delta (que trabajan con coordenadas polares determinadas por distancias y ángulos, donde el cabezal se encuentra suspendido de tres brazos que realizan los movimientos y la plataforma es fija). El proceso de impresión comienza con la puesta a punto de la máquina que puede ser manual, semiautomática o automática (calibración de la plataforma y enhebrado del filamento en la máquina), y luego, para seleccionar el archivo digital a imprimir, se utiliza una tarjeta SD, un cable a la PC o por WIFI. Inicialmente la impresora levanta las temperaturas indicadas en la plataforma y en el cabezal donde se funde el filamento, pero para polímeros de ingeniería como el PEEK se requiere, además, que la cabina de impresión se encuentre calefaccionada. Una vez alcanzadas las temperaturas previamente seteadas, los motores comienzan a empujar el filamento a través del cabezal (donde se calefacciona el conducto por donde pasa el polímero), y éste sale fundido por una boquilla de $\varnothing 0,4$

(medida de boquilla estándar). Allí se realiza un cambio dimensional del material suministrado que se encuentra en un carretel en formato de filamento de $\varnothing 1,75$ o $\varnothing 2,85$ para salir fundido por la boquilla de $\varnothing 0,4$. Este diámetro final (junto a la altura de capa) determinarán la calidad de definición del implante. Luego los motores van moviendo el cabezal y la plataforma siguiendo el diseño de la pieza, el cabezal dibujará la primera capa sobre la plataforma (ésta se irá solidificando), y luego subirá un nivel para imprimir una segunda capa, y así sucesivamente hasta terminar la pieza. Para imprimir un implante, primero se debe generar su modelo digital utilizando un programa CAD que permita exportarlo en formato STL. Luego, para ser impreso, se deben configurar los parámetros de impresión con softwares específicos que convierten la información en un G-CODE listo para ejecutar. Algunos de los parámetros de impresión son los siguientes: - Altura de capa: este parámetro determina la calidad general; se suelen utilizar valores entre 0,1mm y 0,3mm, aunque pueden utilizarse otros de diferentes tamaños de boquilla. - Grosor de pared: determina el grosor de las paredes de la pieza; se utiliza un múltiplo del tamaño del diámetro de la boquilla (0,4mm), utilizando 0,8mm se generarán 2 perímetros. - Grosor de base y tapa: determina el grosor y la cantidad de capas que tendrá la pieza en su base y tope; los valores óptimos son 5 capas. - Densidad: en general se utilizan valores entre 10% y 25%, aumentando el tiempo de impresión y la resistencia final de la pieza. - Velocidad: es un valor que depende del resto de las configuraciones; por regla general, a menor velocidad se logra mejor terminación y calidad, pero dependerá de la morfología y tamaño de la pieza, como así también del tipo y calidad de filamento que se utilice. - Boquilla: este valor se otorga según la boquilla que tiene la máquina, pero se puede cambiar, modificando el diámetro de extrusión. - Temperatura de extrusores: es necesaria su configuración según el material utilizado y las temperaturas que indica en la ficha técnica para poder fundirlo; a mayor temperatura, mayor fluidez y tiempo de enfriado. - Temperatura en la plataforma: este valor permite mejorar la adherencia de la primera capa de impresión a la plataforma, evitando que se mueva la pieza y tenga deformaciones o fallas. - Soporte: permite generar estructuras debajo de los sectores en voladizo que tenga la pieza (en general con ángulos de más de 45 grados) evitando que se deforme la pieza. - Adherencia: se pueden seleccionar una serie de opciones que suman material a la primera capa impresa para generar mayor superficie de contacto entre la pieza y la plataforma. Actualmente, el proceso de

fabricación aditiva de implantes dentales con PEEK se encuentra en búsqueda de parámetros óptimos que permitan generar implantes con las características adecuadas. Las investigaciones parten de la información técnica del material para comenzar a imprimir: filamento de Ø1,75 mm con T° de impresión: 390-410 °C y T° en cama de 100-120°C. Pero estas características deben ajustarse al equipo específico donde se desea realizar la impresión y al diseño del implante.¹⁸

VENTAJAS	DESVENTAJAS
<ul style="list-style-type: none"> - Reduce costos de producción. Más accesible. -Aprovechamiento de la materia prima en su totalidad. - Impacto positivo en costos de producción a largo plazo. - Permite la fabricación de implantes dentales personalizados. - Es capaz de reproducir estructuras internas y geometrías intrincadas que no son posibles con otros métodos de fabricación. - Tiempos de producción más cortos. Reduce plazos de entrega y optimiza el flujo de trabajo. - Ofrece una mayor facilidad para realizar cambios y ajustes en el diseño. Sólo se requiere modificar el archivo digital antes de imprimir una nueva versión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Procedimiento de fabricación de implantes con menos tiempo de prueba. -No hay abundante disponibilidad comercial. - La calidad de la impresión puede variar según la calibración que se determine. - Los cambios de temperatura llevados a cabo durante la fundición pueden ocasionar deformaciones en el material. - Puede tener ciertas limitaciones en cuanto a la resolución de detalles minuciosos. - El material obtenido resulta más poroso.

Cuadro 1. Beneficios e inconvenientes de los implantes de Peek impresos.

1.4.2- Tecnologías sustractivas: fresado/torneado por control numérico:

La realización de implantes de PEEK mediante CNC es un proceso sofisticado que combina tecnología avanzada y materiales de alta calidad.

El mecanizado CNC (Control Numérico por Computadora) es una técnica de fabricación sustractiva adecuada para el procesamiento preciso de materiales PEEK. Las máquinas

CNC pueden realizar operaciones de fresado, torneado, taladrado y otras para crear geometrías complejas.

El proceso de mecanizado de PEEK está regulado con precisión por un sistema informático especializado, que mejora la fiabilidad y la uniformidad del proceso al reducir la posibilidad de errores humanos. Los requisitos dimensionales y de características de las piezas de PEEK determinan la selección de una máquina multieje, mientras que se necesita una configuración única con geometría compleja para garantizar la precisión de los componentes. Para la elaboración de implantes de PEEK con tornos CNC se utilizan barras cilíndricas de uso médico como materia prima. El PEEK puede ser mecanizado teniendo en cuenta sus propiedades físicas, utilizando herramientas de carburo o punta de diamante y refrigerantes para reducir el calor producido por el desbaste de las mismas.¹⁵⁻¹⁶

- Diseño CAD: Antes de la fabricación, se crea un diseño asistido por una computadora CAD, que define las dimensiones y características del implante. Este diseño debe considerar propiedades como la porosidad, el tamaño, la forma y la funcionalidad específica del implante.

-Programación CNC: Utilizando software de CAM (Manufactura asistida por computadora), se programa la máquina CNC. La máquina es controlada por un ordenador que determina todos los movimientos y operaciones. Ésta programación define la trayectoria de las herramientas y los parámetros de corte, como la velocidad de rotación, la velocidad de avance, y las profundidades de corte.

-Fresado/Torneado CNC: Usando máquinas de control numérico por computadora CNC, el diseño CAD se convierte en un conjunto de instrucciones para la máquina. El fresado es un proceso de mecanizado en el que una herramienta rotativa con múltiples filos (fresas), retira material para crear la forma deseada y crear geometrías complejas. El torneado es un proceso de mecanizado en el que se hace girar la pieza de trabajo sobre un eje y se corta con una herramienta de corte que se mueve linealmente, se utiliza un cabezal giratorio para dar forma a la pieza. Este método es ideal para crear formas cilíndricas y simétricas como el cuerpo de los implantes.¹⁵⁻¹⁶

-Herramienta rotativa: Utiliza fresas de diferentes formas y tamaños para realizar cortes en diversas direcciones.

Programación: se utiliza el lenguaje G-Code para programación, esto permite una fácil modificación y producción repetible.

-Configuración de 2 ejes: X e Y.

El uso de tecnologías sustractivas en la fabricación de implantes dentales de PEEK ha revolucionado la odontología y la implantología, permitiendo la creación de piezas personalizadas que cumplen con altos estándares de calidad. Estos métodos garantizan precisión y adaptabilidad esenciales para el éxito del tratamiento dental.

VENTAJAS	DESVENTAJAS
<ul style="list-style-type: none"> - Técnica más conocida, con más tiempo de prueba. - Abundante disponibilidad de material PEEK en el mercado. - Permite diseñar, personalizar y adaptar el implante a las necesidades específicas de cada paciente con una precisión excepcional. -Implantes más duraderos y resistentes a la corrosión. - El material obtenido resulta menos poroso. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mayor costo de producción. Costo de adquisición de los equipos. Costo de mantenimiento. - Mayor tiempo de producción. - Hay desperdicio del material una vez culminado el trabajo de la máquina. - Los cambios y ajustes del diseño requieren la reprogramación y quizás el tallado adicional del material. -Requiere de capacitación previa para el uso del equipamiento - Puede presentar algunas limitaciones técnicas o mecánicas, como fallos en el software o en la máquina.

Cuadro 2. Beneficios e inconvenientes de los implantes de Peek Fresados/torneados

1.5- Características del biofilm oral

En la cavidad bucal las bacterias se pueden encontrar en forma planctónica, es decir en suspensión en la saliva, o bien formando una película adherida a la superficie de los tejidos blandos (lengua, mucosa, etc) y duros (superficie dental), llamada biofilm. ²⁹⁻³⁰

El biofilm oral es una estructura formada por microorganismos que poseen continuidad temporal, y potencialmente pueden ser patógenos.³³⁻³⁵⁻³⁶ En tal caso, su presencia se asocia al desarrollo de caries, gingivitis, periodontitis, mucositis y periimplantitis.³⁵⁻³⁷

Estos microorganismos, principalmente bacterias, secretan unas sustancias que forman una capa pegajosa, lo que les permite adherirse firmemente a las superficies y protegerse de los agentes externos (cepillado, respuesta del organismo ante las bacterias).³⁰⁻³¹

1.5.1- Género Prevotella

Las especies del Género *Prevotella* pertenecen a la familia *Bacteroidaceae*, se caracterizan por ser bacterias con forma de bacilos anaerobios estrictos, lo que significa que pueden crecer en ambientes sin oxígeno como lo es el surco gingival, no esporulados e inmóviles, algunos productores de pigmento marrón o negro, lo cual hace que se clasifiquen como pigmentadas y no pigmentadas. Las especies residentes de cavidad bucal son consideradas en su mayoría microorganismos periodontopatógenos.³⁷⁻³⁸

Son microorganismos de crecimiento exigente y requieren de vitamina K, hemina o sangre para su correcto desarrollo.

Las especies pigmentadas incluyen a *P. melaninogénica*, *P. intermedia*, *P. nigrescens*, *P. corporis*, *P. loeschii*, *P. pallens*, y *P. denticola*.

La *P. intermedia* (antiguamente denominada *Bacterioides Inermedius*) pertenece al complejo naranja de los microorganismos periodontopatógenos definidos por Socransky que causan periodontitis crónica, periodontitis agresiva, gingivitis asociada a la pubertad, gingivitis ulcerosa necrosante aguda, periodontitis apical y periimplantitis, la cual se sabe, es una complicación que puede hacer fracasar el tratamiento implantario. Se estima que entre un 12 y un 22% de los pacientes portadores de implantes padece de periimplantitis. Ésta se define como un proceso inflamatorio que afecta a los tejidos que rodean al implante y que resulta en una pérdida de hueso periimplantario, que se detecta radiográficamente, en combinación con una lesión inflamatoria que lo rodea con supuración y sondajes más profundos a 6 mm en implantes sometidos a carga; el proceso comienza en la zona coronal mientras la periapical permanece integrada.

La identificación de *Prevotella intermedia* en muestras clínicas generalmente se realiza mediante cultivos microbiológicos.

Los mecanismos de virulencia de este microorganismo se relacionan con: la presencia de fimbrias, encargadas de proveer poder adhesivo al microorganismo, interviniendo en el proceso de adhesión, agregación y coagregación; la presencia de adhesinas, moléculas que interactúan con un receptor proteico o polisacárido ubicado en otra bacteria, otras adhesinas como residuos proteicos y glucoproteicos superficiales; la capacidad para degradar inmunoglobulinas, acción tóxica sobre los fibroblastos, y actividad fibrinolítica e inhibición de células B, entre otros.³³⁻³⁵ Tiene la capacidad de evadir al sistema inmune innato, y uno de los mecanismos que utiliza para ello es la liberación de nucleasas que degradan las redes extracelulares generadas por los neutrófilos (NETs) para inhibir y matar los microorganismos.³⁷

Dicha bacteria utiliza hormonas esteroideas, como la progesterona y el estradiol, como factores de crecimiento. Es por eso que su presencia aumenta durante la gestación y se asocia con la denominada “gingivitis de las embarazadas”.

Se ha reportado dificultad en el control de dicha bacteria debido a su resistencia adquirida a muchos antibióticos como lo son penicilinas, cefalosporinas, y tetraciclinas debido a la presencia en su genoma de diversos genes de resistencia que, además, pueden ser transferidos a otras bacterias presentes en la cavidad oral. También hay reportes de resistencia a la azitromicina y la eritromicina.

2- HIPÓTESIS:

Los implantes de Peek Fresados tienen similitud en cuanto al grado de adhesión bacteriana con respecto a los implantes impresos por 3D.

3- OBJETIVOS:

3.1- Objetivo general:

Contribuir a la evolución de la Implantología Oral, mediante el estudio de nuevos biomateriales biocompatibles e implantables.

3.2- Objetivos específicos:

Analizar la adherencia de *Prevotella. intermedia* sobre implantes de Peek.

Evaluar el comportamiento de *Prevotella. intermedia* en implantes de Peek Fresados e Impresos mediante impresoras 3D

Comparar las ventajas y desventajas de los implantes de Peek Fresados e Impresos.

Transferir los resultados al campo de la Implantología Oral.

4- MATERIALES Y MÉTODOS:

4.1- Diseño metodológico:

Este trabajo se enmarca en una investigación básica y aplicada. El diseño metodológico fue experimental, de tipo transversal. La línea de investigación aportaría conocimientos al área de la implantología y microbiología, como así también a otras áreas de la ciencia odontológica. Para el logro de los objetivos propuestos en este estudio se trabajó in vitro en la Asignatura Microbiología y Parasitología de la FOLP. La muestra estuvo representada por 10 implantes de Peek fresados (torneados) y 10 implantes de Peek impresos (laboratorio de 3D de la FOLP). En ambos casos fueron esterilizados en autoclave por presión de vapor durante 18 minutos a 134° C y a 2 Atmósferas de presión. La medida de cada uno fue de 10 mm de largo x 4.2 mm de diámetro.

En relación a la cepa de *P. intermedia*, fue proveída por el laboratorio de Microbiología y Parasitología de la FOLP.

4.2- Obtención de Implantes Peek fresados/torneados:

Para la elaboración de implantes de PEEK con tornos CNC (torno de control numérico) se utilizaron barras cilíndricas de uso médico como materia prima. Para su mecanizado fueron empleadas distintas herramientas de carburo o punta de diamante y refrigerantes para reducir el calor producido por el desbaste de las mismas.

El CNC es una máquina-herramienta que mecaniza piezas por revolución mediante un sistema automatizado que se programa con números, letras y símbolos. La programación del desbaste para realizar un implante son instrucciones específicas para ese producto determinado, por lo que cada producto a mecanizar tiene su propia programación. Los tornos trabajan con los ejes de coordenadas cartesianas X y Z. El eje Z realiza el desplazamiento longitudinal de la herramienta en las operaciones de cilindrado, mientras que el eje X es para el movimiento transversal en las operaciones de refrentado y es perpendicular al eje principal de la máquina. El eje Y se encuentra a la altura de las herramientas del CNC. Las características principales de un torno que se deben tener en cuenta a la hora de programar un mecanizado son: el diámetro máximo que se puede mecanizar, la gama de velocidad, la velocidad de avance, los desplazamientos máximos, la cantidad de herramientas disponibles, la potencia del motor, el desplazamiento del

contrapunto, las velocidades de corte y la velocidad del giro del cabezal porta piezas, entre otras. El proceso de mecanizado estuvo determinado por una secuencia de operaciones que permitieron obtener el implante en una sola pieza, programando previamente la intervención de distintas herramientas para lograr su morfología y dimensiones. Entre las operaciones realizadas se incluyen:

- Cilindrado: reduce el diámetro de la pieza al desplazarse la herramienta a lo largo del eje de la misma.
- Perforado: permite realizar un agujero posibilitando el posterior ingreso de otras herramientas.
- Achaflanado: realiza un chaflán con un determinado ángulo en el extremo de la pieza.
- Roscado: genera roscas interiores o exteriores a lo largo de la pieza o sobre su cara frontal.
- Mandrinado: agranda un agujero sobre una pieza que ya se ha perforado previamente.
- Refrentado: disminuye la longitud de la pieza.
- Tronzado: separa la pieza de una barra sin quitarla de la máquina.
- Moleteado: permite grabar la superficie de la pieza.

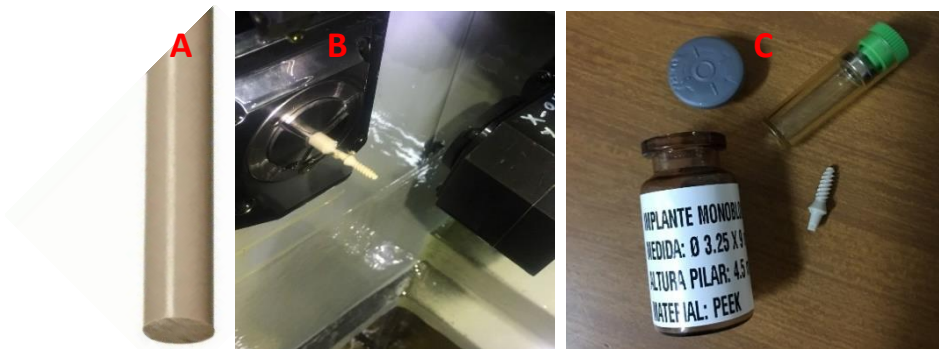


Imagen 1. Se evidencia: a- barra de peek de grado médico, b- torno de CNC, c- implante terminado y envasado.

4.3- Producción de implantes de Peek impresos (laboratorio de 3D de la FOLP)

Para efectuar este procedimiento fue utilizada una máquina de impresión 3D de modelado por deposición fundida (FDM), la cual deposita el material en capas sobre una plataforma, hasta conformar la pieza. El filamento de PEEK pasa por una boquilla que se encuentra por encima de su temperatura fusión y puede desplazarse según los ejes de coordenadas, para depositar el material sobre una plataforma que también se encuentra

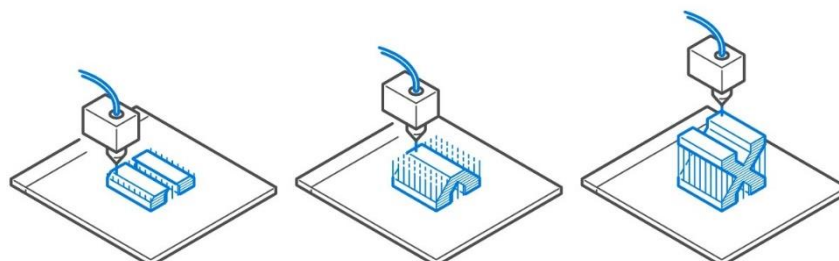
en movimiento. Según la tipología de la impresora, la boquilla y la plataforma se desplazan en los ejes X, Y, Z mediante motores paso a paso.

Para imprimir cada implante, se generó un modelo digital utilizando un programa CAD y luego se lo exportó en formato STL, para permitir mediante el empleo de software la segmentación del modelo tridimensional en capas y programar parámetros de impresión como: velocidades de impresión, temperaturas, espesores de paredes, rellenos, entre otras.

Para la extrusión de material (Fused Deposition Modeling) a través de una impresora 3D, fue utilizado Peek en formato de filamento. El mismo fue empujado hacia el cabezal donde se fundió a 400° ($\pm 10^{\circ}$) de temperatura siguiendo el diseño de la pieza. Es importante mencionar que una vez finalizada la primera capa el cabezal asciende un nivel para construir la segunda y así sucesivamente hasta finalizar la pieza.



Imagen 2. De izquierda a derecha se aprecia: Impresora 3D marca RBD plus y filamento de Peek e-sun



Dibujo 1. Representación del funcionamiento del extrusor de impresora 3D.



Imagen 3. Proceso de impresión de modelo de implante 3D.



Imagen 4. Modelos de implantes impresos de 10mm.

4.4- Régimen de esterilización:

El método de esterilización empleado fue diferente para cada caso. Los implantes obtenidos mediante torneado o fresado fueron esterilizados mediante radiación gamma.

Ésta, es una técnica eficaz para romper el ADN de los microorganismos presentes, impidiendo su multiplicación y provocando su muerte.

La radiación gamma tiene la ventaja de penetrar profundamente en este tipo de materiales. Los implantes producidos mediante tecnología 3D fueron sometidos a esterilización por presión de vapor (autoclave) a 134° durante 18 minutos a 2 ATM de presión.



Imagen 5. Modelo 1 de Autoclave por presión de vapor marca Ficoinox.



Imagen 5.1. Modelo 2 de Autoclave por presión de vapor marca FAETA.

4.5- Elementos utilizados y actividades desarrolladas en el laboratorio de microbiología:

Para poder llevar a cabo cada una de los objetivos, se seleccionaron y acondicionaron los siguientes elementos de laboratorio:

- Instrumental de vidrio: - Matraz de Erlenmeyer - Varilla mezcladora - Portaobjetos - Probeta graduada - Vaso de precipitado.
- Instrumental metálico: - Cuchara - Mechero - Trípode - Bandeja y soporte para coloración - Asa bacteriológica.
- Instrumental plástico: - Placas de Petri.
- Instrumental eléctrico/electrónico: - Balanza - Autoclave - Microscopio - Lupa - Estufa de cultivo.
- Otros: - Medio de cultivo (caldo tripticase soja, agar sangre) - Kit para Gram - Algodón, papel de aluminio, papel, bandas elásticas, agua destilada.

Los materiales de vidrio y plástico fueron desinfectados con alcohol 70° previo al lavado mediante la técnica habitual.



Imagen 6. La fotografía muestra diferentes elementos de laboratorio.

4.5.1- Activación de la cepa bacteriana:

La cepa original crioconservada utilizada en este trabajo (*Prevotella intermedia*), fue suministrada por la Asignatura Microbiología y Parasitología, perteneciente a la Facultad de Odontología de la UNLP. La misma fue descongelada a temperatura ambiente, activada en caldo nutritivo (Britania) e incubada en estufa a 37 ° durante 18- 24 horas en condiciones de anaerobiosis.

4.5.1.a- Caldo nutritivo:

Componentes:

- 8 gramos de polvo (pluripeptona + Extracto de carne).
- 1000 ml de agua destilada.

Preparación:

Se colocaron 0.25 gramos (gr.) de polvo de caldo nutritivo en 30 mililitros (ml.) de agua destilada, (en una relación de 8 gramos de polvo en un litro de agua destilada, de acuerdo a las especificaciones del fabricante). Luego fueron seleccionados 5 tubos de ensayo a los que se les colocó 5 ml de caldo nutritivo. Los mismos fueron esterilizados en autoclave a presión de vapor con un régimen de 120°, durante 20 minutos a 1 atmósfera de presión. Todos los elementos utilizados bajo la presentación “polvo”, fueron pesados en balanza digital marca OHAUS CS Series.

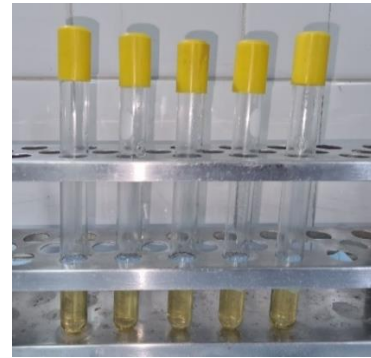


Imagen 7. A- balanza digital Ohaus. B- Autoclave marca arcano.
C- Tubos de ensayo con caldo nutritivo.



Imagen 8. Pipeta automática marca Huawei



Imagen 9. Tubo de ensayo con desarrollo bacteriano.

Para corroborar la presencia del microorganismo se efectuó la coloración de Gram sobre un portaobjetos limpio y desengrasado para su identificación morfológica en microscopio.



Imagen 10. Kit para coloración de Gram.

4.5.1.b- Técnica de Gram:

- Toma de muestra: realizada con un ansa de Kollé desinfectada.
- Extendido: en la parte central de un portaobjetos limpio y desengrasado se colocó una alícuota de la cepa bacteriana.
- Fijación: a través del método de Koch, que consiste en pasar tres veces el portaobjeto con la muestra sobre la llama de un mechero.
- Aplicación del colorante primario (violeta de genciana) durante 20 segundos.
- Lavado con agua durante 10 segundos.
- Colocación del mordiente (lugol) durante 30 segundos. Dicho producto tiene como función intensificar la acción del colorante primario. Lavado por 10 seg.
- Decoloración: realizada con alcohol acetona. Para este paso es importante hacer una leve presión en el envase plástico para lograr un chorro fino que arrastre el colorante primario. Lavado con agua durante 10 segundos.
- Aplicación del colorante secundario (safranina) durante 20 segundos.
- Lavado, secado y observación por microscopía óptica.



Imagen 11. La secuencia fotográfica muestra la técnica de Gram paso a paso.



Imagen 12. Microscopio binocular marca Leica.

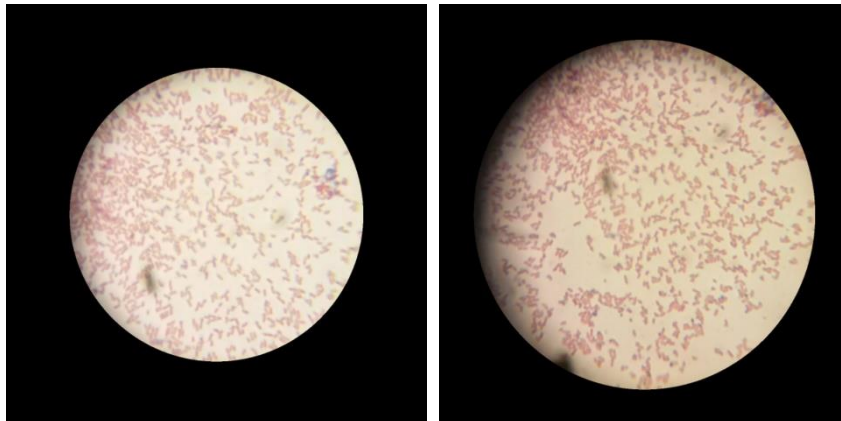


Imagen 13. Microfotografía con presencia de microorganismos gram negativos.

Posteriormente, se procedió a la preparación de agar sangre al 5% de acuerdo a las sugerencias del fabricante:

4.5.1.c- Agar sangre: Componentes.

Base:

- 40 gr. de polvo (base)
- 1 litro de agua destilada.

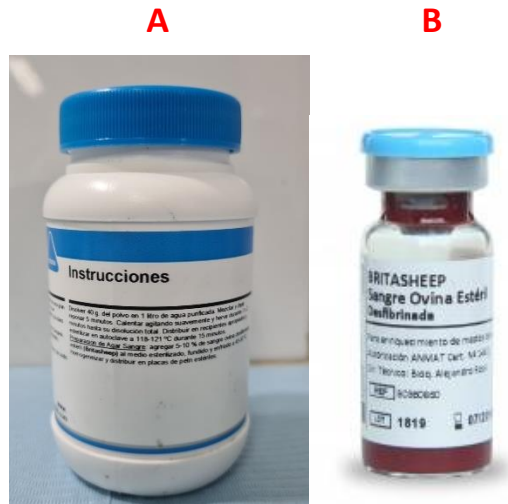


Imagen 14. A- Polvo base para preparar agar sangre. B- Sangre ovina estéril desfibrinada.

Preparación:

Se colocaron en un matraz de Erlenmeyer 2,5 gr de polvo, a los que se les incorporaron 62 ml de agua destilada. Se homogenizó con varilla de vidrio y se dejó reposar por 5 minutos. Luego, se sometió a la llama del mechero de alcohol hasta observar la dilución total del medio (cristalinidad). Por último, se esterilizó en autoclave a 120°, durante 20 minutos a 1 atmósfera de presión. Transcurrido ese periodo, se midió la temperatura del medio hasta lograr 45° C. y se incorporó un 5% de sangre ovina estéril desfibrinada mezclando constantemente para distribuir en placas de Petri estériles.

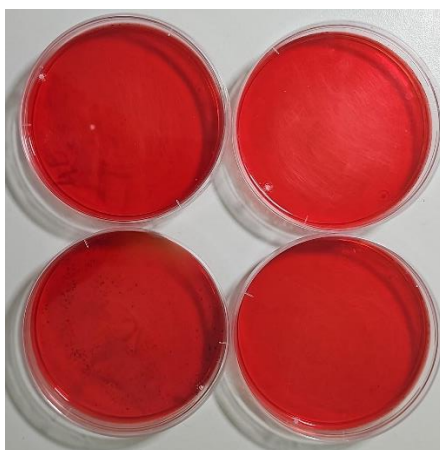


Imagen 15. Placas de Petri con agar sangre.

4.5.2- Método de siembra:

Sobre el medio solidificado, se efectuó la siembra en superficie con asa de Kolle, realizando estrías con movimientos de zigzag hasta agotar el medio (siembra por agotamiento de estrías).

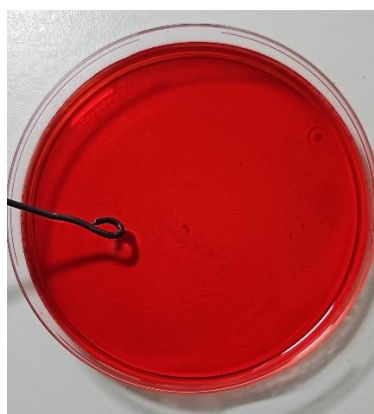


Imagen 16. Siembra con asa bacteriológica sobre placa con agar sangre.

Una vez culminada la siembra de las placas, se ubicaron en un envase plástico donde en su interior también colocó un sistema generador de anaerobiosis (Anaeropack). La elección de este método se debe a que es un procedimiento sencillo que no requiere agua ni catalizador. Para lograr la anaerobiosis se procedió a abrir el sobre de aluminio situando su contenido en el interior del recipiente que, al entrar en contacto con el aire se activa inmediatamente. A continuación, se llevó todo a estufa de cultivo por 48 hs. A 37° C hasta observar el crecimiento de colonias.



Imagen 17. De izquierda a derecha la secuencia fotográfica muestra: Kit de anaerobiosis, recipiente contenedor, Estufa de cultivo.

A continuación, fueron seleccionadas aquellas placas con colonias circulares, convexas, de tamaño aprox. de 0.5 mm, lisas, pigmentadas de color oscuro.

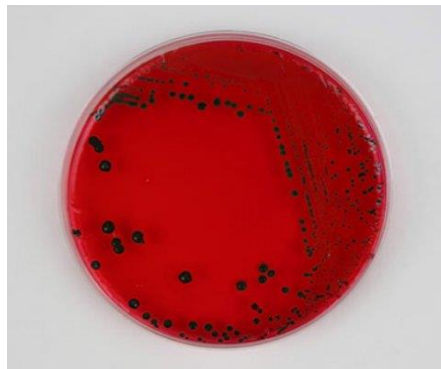


Imagen 18. La fotografía revela el desarrollo bacteriano sobre una placa de Petri con agar sangre.

Seguidamente, se tomaron muestras de las placas desarrolladas y se diluyeron en tubos con 4 ml de solución fisiológica, homogenizando en un agitador tipo vórtex durante 15 segundos.



Imagen 19. Tubos de ensayo con agua destilada. Agitador tipo vórtex marca Ionomex

Cada implante fue colocado en el interior de los tubos antes mencionados, se taparon y se reservaron por 6 horas a temperatura ambiente.

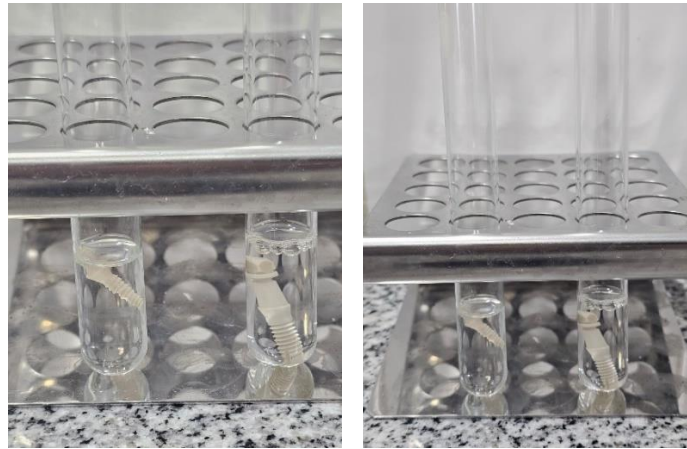


Imagen 20. Tubos de ensayo con implantes torneados e impresos.

Posteriormente fueron cultivados a 37° C en agar sangre en condiciones de anaerobiosis (anaeropack) por 48 horas.



Imagen 21. Colocación de implante impreso e implante torneado en placa con agar sangre.



Imagen 22. Cultivo de las placas con agar sangre e implantes torneados e impresos.

4.5.3- Lectura macro y microscópica de UFC.

La lectura del desarrollo de unidades formadoras de colonias (UFC) sobre la superficie del implante y alrededor del mismo fue realizada macroscópicamente mediante la técnica habitual con contador de colonias digital automático.



Imagen 23. Contador de colonias marca Aik Instruments Ltd.

En relación a la observación por microscopia electrónica de barrido (MEB), fue realizada mediante un microscopio marca Philips modelo 505 en la Facultad de Ciencias Veterinarias de la UNLP.



Imagen 24. Microscopio Philips SEM modelo 505.

5- ASPECTOS ÉTICOS DE ESTE ESTUDIO:

El presente estudio ha previsto su acuerdo con las Declaraciones Internacionales de Ética de Investigación en Seres Humanos, entre las que se destacan la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial (WMA) como así también la Declaración Universal sobre Bioética y Derechos Humanos de la Organización de las Naciones Unidas para la Educación, la Ciencia y la Cultura (UNESCO) y las Pautas Éticas Internacionales del Consejo de Organizaciones Internacionales de las Ciencias Médicas (CIOMS).

Asimismo, se ha respetado la vigente legislación nacional y provincial vinculada con la investigación, como también con el Código de Ética de la Facultad de Odontología de la UNLP en sus aspectos vinculados con los estudios de investigación en seres humanos y muestras biológicas. En virtud de garantizar la privacidad, intimidad, confidencialidad y voluntariedad de los diferentes procesos descriptos metodológicamente se codificaron las muestras biológicas obtenidas. Por otra parte, se declara que no existieron conflictos de interés. Finalmente, el Comité de Bioética de la Facultad de Odontología de la UNLP presentó dictamen favorable para la realización de este protocolo de trabajo.

6- RESULTADOS:

Con base a lo mencionado en los capítulos anteriores fue realizada la comparación de la Adherencia de *Prevotella intermedia* en 10 Implantes de PEEK Fresados y 10 Impresos mediante Impresoras 3D. El análisis de los datos se efectuó según la cantidad de UFC desarrollada sobre la superficie de cada implante (anexo 1), y de acuerdo a los objetivos específicos y la hipótesis planteada. El software utilizado para el estudio de los datos fue Microsoft Excel y SigmaStat (SPSS)

6.1- Análisis macroscópico

6.1.1- Adhesión de *P. intermedia* sobre implantes de Peek fresados:

Una vez realizado el procedimiento indicado en el ítem 4.5.2 (preparación del medio de cultivo, emplacado, siembra, colocación del implante y cultivo), se llevó a cabo la observación macroscópica de *P. intermedia* sobre placas de Petri con agar sangre e implantes de Peek fresados. Se evidenció un escaso desarrollo de colonias de este microorganismo.



Imagen 25. Desarrollo de colonias de *P. intermedia* sobre implante fresado

6.1.2- Adhesión de *P. intermedia* sobre implantes de Peek impresos:

Al evaluar la adherencia de *P. intermedia* sobre implantes de Peek impresos pudo observarse que luego de cultivarlos a 37° C en agar sangre en condiciones de anaerobiosis (anaeropack) por 48 horas, el crecimiento de UFC era mayor en comparación con los fabricados mediante la técnica sustractiva (fresado/torneado).



Imagen 26. Desarrollo de colonias de *P. intermedia* sobre implante fresado

6.1.3- Recuento de UFC de *P. intermedia* sobre placas de Petri con implantes de Peek fresados:

Una vez observado el desarrollo en cada una de las placas se procedió al recuento (R) y registro de UFC de acuerdo al punto 4.5.3, donde se evidenciaron en orden creciente los siguientes valores: placa1 (R: 32 UFC), placa 2 (R: 30 UFC), placa 3 (R: 27 UFC), placa 4 (R: 35 UFC), placa 5 (R: 29 UFC), placa 6 (R: 36 UFC), placa 7 (R: 27 UFC), placa 8 (R: 31 UFC), placa 9 (R: 35 UFC), placa 10 (R: 31 UFC).

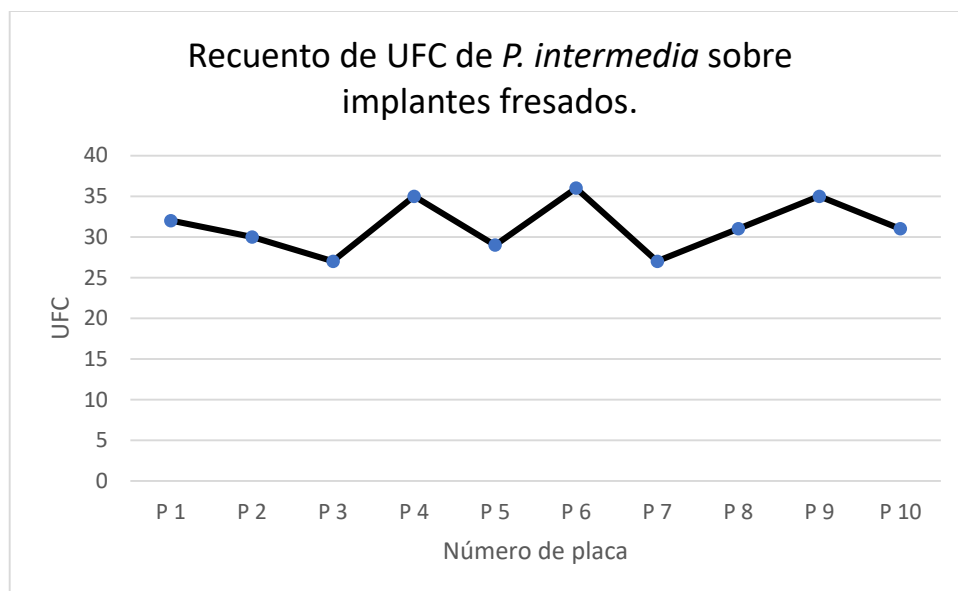


Imagen 27. Valores individuales del desarrollo de *P. intermedia* sobre Placa de Petri.

6.1.4- Recuento de UFC de *P. intermedia* sobre placas de Petri con implantes de Peek impresos mediante tecnología 3D.

Del mismo modo que con los implantes fresados, se llevó a cabo el recuento (R) de los implantes impresos mediante técnica aditiva (3D), donde los valores en orden creciente fueron los siguientes: placa 1 (R: 56 UFC), placa 2 (R: 61 UFC), placa 3 (R: 46 UFC), placa 4 (R: 52 UFC), placa 5 (R: 63 UFC), placa 6 (R: 59 UFC), placa 7 (R: 52 UFC), placa 8 (R: 57 UFC), placa 9 (R: 62 UFC), placa 10 (R: 54 UFC).

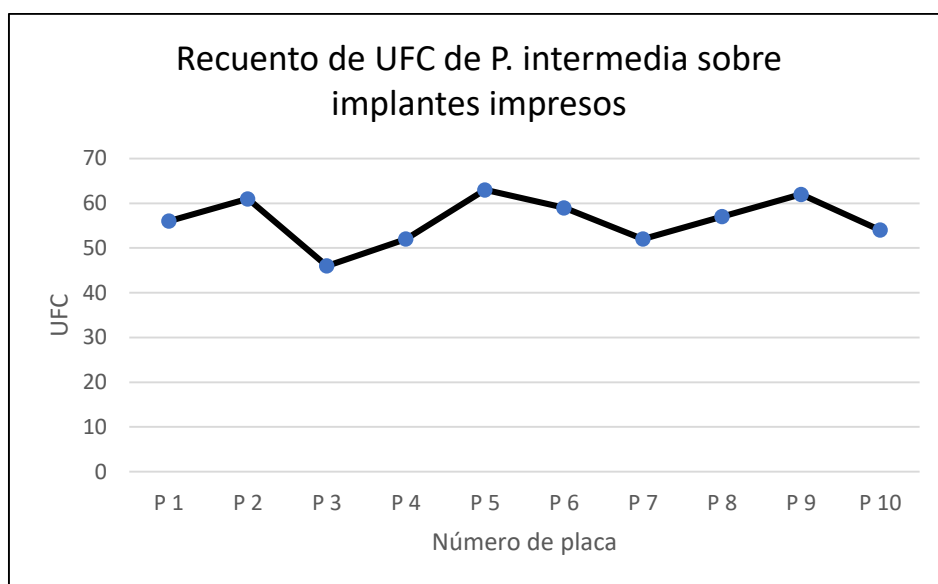


Imagen 28. Valores individuales del desarrollo de *P. intermedia* sobre Placa de Petri.

6.1.5- Recuento comparativo de los valores medios de las UFC de los diferentes implantes

Los valores medios obtenidos del análisis estadístico comparativo de las UFC de *P. intermedia* para los implantes de Peek fresados fue de (R: 31.3), mientras que para los impresos fue de (R: 56.2), observándose diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos mediante Prueba t de Student ($P = <0,001$), tal como se detalla en el Anexo de Estadística obrante a foja 39.

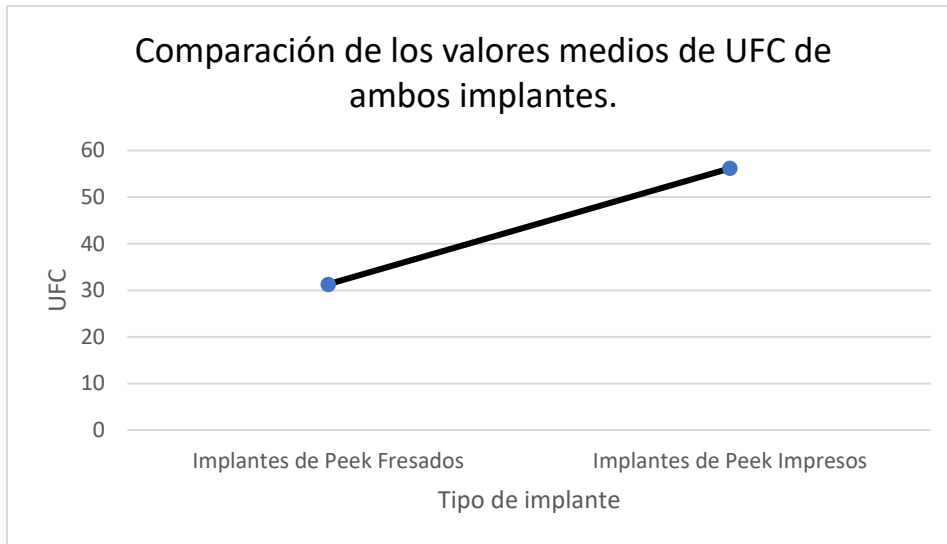


Imagen 29. Valores medios del desarrollo de *P. intermedia* sobre Placa de Petri.
 Diferencias estadísticamente significativas. Prueba t de Student ($P = <0,001$)

6.2- Análisis microscópico

Mediante el uso de microscopía electrónica de barrido (MEB), se analizó la superficie de los implantes para determinar la presencia, distribución y adhesión de *P. intermedia*. Los resultados obtenidos muestran que, aunque ambos tipos de implantes presentaron adherencia bacteriana, se observó una mayor densidad de *Prevotella intermedia* en los implantes impresos por tecnología 3D en comparación con los implantes fresados. Esta diferencia puede atribuirse a la heterogeneidad de la superficie de los implantes impresos en 3D, que podría favorecer la adhesión bacteriana debido a una mayor rugosidad y áreas de anclaje.

Los implantes fresados, al tener una superficie más uniforme y lisa, presentaron una menor adherencia de *Prevotella intermedia*. Este hallazgo es significativo, ya que la menor adherencia bacteriana en los implantes fresados podría traducirse en una mayor durabilidad y éxito del implante, reduciendo así el riesgo de infecciones periimplantarias.

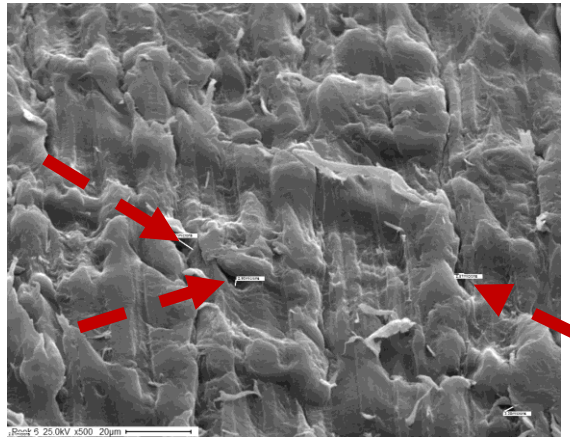


Imagen 30. Foto obtenida por MEB (Microscopía Electrónica de Barrido) de la porosidad presente en el corte de un implante de PEEK impreso. Magnificación X 500 μ m. Las líneas rojas discontinuas señalan las porosidades presentes en el Polieter-eter cetona.

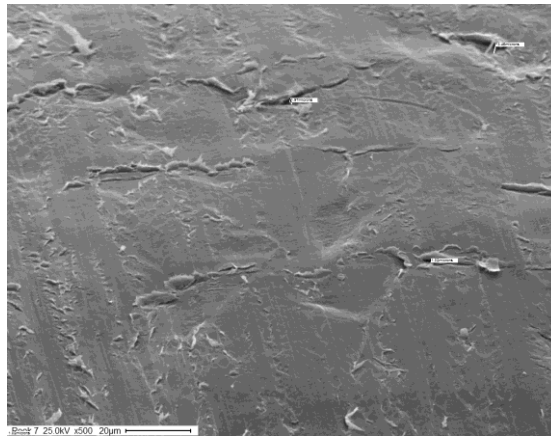


Imagen 31. Microfotografía de un corte de implante de PEEK torneado observada por MEB. La superficie muestra la homogeneidad del sustrato. Magnificación X 500 μ m.

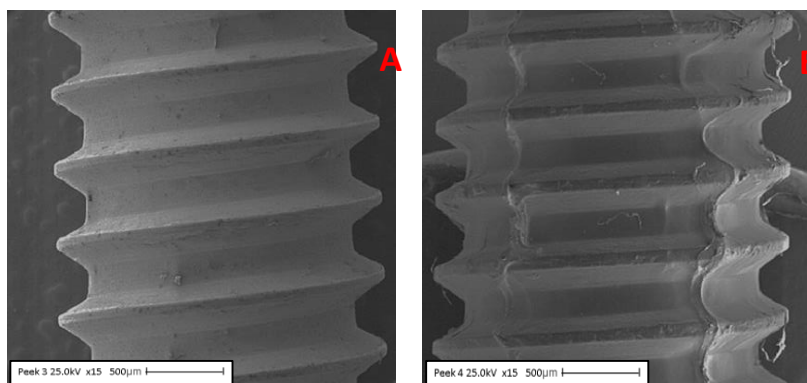


Imagen 32. Microfotografía de las espiras de 2 implantes al MEB A- Torneado, B- impreso

7- DISCUSIÓN:

Para comparar la Adherencia de *Prevotella intermedia* en Implantes de PEEK Fresados e Impresos mediante Impresoras 3D fueron analizados macro y microscópicamente 20 implantes (10 fresados y 10 impresos). Pudo comprobarse que los implantes impresos presentan mayor adhesión bacteriana que los implantes fresados (torneados). Este dato es coincidente con un estudio realizado por Butler T en el año 2017 donde se analiza la estructura espacial del biofilm generado en cada uno de los materiales seleccionados (Titanio, Zirconio y PEEK), y viabilidad de los microorganismos en el mismo, concluyendo que la superficie de los implantes de Peek fresados presentan baja adhesión bacteriana en comparación con los otros biomateriales.³⁷

Ábalos C. en el 2005 analizó la adhesión bacteriana a biomateriales, incluyendo el PEEK. En este estudio describió que ciertos factores como el material, la rugosidad de la superficie y la energía superficial influyen en el desarrollo de microorganismos. El artículo destaca que la composición del material y las características de su superficie afectan la adhesión bacteriana.³⁸

Fernández-Osorio, J; publicó un trabajo sobre la formación de biopelícula bacteriana en superficies de PEEK y titanio. Si bien menciona que la superficie del PEEK presentó mayor rugosidad y por lo tanto mayor crecimiento de bacterias, la diferencia con el titanio no fue significativa al ser observados mediante microscopía confocal de barrido y el reactivo LIVE/DEAD BacLight.³⁹

Solano Mendoza, P; en el 2017 atribuye que factores asociados a la superficie del implante, su rugosidad y las superficie libres de energía son un componente clave para la adhesión bacteriana, sirviendo el implante como base para el establecimiento y crecimiento del biofilm en el ecosistema oral.⁴⁰

Almaguer-Flores A y col. concuerdan con el dato del presente trabajo respecto a la influencia de la topografía del material del implante para la formación inicial de biopelículas orales.⁴¹

Una actualización sobre aplicaciones biomédicas de la impresión 3D y fabricación aditiva exploró la respuesta biológica de las bacterias donde coincide que las partes porosas de los elementos impresos en 3D presentan mayor actividad microbiana.

Recientemente en una bibliografía sobre innovaciones en implantología odontológica biomateriales y métodos de fabricación describen brevemente como los implantes de Peek de acuerdo al método de fabricación sufren colonización bacteriana en un corto o moderado periodo de tiempo pudiendo desarrollarse un biofilm maduro y bien estructurado. Los biofilms multiespecie crecen en ambas superficies de implantes, rugosidad mínima (Fresado) y rugosidad moderada (Impreso), con diferencias estructurales o cualitativas significativas. Los implantes de Peek impresos presentan mayor adhesión del biofilm en comparación con los fresados.

8- CONCLUSIONES:

- El estudio de nuevos biomateriales como el PEEK ha demostrado ser fundamental para avanzar en la implantología oral, proporcionando alternativas biocompatibles y eficientes.
- Se observó que la *Prevotella intermedia* tiene una mayor afinidad por los implantes de PEEK impresos en 3D comparados con los fresados, indicando la influencia del método de fabricación en la colonización bacteriana.
- Los implantes fresados presentaron una menor adherencia bacteriana debido a su superficie más uniforme y lisa, mientras que los implantes impresos en 3D mostraron una mayor rugosidad, facilitando la adherencia de *Prevotella intermedia*.
- Los implantes impresos en 3D permiten una personalización precisa y rápida, siendo más económicos y accesibles, aunque requieren tratamientos adicionales para optimizar la superficie y reducir la adherencia bacteriana.
- El proceso de fresado es más costoso y lento, lo que puede limitar su uso en situaciones que requieren una rápida intervención.
- La mayor rugosidad en la superficie de los implantes impresos en 3D puede aumentar el riesgo de infecciones periimplantarias debido a la mayor adherencia bacteriana.
- Los resultados de este estudio proporcionan información valiosa que puede ser aplicada en la práctica clínica para mejorar los procedimientos implantológicos y seleccionar el método de fabricación más adecuado según las necesidades del paciente.
- Es esencial continuar investigando y comparando distintos biomateriales y métodos de fabricación para optimizar los resultados clínicos y fomentar la innovación en implantología oral.

9- ANEXO DE PRUEBAS ESTADÍSTICAS:

9.1- Recuento en placas de agar sangre. *Desarrollo de P. intermedia*

	UFC sobre placa con implante impreso	UFC sobre placa con implante fresado
Placa 1	56	32
Placa 2	61	30
Placa 3	46	27
Placa 4	52	35
Placa 5	63	29
Placa 6	59	36
Placa 7	52	27
Placa 8	57	31
Placa 9	62	35
Placa 10	54	31
MEDIA	56,20	31,30
DS	5,32	3,23
MEDIANA	56,50	31,00

9.2- Estadística Descriptiva:

Column	Size	Missing	Mean	Std Dev	Std. Error	C.I. of Mean
Implante Impreso	10	0	56,200	5,329	1,685	3,812
Implante Fresado	10	0	31,300	3,234	1,023	2,313

Column	Range	Max	Min	Median	25%	75%
Implante Impreso	17,000	63,000	46,000	56,500	52,000	61,000
Implante Fresado	9,000	36,000	27,000	31,000	29,000	35,000

9.3- Estadística Comparativa:

Prueba t de Student (t-test)

Normality Test: Passed (P = 0,633)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,146)

Group Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
Implante Impreso	10	0	56,200	5,329	1,685
Implante Fresado	10	0	31,300	3,234	1,023

Difference 24,900

t = 12,632 with 18 degrees of freedom. (P = <0,001)

95 percent confidence interval for difference of means: 20,759 to 29,041

The difference in the mean values of the two groups is greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference between the input groups (P = <0,001).

10- BIBLIOGRAFÍA:

- 1- Inmaculada P. Universidad de Sevilla. Usos del PEEK en prótesis dental. Sevilla: Universidad de Sevilla; 2017.
- 2- Miguel S. Universidad de Sevilla. Utilidades del PEEK en prótesis estomatológica: revisión bibliográfica. Sevilla: Universidad de Sevilla; 2019.
- 3- Spina M. Estudio comparativo de las propiedades químicas, físicas y adhesivas del titanio, zirconio y PEEK, utilizados para la confección de implantes dentales. Investigación Joven-EBEC 2020 vol.7 Num2; 77-78.
- 4- Gómez S. PEEK, la alternativa a las aleaciones metálicas en boca. Colegio profesional de higienistas Dentales en Madrid .2017.Citado el 12 de diciembre de 2017 en <https://colegiohigienistasmadrid.org/blog/?p=255>
- 5- Siewert B. PEEK en Prótesis Dental. Labor Dental. 2020 (3): 211-219
- 6- Jing M, Bin T. Application of Polyetheretherketone in the Orthopedic Implants. Prog. In Chemistry. 2018, vol.30, issue 11: 1692-1700
- 7- Sushant A. PEEK in Prosthodontics: A Review. J Prosthodont. 2021, 30 (3):234-41.
- 8- Carpio Ortiz L, Escobar Silva C. Aplicaciones del PEEK en implantología: una revisión bibliográfica. Valparaíso: Universidad de Valparaíso; 2019.
- 9- Canan A, Berke M. PEEK in dentistry, properties and application areas. 2020 Int.Dent.Research. 10(2):60-65.
- 10- Sunil M. PEEK as an Alternative to Titanium in Dental Implants: A systematic review. Clin.ImplantDent.Relat Res.2019. Recovered from <https://pub-med.ncbi.nlm.nih.gov/30589497/>
- 11- Linkevicius T. Is zero bone loss a possibility when placing implants? International Dentistry – African Edition. 2019. Vol. 8, No. 4: 34-36
- 12- Lazo S. Facultad de Odontología, UNLP. Análisis de los implantes de PEEK nanomodificados. La Plata: Universidad Nacional de La Plata; 2021.
- 13- Alharbi N. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. J Prosthet Dent. 2016; 115(6):760-767.

- 14- Osman RB, Alharbi N, Wismeijer D. Build angle: Does it influence the accuracy of 3D-printed dental restorations using digital light-processing technology? *Int J Prosthodont.* 2017; 30 (2):182-188.
- 15- Sararols V. Procesos de fabricación de implantes dentales con PEEK. En Lazo, S; Butler, T; Escudero Giacchella, E. (Eds.) *Innovaciones en implantología odontológica. Biomateriales y métodos de fabricación.* Editorial de la Universidad Nacional de La Plata (EDULP). 2022. Páginas: 28-43.
- 16- Aragonese JM, Ruiz R. *Implantología Digital.* Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2019.
- 17- Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J.* 2015; 219 (11):521-529.
- 18- Alharbi N, Wismeijer D, Osman RB. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent.* 2016;115 (6):760-767.
- 19- Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for the Processing of Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont.* 2019; 28 (2):146-158.
- 20- Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2019; 9 (3):179-185.
- 21- Tahayeri A, Morgan MC, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater.* 2018; 34(2):192-200.
- 22- Osman RB, Alharbi N, Wismeijer D. Build angle: Does it influence the accuracy of 3D-printed dental restorations using digital light-processing technology? *Int J Prosthodont.* 2017;30 (2):182-188.
- 23- Joly JC, Mesquita PF, Carvalho da Silva R. Perio-Implantología Estética. *J Clin Periodontol.* 2020;47 (4):345-52.
- 24- 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):156-163.

- 25- Asish M, Azhagarasan N, Ravichandran M. Evaluation of the Bioactivity of Surface Modified Polyetheretherketone (PEEK) as an Implant Material: An In Vitro Study. *Cont. Clin. Dent.* 11(4):356
- 26- Dan Y, Lei X, Zhu H. Modification of polyetheretherketone (PEEK) physical features to improve osteointegration. *J. Zhejiang Univ.Sci. B.* 2022; 23(3):189-203.
- 27- Andreas S. National library of Medicine. PEEK Dental Implants: A Review of the Literature. *J Oral.implantolog.*2013.
- 28- Busscher HJ, van der Mei HC. How do bacteria adhere to solid surfaces? A review. *Clin Microbiol Infect.* 2006; 12 (1):60-66.
- 29- An YH, Friedman RJ. Concise review of mechanisms of bacterial adhesion to biomaterial surfaces. *J Biomed Mater Res.* 1998; 43 (3):338-348.
- 30- Subbiahdoss G, Kuijter R, Grijpma DW, van der Mei HC, Busscher HJ. Microbial biofilm growth vs. tissue integration: "the race for the surface" experimentally studied. *Acta Biomater.* 2009; 5 (5):1399-1404.
- 31- Katsikogianni M, Missirlis YF. Concise review of mechanisms of bacterial adhesion to biomaterials and of techniques used in estimating bacterial material interactions. *Eur Cell Mater.* 2004; 8:37-57.
- 32- Gibbons RJ. Bacterial adhesion to oral tissues: a model for infectious diseases. *J Dent Res.* 1989; 68 (5):750-760.
- 33- Costerton JW, Stewart PS, Greenberg EP. Bacterial biofilms: a common cause of persistent infections. *Science.* 1999; 284(5418):1318-1322.
- 34- Donlan RM. Biofilms: microbial life on surfaces. *Emerg Infect Dis.* 2002; 8 (9):881-890.
- 35- Francolini I, Donelli G. Prevention and control of biofilm-based medical-device-related infections. *FEMS Immunol Med Microbiol.* 2010;59(3):227-238.
- 36- Hall-Stoodley L, Costerton JW, Stoodley P. Bacterial biofilms: from the natural environment to infectious diseases. *Nat Rev Microbiol.* 2004; 2 (2):95-108.
- 37- Butler T. Estructura del biofilm sobre 3 sustratos diferentes (titanio, zirconio y PEEK). *Revista de la Facultad de Odontología. UNLP,* 2018 (1): 23-26.
- 38- Ábalos C. Adhesión bacteriana a biomateriales. *Av Odontostomatol.* 2005. vol.21. no.1: 347-353

- 39- Fernández-Osorio J. Formación de biopelícula bacteriana sobre las superficies de pilares de cicatrización de PEEK y titanio. *Odontoestomatología*. 2024. vol.26 no.43: 1-9
- 40- Solano Mendoza P. Concepto actual de la patogénesis de la periimplantitis y el papel que ocupan las bacterias [versión electrónica]. *AvPeriodoncia*. 2017; 29 (1).
- 41- Almaguer Flores A. Adsorción de proteínas salivales y adhesión bacteriana en superficies microestructuradas de titanio [Tesis de Maestría]. Universidad Nacional Autónoma de México; 2012.