UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Posgrados

CORROSIÓN EN LA SUPERFICIE DE MINI TORNILLOS RETIRADOS EN PACIENTES DE ORTODONCIA DE LA UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO.

Tesis

Gabriela Mishelle Valdez Orellana

MSc. Dra. Lucía Mesias, Especialista en Ortodoncia.

Director de Trabajo de Titulación

Trabajo de Titulación presentado como requisito para la obtención del título de Especialista en Ortodoncia.

Quito, 11 de diciembre de 2024

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Posgrados

HOJA DE APROBACIÓN DE TRABAJO DE TITULACIÓN

Corrosión en la superficie de mini tornillos retirados en pacientes de ortodoncia de la Universidad San Francisco de Quito.

Gabriela Mishelle Valdez Orellana

Nombre del Director del Programa:	Dr. Gerson Cabezas
Título académico:	PhD Máster Ortodoncia
Director del programa de:	Posgrado de Ortodoncia Usfq

Nombre del Decano del colegio Académico:	Dra. Paulina Aliaga
Título académico:	Odontóloga, Cirugía oral.
Decano del Colegio:	Escuela de Odontología

Nombre del Decano del Colegio de Posgrados:	Darío Niebieskikwiat
Título académico:	PhD

DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en la Ley Orgánica de Educación Superior del Ecuador.

Nombre del estudiante:	Gabriela Mishelle Valdez Orellana
Código de estudiante:	332736
C.I.:	1723390736
Lugar y fecha:	Quito, 11 de diciembre de 2024

ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN

Nota: El presente trabajo, en su totalidad o cualquiera de sus partes, no debe ser considerado como una publicación, incluso a pesar de estar disponible sin restricciones a través de un repositorio institucional. Esta declaración se alinea con las prácticas y recomendaciones presentadas por el Committee on Publication Ethics COPE descritas por Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing, disponible en http://bit.ly/COPETheses.

UNPUBLISHED DOCUMENT

Note: The following graduation project is available through Universidad San Francisco de Quito USFQ institutional repository. Nonetheless, this project – in whole or in part – should not be considered a publication. This statement follows the recommendations presented by the Committee on Publication Ethics COPE described by Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing available on http://bit.ly/COPETheses.

DEDICATORIA

A Dios que me dio la fortaleza para enfrentar cada reto en este desafiante sueño, que mi trabajo sea siempre un testimonio de su grandeza.

A mi querida tía Ligia, quien siempre ha estado a mi lado con su apoyo incondicional, amor y sabiduría. Su ejemplo de fortaleza, generosidad y dedicación ha sido una fuente constante de inspiración en mi vida. Este logro es, en gran parte, el reflejo de todo lo que me ha enseñado. Gracias por esa confianza puesta en mi, por creer en mí incluso cuando yo dudaba, y por ser un pilar fundamental en cada paso de este camino.

Con todo mi cariño y gratitud.

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi gratitud a:

A Dios, por ser mi guía y fortaleza en cada paso de este camino, permitiéndome concluir esta etapa de mi vida.

A mi familia, quienes han sido los pilares fundamentales de mi vida y mi carrera. Su amor incondicional, su apoyo inquebrantable y su sabiduría han sido el faro que ha guiado mi camino, iluminando incluso los momentos más oscuros. Cada logro alcanzado lleva consigo su aliento, su ejemplo y su fe en mí, por lo cual estaré eternamente agradecida.

A mis amigos, gracias por su apoyo incondicional, su amistad ha sido una fuente constante de inspiración y fortaleza, y cada logro en este proceso lleva consigo una parte de ustedes. Agradezco de corazón cada consejo brindado y cada momento que me ayudó a seguir adelante.

A mi Tutora, MSc. Dra. Lucía Mesías quién me ha guiado y me ha enseñado para poder concluir satisfactoriamente este trabajo de investigación.

A todos gracias por estar a mi lado en este viaje.

RESUMEN

El propósito de esta investigación es analizar el estado de la superficie de mini tornillos recuperados de pacientes mientras estén en contacto con el hueso, saliva y humedad. La información así recopilada puede ayudar a los ortodoncistas a comprender el proceso de adaptación físico y químico por el que pasa un material en este caso, el mini tornillo. Los casos de éxito o fracaso de los mini tornillos están relacionados con su diseño y composición del material. Para este estudio fueron analizados 20 mini implantes retirados en los pacientes con ortodoncia, y 4 mini implantes nuevos del grupo control colocados en hueso artificial, saliva artificial y horno a 37˚C, y como control negativo 2 mini tornillos nuevos. Los Mini tornillos elegidos debían ser retirados de tratamientos de ortodoncia cumpliendo con una carga de tracción entre 150gr de fuerza a 300gr y que hayan permanecido en boca en un periodo entre 2 a 18 meses. Los resultados reflejan corrosión en mini tornillos recuperados de pacientes y en el grupo control al presentar cantidades de oxígeno, carbono y aluminio que no se encontraban en las muestras de control negativo, además presentan cambios en la morfología como grietas en las roscas y deformación de la punta. La corrosión que pueden llegar a experimentar los mini tornillos al ser insertados en el hueso cumpliendo una carga de tracción en un tiempo determinado hacen que el material pierda estabilidad y fracase, es por eso que no se recomienda su reinserción.

PALABRAS CLAVES: Corrosión, distorsión, mini implantes, ortodoncia.

ABSTRACT

The purpose of this research is to analyze the surface condition of mini screws recovered from patients while in contact with bone, saliva, and moisture. The information thus gathered can help orthodontists understand the physical and chemical adaptation process that a material goes through, in this case the mini screw analyzed. The success or failure cases of mini screws are related to their design and material composition. For this study, 20 mini screws removed in orthodontic patients were analyzed, and 4 new mini-implants from the control group placed in artificial bone, artificial saliva and oven at 37°C, and 2 new mini screws were analyzed as negative control. The chosen mini screws had to be removed from orthodontic treatments complying with a tensile load between 150gr of force to 300gr and that they had remained in the mouth for a period between 2 and 18 months. The results reflect corrosion in mini screws recovered from patients and in the control group by presenting amounts of oxygen, carbon and aluminum that were not found in the negative control samples, in addition to changes in morphology such as cracks in the threads and tip deformation. The corrosion that mini screws can experience when they are inserted into the bone fulfilling a tensile load in a certain time causes the material to lose stability and fail, that is why its reinsertion is not recommended.

KEY WORDS: Corrosion, distortion, mini screws, orthodontics.

TABLA DE CONTENIDOS

RESUMEN **7**

INTRODUCCIÓN **15**

Planteamiento del problema *16*

Justificación *17*

Objetivo General *18*

Objetivos Específicos *18*

Hipótesis *18*

Formulación del problema *19*

REVISIÓN DE LA LITERATURA **19**

Mini implantes *19*

Material: 21

Tamaño: 21

Partes: 23

Tipo de inserción: 25

Ubicación: 26

Fuerza de carga: 27

Estabilidad: 28

Corrosión *28*

Biocorrosión: 30

Tipos de Corrosión: 33

Distorsión *34*

Microscopio electrónico de Barrido *35*

METODOLOGÍA Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN **37**

Tipo de Estudio *37*

Variables *37*

Variables dependientes. 37

Variables independientes. 37

Muestra *38*

Criterios de inclusión *39*

Criterio de exclusión *39*

Materiales *39*

Beneficio para participantes *41*

Riesgos *41*

ANÁLISIS DE DATOS **41**

Recolección de Datos *41*

Análisis Estadístico *50*

Discusión *59*

CONCLUSIONES **66**

RECOMENDACIONES **67**

BIBLIOGRAFÍA **68**

ANEXOS **70**

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Tamaños mini tornillos de titanio. 22

Figura 2.Tamaños mini tornillos de acero. 23

Figura 3. Partes del mini tornillo..... 25

Figura 4. Mini implante infracigomático. 26

Figura 5. mini tornillos del grupo experimental 43

Figura 6. Mini tornillos de grupo control en hueso de cerdo. 43

Figura 7.Mini tornillos de grupo control,, sumergidos en saliva artificial en caja Petri. 43

Figura 8. Mini tornillos del grupo control en estufa a 37˚C..... 44

Figura 9. Microscopio electrónico de barrido. 44

Figura 10. Platina para lectura de muestras cubiertas con cinta de carbono. 45

Figura 11. Lectura a x500 en SEM de la muestra 1 de grupo paciente en la zona del cuerpo. 45

Figura 12. Componentes químicos encontrados en muestra 1 de grupo paciente en la zona del cuerpo (C, O, Na, Al, Si, Ti). 46

Figura 13. Componentes químicos encontrados en muestra 1 de grupo paciente en la zona del cuerpo (C, O, Na, Al, Si, Ti). 46

Figura 14. Muestra 1 grupo paciente, lectura x100 y x500 en zona del cuello del mini tornillo. 47

Figura 15. Muestra 1 grupo paciente, lectura x100 y x500 en zona del cuerpo del mini tornillo. 47

Figura 16. Muestra 1 grupo paciente, lectura x100 y x500 en zona de la punta del mini tornillo. 48

Figura 17. Muestra 1 grupo control, lectura x100 y x500 en zona del cuello del mini tornillo. *48*

Figura 18. Muestra 1 grupo control, lectura x100 y x500 en zona del cuerpo del mini tornillo. *48*

Figura 19. Muestra 1 grupo control, lectura x100 y x500 en zona del punta del mini tornillo. *49*

Figura 20. Muestra 1 grupo nuevo, lectura x100 y x500 en zona del cuello del mini tornillo. *49*

Figura 21. Muestra 1 grupo nuevo, lectura x100 y x500 en zona del cuerpo del mini tornillo. *49*

Figura 22. Muestra 1 grupo nuevo, lectura x100 y x500 en zona del punta del mini tornillo. *50*

Figura 23. Distorción de la punta del minitornillo *58*

Figura 24. Ateración en las roscas de corte del mini implante *59*

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Operacionalización de las variables. *38*

Tabla 2. Descripción de actividades en el proceso de investigación. *40*

Tabla 3. Datos obtenidos de EDS por medio de la lectura de zonas para la detección de elementos quimicos indicando sus porcentajes en masa. *47*

Tabla 4. Distribución muestral *50*

Tabla 5. Organización de los grupos. *51*

Tabla 6. Tiempo *51*

*Tabla 7. Carga máxima (gF *)* *52*

Tabla 8. Composición porcentual general de los mini implantes *53*

Tabla 9. Prueba de normalidad *54*

Tabla 10. Composición porcentual general de los implantes de Titanio *54*

Tabla 11. Composición porcentual general de los implantes de acero *55*

Tabla 12. Correlación de variables *57*

ÍNDICE DE GRÁFICAS

Gráfica 1. Carga máxima soportada por el implante por grupo *52*

Gráfica 2. Composición porcentual general de los implantes de Titanio *55*

Gráfica 3. Composición porcentual general de los implantes de acero *56*

INTRODUCCIÓN

La Ortodoncia es la rama de la Odontología que se encarga de prevenir, diagnosticar, interceptar y tratar las malposiciones dentarias y trastornos máxilofaciales. Dentro de los tratamientos de ortodoncia se utilizan micro implantes.

Los micro implantes son un tipo de implante alveolar que proporcionan un método excelente de anclaje, son un elemento económico, fácil de colocar y retirar. Estos han ganado una enorme popularidad en la ortodoncia y a menudo se consideran la fuente de anclaje intraoral absoluto para fines clínicos. (Aslam & Ebrahim, 2018)

Los micro implantes pueden presentar corrosión, que es un proceso de deterioro de materiales metálicos. Aunque se sabe que las aleaciones de titanio son excepcionalmente resistentes a la corrosión debido a la estabilidad de la capa pasiva de óxido de titanio en la superficie, se ha informado que los micro implantes sufren corrosión después de aplicaciones clínicas. Cuando un implante se coloca en el hueso, la tensión puede provocar corrosión bajo tensión o agrietamiento de la aleación. (Pradnya , Om Prakash , Ritu , Taposh, & Dinesh , 2015)

Una vez que se han alcanzado los objetivos de ortodoncia requeridos, los micro implantes se retiran del hueso del paciente. Después de la extracción, los dispositivos recuperados generalmente se descartan. Sin embargo, los factores económicos o la conservación del medio ambiente podrían considerar la posibilidad de que los ortodoncistas piensen en reutilizarlos. (Pradnya , Om Prakash , Ritu , Taposh, & Dinesh , 2015)

Planteamiento del problema

La corrosión del titanio puede verse exacerbada en condiciones inflamatorias, lo que provoca la liberación de iones metálicos que contribuyen a la pérdida de estabilidad de los miniimplantes ortodónticos. Las corrientes eléctricas generadas durante el proceso corrosivo pueden inducir potenciales eléctricos que afecten negativamente a las células óseas, promoviendo la reabsorción ósea.

El implante atraviesa la mucosa y el hueso, generando una inflamación traumática que se caracteriza por una disminución del pH en las primeras fases exudativas. Esto provoca la activación de diversas células, como los granulocitos polimorfonucleares y los macrófagos, los cuales liberan enzimas y agentes oxidantes que pueden alterar la superficie del miniimplante, creando un entorno propenso a la inestabilidad. (Meneses & Laquihuacanaco, 2022)

Es por eso que surge la necesidad de un estudio acerca del comportamiento de la superficie de los microimplantes retirados.

En la actualidad no hay información extensa sobre los minitornillos usados con respecto a su superficie y composición elemental. Por lo tanto, se realizará este estudio dirigido a los análisis de superficie de microimplantes después de su recuperación en pacientes en comparación con microimplantes colocados en un ambiente similar al de la cavidad oral.

Justificación

Dentro del desarrollo de la ortodoncia es notoria la evolución que ha tenido a través del tiempo con los avances tecnológicos y el progreso en la práctica clínica, es así que los mini implantes llegan a tener una gran taza de aceptación en los tratamientos ortodóncicos por su éxito que ha influido de una manera decisiva en el anclaje esqueletal que nos ayuda a mover los dientes de una manera más estable y efectiva.

Los mini implantes pueden presentar corrosión en su superficie, que es un proceso de deterioro de materiales metálicos. Se sabe que las aleaciones de titanio son resistentes a la corrosión debido a la estabilidad que proviene de la capa pasiva de óxido de titanio en su superficie. Aún así, se ha informado que los mini implantes sufren corrosión después de aplicaciones clínicas.

Cuando un implante se coloca en el hueso, la tensión puede provocar corrosión o agrietamiento de la aleación que llega a ser un efecto negativo del mini implante por la contaminación que puede generar dentro del hueso además de su futuro fracaso. (Pradnya , Om Prakash , Ritu , Taposh, & Dinesh , 2015)

Este estudio aportará con información acerca de la corrosión existente en la superficie de los mini implantes al ser retirados dentro de los tratamientos de ortodoncia, lo cual no se define de manera exacta en marcas ni en tamaños específicos de los mini implantes, esto le permitirá al ortodoncista conocer si un mini implante podrá ser reutilizado en el mismo paciente ya sea en diferentes zonas de aplicación en los maxilares o en el mismo sitio.

En la actualidad los estudios acerca de este tema son limitados y solamente desarrollados en países de primer mundo con marcas que en el Ecuador no se manejan.

El presente estudio dispone de recursos económicos, humanos y de fuentes de información para llevarlos a cabo.

Objetivo General

Analizar la superficie de los micro implantes retirados en los tratamientos de ortodoncia determinando si presentaron corrosión y distorsión en la punta.

Objetivos Específicos

- Examinar si la superficie de los micro implantes retirados presentó corrosión.
- Observar si los micro implantes retirados adquirieron distorsión en la punta.
- Considerar si la corrosión que presenta la superficie de los micro implantes está relacionada con el tiempo de tracción.
- Comparar si la corrosión que presenta la superficie de los micro implantes está relacionada con la fuerza de tracción.

Hipótesis

Hipótesis de investigación, H1

Los mini tornillos al ser retirados de la cavidad oral presentan corrosión.

Los mini tornillos al ser retirados de la cavidad oral no presentan corrosión ni cambios en su superfie que alteren su composición.

Formulación del problema

¿Presentan corrosión los mini tornillos al ser retirados de la cavidad oral después de que han sido utilizados para anclaje esqueletal y movimientos dentales en tratamientos de ortodoncia?

REVISIÓN DE LA LITERATURA

Mini implantes

Los mini implantes o micro tornillos, son dispositivos de anclaje temporal llamados TADS, son ampliamente aceptados en la ortodoncia contemporánea. (Chooryung, Kill-Young , & Yoon, 2014).

Los minitornillos se introdujeron como dispositivos de anclaje absoluto en el tratamiento de ortodoncia ya que los procedimientos de colocación y extracción son menos invasivos que para otros implantes y requieren una cooperación mínima del paciente. (Aslam & Ebrahim, 2018)

Desde su introducción, los minitornillos de ortodoncia han cambiado el paradigma del anclaje en la ortodoncia y los movimientos dentales que antes eran difíciles se han vuelto más fáciles. (Aslam & Ebrahim, 2018)

En comparación con otros sistemas de anclaje, las ventajas del uso de los miniimplantes empieza por su pequeño tamaño, su bajo coste, su sencilla implantación y el mínimo trauma quirúrgico que resulta de su inserción. (Gil, Maestre, Herrera, & Rebolledo, 2022). En la actualidad estos dispositivos están creciendo rápidamente en la práctica rutinaria de la ortodoncia. (Aslam & Ebrahim, 2018)

La estabilidad de los micro implantes a largo plazo es predecible y confiable, y ha sido una motivación para la cooperación del paciente, además de los problemas relacionados con el control del anclaje. (Gutierrez , Hernández , & Perea , 2014)

Sus principales indicaciones incluyen movimientos dentarios como intrusión de molares, retrusión de incisivos, intrusión de incisivos, verticalización de molares, corrección de planos asimétricos, corrección de lineas medias, entre otros. (Gutierrez , Hernández , & Perea , 2014)

En los últimos años se han desarrollado pequeños implantes que pueden colocarse en cualquier superficie del proceso alveolar, incluso en la zona interdental. (Gutierrez , Hernández , & Perea , 2014)

Los factores que pueden afectar a los procesos de selección pueden dividirse en primarios y secundarios. Los factores primarios incluyen la elección del material, la longitud y el diámetro del mini tornillo.

Los factores secundarios incluyen el diseño de la cabeza, el cuello, los tejidos blandos, el sitio de colocación, la técnica de inserción, las fuerzas de carga y el tipo de movimiento del diente. (Aslam & Ebrahim, 2018)

Material:

Los minitornillos están hechos de titanio médico grado 5, tiene propiedades probadas de biocompatibilidad, son livianos, tienen una excelente resistencia al estrés, fractura y corrosión y son ampliamente utilizados, con una superficie sin tratar con fosfato de calcio, es por eso que no se genera osteointegración. (Gutierrez , Hernández , & Perea , 2014). Esta osteointegración es indeseada para permitir una fácil extracción. El acero inoxidable de grado quirúrgico también ha sido utilizado por algunos fabricantes. (Aslam & Ebrahim, 2018)

Tamaño:

Los minitornillos varian en longitud y diámetro. El diámetro del tornillo se refiere a la parte más ancha del cuerpo del minitornillo. El diámetro difiere entre los fabricantes y suele oscilar entre 1,2 y 2,3 mm. (Aslam & Ebrahim, 2018)

La elección del diámetro adecuado depende de varios factores, como el lugar de inserción, el material y el método utilizado para colocar el minitornillo. En términos generales, a mayor diámetro, mayor será la estabilidad primaria y la tasa de éxito relacionada. Se ha observado que los tornillos de 1 mm de grosor ofrecen menos estabilidad en comparación con los de 1,5 y 2,3 mm. (Aslam & Ebrahim, 2018)

También parece haber una mayor probabilidad de perder el potencial de anclaje del minitornillo si se aplica una fuerte fuerza de ortodoncia a un minitornillo de menor diámetro (1,2 mm).

Por el contrario, el riesgo de dañar las raíces dentales aumenta con minitornillos de gran diámetro (2 mm) insertados en la zona interradicular. (Aslam & Ebrahim, 2018)

En general, los minitornillos con menor diámetro deben insertarse en las áreas donde se encuentran los dientes para evitar dañar las raíces dentales, mientras que los minitornillos con un diámetro mayor deben insertarse en las áreas edéntulas. (Aslam & Ebrahim, 2018)

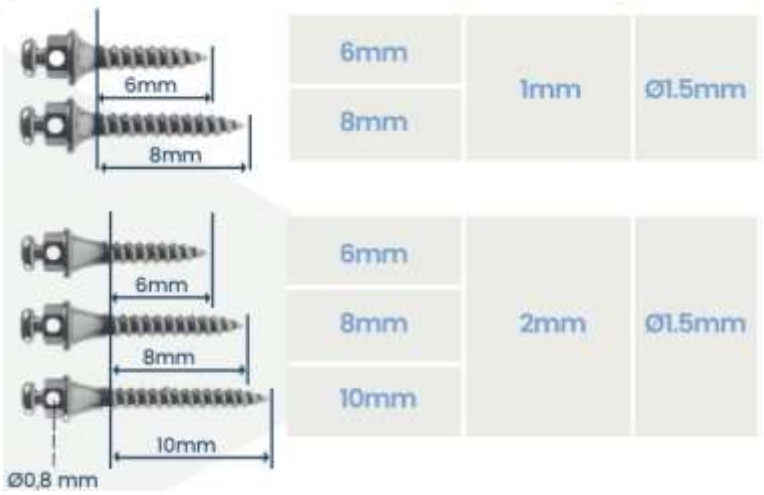


Figura 1. Tamaños mini tornillos de titanio.

Fuente: (Morelli, 2022)

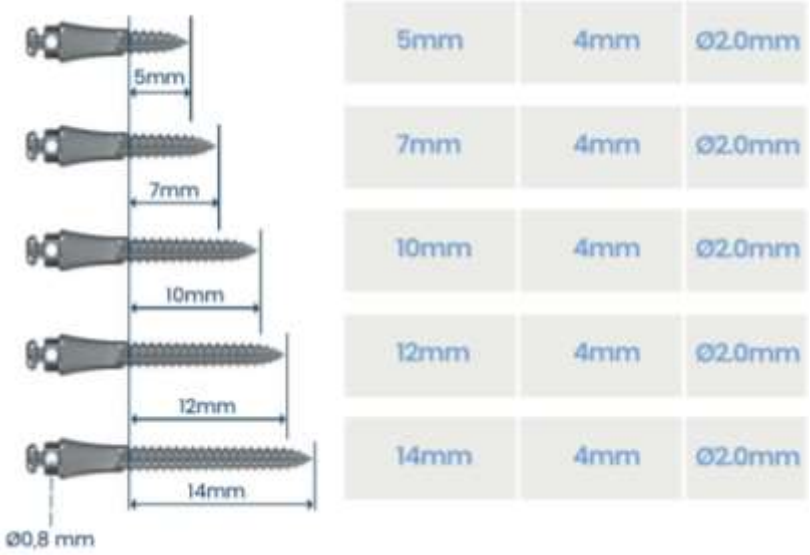


Figura 2.Tamaños mini tornillos de acero.

Fuente: (Morelli, 2022)

La longitud del tornillo endooóseo se refiere a la parte del cuerpo del minitornillo que se encuentra dentro del hueso y debajo de los tejidos blandos. La longitud difiere entre los fabricantes y suele oscilar entre 5 y 15 mm. (Gutierrez , Hernández , & Perea , 2014)

La selección de la longitud del minitornillo debe basarse en la ubicación de las estructuras anatómicas adyacentes como raíces dentales, nervios y vasos sanguíneos, así como en la profundidad ósea disponible. (Aslam & Ebrahim, 2018)

Como el maxilar está compuesto en su mayoría por hueso esponjoso, la longitud del implante debe ser más larga y delgada en contraste con los minitornillos utilizados en la mandíbula. Si el hueso cortical tiene más de 1 mm de grosor, por lo general un minitornillo de 6 mm de largo es adecuado para la estabilidad primaria. Sin embargo, si el hueso cortical tiene menos de 1 mm de grosor, se recomiendan minitornillos de 8 mm para la estabilidad primaria. (Aslam & Ebrahim, 2018)

Según su uso los minitornillos pueden brindar anclaje directo , sin ningun apoyo dental, y anclaje indirecto en donde el anclaje es dentario y el mini tronillo nos ayuda como un refuerzo. (Gutierrez , Hernández , & Perea , 2014)

Partes:

Los minitornillos están formados por las siguientes partes básicas: cabeza, a la que se aplican los accesorios, cuello, rosca y punta. (Aslam & Ebrahim, 2018)

Cabeza: Existen numerosos diseños de cabezales, que incorporan varias ranuras, extremos esféricos, botones, túneles y ranuras para ayudar a la fijación de aparatos auxiliares, como alambres de ligadura, hilo elástico y cadena elastomérica. Las ranuras tienen dimensiones muy similares a las de un bracket de ortodoncia y se pueden utilizar para enganchar directamente los alambres del arco. Algunos fabricantes producen minitornillos que vienen con auxiliares que se pueden unir a la cabeza. (Gutierrez , Hernández , & Perea , 2014)

Cuello: El cuello transmucoso es aquella parte del minitornillo que emerge a través del tejido blando superficial a la cortical. Un cuello transmucoso liso y pulido de altura adecuada es esencial para evitar la acumulación de placa y el alojamiento de microorganismos y proporciona suficiente espacio libre para el cabezal de la fijación. El objetivo principal de un diseño adecuado del cuello transmucoso es prevenir la irritación gingival de los auxiliares adjuntos y minimizar el crecimiento excesivo gingival. Las superficies lisas y pulidas también reducen la irritación y mejoran la cicatrización de heridas. En general, una altura adecuada está entre 1 y 2 mm. La superficie de contacto entre el cuello transmucoso y el hueso subyacente es importante ya que se puede obtener una mayor estabilidad mecánica del contacto directo con el hueso. (Aslam & Ebrahim, 2018)

Figura 3. Partes del mini tornillo.

Fuente: (Pradnya , Om Prakash , Ritu , Taposh, & Dinesh , 2015)

Tipo de inserción:

Se han reportado varios protocolos según el sitio de inserción o el diseño del dispositivo, pero en general, la mayoría de los mini tornillos se insertan mediante el método autoenrroscante o auto perforador. (Chooryung, Kill-Young , & Yoon, 2014).

Los autoperforantes, que son los que perforan la encia y cortical ósea por si mismos con atornillado manual, sin necesidad de un orificio piloto, mientras que los autorroscantes necesitan de una apertura inicial con algun aditamento como una fresa. (Gutierrez , Hernández , & Perea , 2014)

La perforación del orificio piloto depende de la composición del tornillo y de la densidad ósea en el lugar de inserción. Esencialmente, se recomienda la perforación previa si el minitornillo tiene menos de 1,3 mm de diámetro, está hecho de titanio comercialmente puro y el hueso en el sitio de inserción es grueso.

Alternativamente, la autoperforación es adecuada si el minitornillo tiene un diámetro superior a 1,3 mm, está hecho de una aleación de titanio y el hueso en el lugar de inserción es delgado. (Aslam & Ebrahim, 2018)

Ubicación:

Se ha recomendado una holgura mínima de 1 mm de hueso alveolar alrededor del minitornillo para preservar la salud periodontal. Se han realizado varios estudios para evaluar las ubicaciones seguras en los espacios interradiculares para la colocación de minitornillos, las llamadas zonas seguras (Poggio et al. 2006; Chaimanee y cols. 2011).

Los sitios más seguros disponibles en los espacios interrradiculares del maxilar y la mandíbula que logran una mayor estabilidad son la región premolar del maxilar y mandíbula y la región anterior de la mandíbula. (Pradnya , Om Prakash , Ritu , Taposh, & Dinesh , 2015)

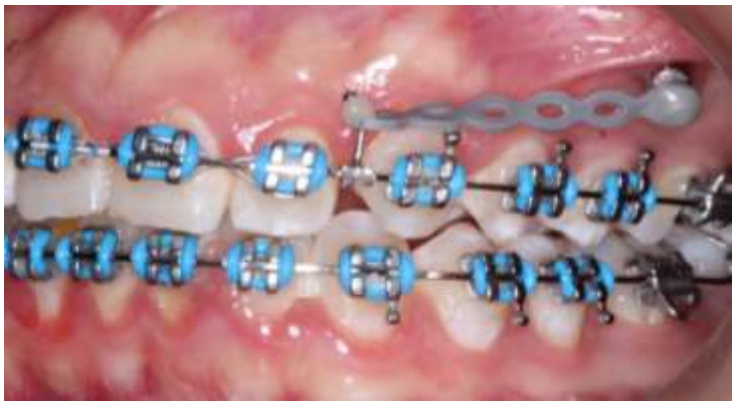


Figura 4. Mini implante infracigomático.

La evaluación del área interradicular también es crítica antes de la colocación de minitornillos. En el maxilar, cuanto más anterior y más apical, más segura se vuelve la

ubicación para la colocación. También es importante recordar que si el tornillo se inserta perpendicular al eje dental, obtiene menos soporte óseo que cuando se inserta en un ángulo oblicuo. Una inserción de minitornillo a 30-40° del eje dental permite la inserción de un tornillo más largo en la profundidad ósea disponible.

Como ocurre con cualquier elemento colocado en la cavidad bucal, es necesario un examen radiológico exhaustivo. (Gutierrez , Hernández , & Perea , 2014)

Fuerza de carga:

Los minitornillos se describen como cargados inmediatamente o después de un período de cicatrización de dos semanas. Si se carga inmediatamente, se deben aplicar fuerzas de ortodoncia reducidas de menos de 25 g. Después de dos semanas, se pueden aplicar fuerzas más altas. Los minitornillos pueden soportar fuerzas que oscilan entre 50 y 600 g y son estables cuando se aplican fuerzas horizontales o verticales, siempre que estas fuerzas provoquen movimientos de rotación mínimos. El rango de fuerza de carga para el mini tornillo dependerá del diseño del tornillo, diámetro, longitud, tipo de contacto, densidad ósea, acción de la fuerza y sitio del implante. (Ochoa, Peralta, Rojas, & Rouillon, 2022)

Los principales factores de riesgo para el aflojamiento prematuro es el diámetro pequeño, la inflamación periimplantaria y los pacientes con ángulos elevados del plano mandibular.

Se ha demostrado en modelos animales que fuerzas de hasta 150 g no están influenciadas por la densidad ósea y no parecen afectar a la estabilidad. (Cornelis , De Clerck , & Tulloch , 2007). Aunque el umbral superior recomendado es de 200 g, actualmente no

existe acuerdo en la literatura sobre el límite umbral (Cornelis , De Clerck , & Tulloch , 2007) (Aslam & Ebrahim, 2018).

Estabilidad:

La función principal de los minitornillos de ortodoncia es proporcionar anclaje esqueletal para el movimiento dental es por eso que la estabilidad de un TAD es crucial. La posición, geometría, tipo de microtornillo, densidad, grosor óseo, higiene del paciente y experiencia del operador se consideran aspectos importantes para determinar la estabilidad de un microtornillo. (Ochoa, Peralta, Rojas, & Rouillon, 2022)

Si no se logra la estabilidad primaria durante la inserción, muchos profesionales considerarán la extracción y la reubicación inmediata de un minitornillo a un sitio adyacente. (Chooryung, Kill-Young , & Yoon, 2014)

Corrosión

En la odontología contemporánea dentro de los tratamientos interdisciplinarios a menudo se utiliza varias aleaciones nobles, menores y básicas. Los elementos metálicos presentes en la cavidad bucal sufren corrosión y biocorrosión e interactúan entre sí. (Mystkowska, Niemirowicz, Lysik, & Tokajuk, 2018)

La corrosión es el fenómeno de deterioro de un material, normalmente metálico, a nivel atómico debido a la interacción con factores físicos, químicos o electroquímicos del entorno, ya sea con o sin la presencia de esfuerzos mecánicos. En los biomateriales

metálicos, este proceso causa la pérdida de material, lo que debilita la estructura y acorta su vida útil, comprometiendo su resistencia mecánica. (Mystkowska, Niemirowicz, Lysik, & Tokajuk, 2018)

La ocurrencia de este fenómeno depende del tipo de aleaciones, los procesos tecnológicos utilizados para su producción y las afecciones bucales. El tratamiento electroquímico de los elementos metálicos provoca una mayor resistencia a la corrosión que solo el tratamiento mecánico. Esto es importante en la actividad observada del medio oral, lo que promueve la liberación superficial o la polarización del electródo de elementos metálicos. (Mystkowska, Niemirowicz, Lysik, & Tokajuk, 2018)

La saliva presente en la cavidad bucal es un electrolito que cambia bajo diversos factores. El cambio en el pH está influenciado por factores sistémicos como la edad de los pacientes, el estrés, algunas enfermedades infecciones generales, medicamentos orales, flora bacteriana presente en la cavidad bucal, infecciones bacterianas y virales, cantidad de saliva y tipo de ingesta de alimentos.

Por lo tanto, en la cavidad bucal, el metal se sumerge en electrolitos que contienen diferentes concentraciones del mismo metal. Es importante evitar el contacto cercano entre varios elementos metálicos, así como entre las membranas metálicas y mucosas, ya que afecta a la frecuencia de aparición de corrientes galvánicas en la cavidad oral. (Mystkowska, Niemirowicz, Lysik, & Tokajuk, 2018)

Los microorganismos aeróbicos intensifican la formación de diversas células de oxigenación que promueven el desarrollo de la corrosión por grietas. Esto puede conducir al aflojamiento y disfunción de los micro implantes.

Los procesos de corrosión causan reacciones tóxicas y alérgicas en el cuerpo humano, inflamación y la posible formación de cáncer. Además, los iones metálicos liberados durante la corrosión pueden entrar en el tracto gastrointestinal y acumularse en el estómago, hígado, riñones, bazo, huesos, pulmones, cerebro o membranas mucosas. (Mystkowska, Niemirowicz, Lysik, & Tokajuk, 2018)

Los aparatos fijos utilizados en ortodoncia están expuestos a un entorno corrosivo durante varios meses, lo que provoca daños que no son fácilmente visibles a simple vista. Es crucial considerar el tiempo que los dispositivos metálicos permanecen en la boca, ya que la placa bacteriana y los restos de alimentos se acumulan sobre ellos, formando una capa. Los procesos metabólicos de las bacterias presentes en la placa, junto con los subproductos microbianos, contribuyen a la reducción del pH. Esta disminución en el pH afecta la capa pasiva de óxido de los materiales, alterándola. (Knutson & Berzins , 2013)

Biocorrosión:

La mayoría de las pruebas de corrosión de los biomateriales se inducen electroquímicamente. Sin embargo, hay que tener en cuenta que en el ambiente heterogéneo de la cavidad oral, además de la microflora oral típica, también puede haber microorganismos responsables de la corrosión microbiológica inducida por los biomateriales. (Mystkowska, Niemirowicz, Lysik, & Tokajuk, 2018)

La cabeza y cuello transmucoso de los microimplantes se asocian con mayor frecuencia a bacterias como: Streptococcus mutans, S. sobrinus, S. sanguis, S. oralis, S. milleri, S. salivarius, Staphylococcus aureus, S. epidermidis, Actinomyces israeli, A.

neslundii, A. odontolyticus, A. viscosus, Lactobacillus spp., Propionibacterium spp., y Veillonella spp. (Mystkowska, Niemirowicz, Lysik, & Tokajuk, 2018)

La biocorrosión se refiere al deterioro acelerado de los metales debido a la presencia de biopelículas en sus superficies.

Los estudios de biocorrosión disponibles se refieren principalmente a los efectos de las bacterias típicas de la cavidad oral Streptococcus mutans y Streptococcus sanguis. (Mystkowska, Niemirowicz, Lysik, & Tokajuk, 2018)

Kameda et al. investigaron el efecto de estos microorganismos en la resistencia a la corrosión de elementos metálicos de aparatos de ortodoncia hechos de acero inoxidable y Niti. Sus estudios han demostrado que los microorganismos son capaces de inducir la corrosión. Esta biocorrosión se vio observada en las superficies del acero, pero no en el caso de los aparatos de aleación de titanio. Por otro lado, en el trabajo de Souza los resultados de las pruebas electroquímicas (resistencia a la polarización de un película de óxido de titanio) realizada en presencia de Streptococcus mutans indican que las bacterias tienen un efecto negativo sobre la resistencia a la corrosión de las aleaciones de titanio. (Mystkowska, Niemirowicz, Lysik, & Tokajuk, 2018)

Esto conduce a la creación de una amplia gama de productos metabólicos, como los productos orgánicos ácidos, que pueden reaccionar directamente con el metal. Autores de otros trabajos también confirmaron que la corrosión microbiana se produjo bajo una biopelícula como reacciones cátodo/ánodo.

Las celdas de corrosión ocurren cuando dos áreas están en contacto con diferentes concentraciones de la misma solución. (Mystkowska, Niemirowicz, Lysik, & Tokajuk, 2018)

Existen algunos tipos de celulas corrosivas que pueden presentar diferentes grados de oxigenación o varias concentraciones de iones metálicos. Las células que contienen diferentes grados de oxigenación están presentes cuando hay una diferencia en la concentración de oxígeno entre dos zonas. Uno de los factores que provocan la creación de dicho mecanismo es una capa heterogénea de biopelícula. (Mystkowska, Niemirowicz, Lysik, & Tokajuk, 2018)

Las bacterias como el Streptococcus mutans utilizan oxígeno, por lo que una distribución no uniforme del microorganismo causa diferencias en la oxigenación de áreas particulares, debajo de la capa más gruesa de la biopelícula, la superficie se comportará anódicamente mientras que en la capa más delgada existirá una acción catódica. (Knutson & Berzins , 2013)

El contacto superficial con un oxígeno de menor concentración será el ánodo, mientras que la superficie en contacto con una concentración de oxígeno más alta, será el cátodo.

Otro factor que provoca la formación de células con diferente oxigenación es la ocurrencia simultánea de organismos aeróbicos y anaeróbicos. Bajo colonias de bacterias aeróbicas, la superficie metálica será un ánodo, debajo de las colonias anaeróbicas, será un cátodo. (Mystkowska, Niemirowicz, Lysik, & Tokajuk, 2018)

La diversificación de concentraciónes de oxígeno también da lugar a la formación de estructuras de precipitación heterogéneas densas en bordes sueltos en el medio, lo que intensifica las diferencias en la oxigenación en áreas particulares. Debido a la capa densa de productos de corrosión, la difusión de oxígeno es baja, mientras que donde los productos están sueltos, el oxígeno pasa más fácilmente y la difusión es mayor. (Mystkowska, Niemirowicz, Lysik, & Tokajuk, 2018)

Las microcélulas de corrosión pueden aparecer debido a diferencias en la concentración de iones metálicos en la superficie. Los microorganismos que colonizan la superficie producen polisacáridos extracelulares. La matriz polimérica contiene varios grupos funcionales capaces de unir iones metálicos a una mayor o menor extensión. Por lo tanto, las áreas bajo colonias de baja afinidad se comportarán como ánodos y las áreas bajo las colonias con alta afinidad por el metal se comportan como cátodos. (Mystkowska, Niemirowicz, Lysik, & Tokajuk, 2018)

Tipos de Corrosión:

Corrosión por bacterias: El deterioro de un material metálico en medio de hongos o bacterias. Este fenómeno suele ocurrir en ambientes anaeróbicos como las bacterias reductoras de sulfato. La corrosión puede ocurrir en condiciones aerobias debido a la presencia de un metabolito ácido, como en la cavidad bucal, donde la mayoría de las bacterias son productoras de ácido. Además, la formación de celdas de concentración y la formación de depósitos de placa bacteriana, también pueden provocar corrosión. (Salazar, 2015)

Corrosión galvánica: Una forma común de corrosión es la corrosión galvánica, que puede ser seca o húmeda y consiste en un ataque uniforme sobre grandes áreas de una superficie. Se produce cuando dos metales distintos se mezclan a través de una solución conductora. (Salazar, 2015)

Corrosión por desgaste: Cuando el medio corrosivo se mueve sobre la superficie debido al desgaste mecánico, se produce erosión; el mecanismo de erosión se debe a la eliminación de las películas superficiales protectoras. Se produce cuando las partes del metal, como los arcos de ortodoncia o los brackets, se deslizan entre sí, causando daño a una o varias partes. (Salazar, 2015)

Corrosión en ortodoncia: Los aparatos de ortodoncia fija brindan áreas de bajo flujo salival, lo que permite la formación de biopelículas y la adhesión bacteriana.
La mayor preocupación son las respuestas biológicas y la corrosión de la aparatología en ortodoncia. En la mayor parte de los casos, los aparatos metálicos que se emplean en el tratamiento de ortodoncia, como tubos, bandas, brackets, microimplantes y alambres, se mantienen en la boca durante dos años en un ambiente que se considera corrosivo. En la mayoría de los casos, la destrucción de los materiales dentales en la cavidad oral no es perceptible macroscópicamente. Los pacientes con ortodoncia fija tienen más Streptococcus mutans en su saliva, con una mayor incidencia cariogénica en comparación con los pacientes que no usan ortodoncia. (Gomes, Da Silva, & Dal Paz, 2023)

Distorsión

Extensión y compresión de las posiciones proyectadas de entidades espaciadas uniformemente. Es la forma de torcer un objeto, o de desequilibrar la disposición de figuras o elementos en general. (Chooryung, Kill-Young , & Yoon, 2014)

Métodos para detectar distorsión en la punta del minitornillo:

La ubicación ideal clínicamente para insertar minitornillos es un espacio interdental en una región molar o premolar. Durante el tratamiento, ocasionalmente es necesario reubicar un tornillo en diferentes momentos, a pesar de que el protocolo de inserción para minitornillos es bastante sencillo. La reubicación inmediata puede ser necesaria durante el proceso de inserción debido a limitaciones anatómicas como la proximidad de raíces, vasos sanguíneos y nervios, la falta de estabilidad primaria o el dolor. (Chooryung, Kill-Young , & Yoon, 2014)

Dado que el espacio interdental es limitado, los minitornillos insertados entre las raíces de los dientes pueden obstaculizar el camino del movimiento del diente durante el tratamiento. Por ejemplo, durante la distalización o la intrusión molar, la raíz del diente puede entrar en contacto con el minitornillo; esto dificulta el movimiento adicional del diente y requiere una reubicación oportuna.

Como resultado, las propiedades mecánicas que pueden limitar el proceso de reubicación y las variaciones morfológicas de los minitornillos recuperados pueden ocurrir. (Chooryung, Kill-Young , & Yoon, 2014)

Microscopio electrónico de Barrido

La microscopia es una área de trabajo multidisciplinar que se puede aplicar a diferentes tipos de muestras y procesos; permite la visualización de información que macroscópicamente no se puede observar. (Kang, Echarri, & Llorente, 2013)

La microscopia electrónica de barrido (MEB o SEM en inglés) utiliza un haz de electrones para crear imágenes de alta resolución sobre muestras conductoras; los electrones que se producen son acelerados por una rejilla polarizada positivamente.
El haz se envía a través de una bobina electromagnética a un punto para que luego se pueda escanear la superficie utilizando detectores de electrones que analizan los electrones secundarios. (Hernández, Ventura, & Christoph, 2019)

La computadora es entonces responsable de mostrar las lecturas electrónicas. Muestra imágenes claras de la superficie de la muestra con un nivel de detalle muy alto (hasta 3 nm a 30 kV), es decir aumento de 1.000.000X.

El número de electrones generados durante la interacción va a depender del material cuanto mayor es el número atómico, mayor será la emisión es decir que el contraste se deberá a la presencia de diferentes elementos químicos y la forma de su emisión en las zonas irregulares, las aristas son mayores dependiendo del elemento químico en donde se puede encontrar una carga adicional concentrada en estos puntos llamado contraste topográfico. (Kang, Echarri, & Llorente, 2013)

El EDS, o Espectroscopía de Dispersión de Energía, es una técnica complementaria en la microscopía electrónica que permite analizar la composición elemental de una muestra. Esta técnica funciona al detectar los rayos X que emite la muestra cuando es excitada por el haz de electrones del microscopio. Cada elemento químico emite rayos X con energías características, y el EDS mide estas energías para identificar y cuantificar los elementos presentes. Se utiliza en microscopía electrónica de

barrido (SEM) y en microscopía electrónica de transmisión (TEM), siendo útil en diversos campos como la investigación de materiales, la ciencia de semiconductores, y la biología, entre otros. (Hernández, Ventura, & Christoph, 2019)

METODOLOGÍA Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

Tipo de Estudio

Investigación observacional, laboratorial transversal

Variables

Variables dependientes.

Corrosión: Deterioro de un material a consecuencia de un ataque electroquímico por parte de su entorno.

Distorsión en la punta del mini tornillo: Deformación o fractura de la punta del mini tornillo.

Variables independientes.

Tiempo de tracción: Período que trascurre desde la inserción del mini implante en el tratamiento de ortodoncia hasta obtener el resultado esperado y ser retirado.

Fuerza de tracción: Cantidad de fuerza que se aplica al mini implante para la biomecánica que este realizando.

VARIABLE	DEFINICIÓN OPERACIONAL	TIPO	CLASIFICACIÓN	INDICADOR CATEGÓRICO	ESCALAS DE MEDICIÓN
Corrosión	Desgaste de un material debido a un ataque electroquímico proveniente de su entorno.	Dependiente	Cualitativa Nominal	**Presente en la superficie del microimplante** No Si	 0 1
Distorsión en la punta del mini tornillo	Deformación o fractura de la punta del mini tornillo	Dependiente	Cualitativa Nominal	**Presente en la punta del microimplante** No Si	 0 1
Tiempo de tracción	Periodo que trascurre desde la inserción del mini implante en el tratamiento de ortodoncia hasta obtener el resultado esperado y ser retirado.	Independiente	Cuantitativa Discreta	< 8 meses Entre 8 y 12meses Entre 12 y 18 meses	1 2 3
Fuerza de tracción	Cantidad de fuerza que se aplica al mini implante para la biomecánica que este realizando.	Independiente	Cuantitativa Discreta	<100grF 100-150 grF 150-200grF	1 2 3

Tabla 1. Operacionalización de las variables.

Muestra

Muestra por conveniencia de pacientes con tratamiento de ortodoncia atendidos en la clínica de posgrados de odontología de la Universidad San francisco de Quito que hayan usado mini implantes durante el tratamiento.

La muestra fue un número de 20 mini implantes retirados en los pacientes con ortodoncia, y 4 mini implantes nuevos que pertenecieron al grupo control (colocados en hueso artificial, saliva artificial y horno a 37˚C). Control negativo, 2 mini implantes nuevos.

Criterios de inclusión

- Mini tornillos retirados de tratamientos de ortodoncia, que hayan cumplido con una carga de tracción entre 150gr de fuerza a 300gr.
- Mini tornillos que hayan permanecido en boca en un periodo entre 2 a 18 meses
- Mini tornillos de marca Morelli
- Mini tornillos de titanio o de acero.

Criterio de exclusión

- Mini tornillos fallidos que perdieron su inserción.

Materiales

Actividad	Descripción	Instrumento	Tiempo
Recolección de mini implantes	Se recolectará los mini tornillos que fueron usados en pacientes de ortodoncia y que ya cumplieron su ciclo activo para realizar los movimientos dentales. Estos mini implantes serán proporcionados por los residentes de posgrado de ortodoncia de la Universidad San Francisco de Quito en la clínica	Tubos de ensayo	*5 meses*

	Odontológica ubicada en el Paseo San Francisco. Los residentes de posgrado de ortodoncia se encargarán de la remoción de cada mini implante en cada uno de sus pacientes y sumergirán a dichos dispositivos en agua destilada (que no alterará la superficie) para su posterior entrega al investigador principal. Una vez entregados los mini implantes se los guardará en tubos de ensayo para luego observarlos en el microscopio electrónico de barrido.		
Observación de la superficie de mini implantes	Observación de los mini tornillos en el microscopio electrónico de barrido para corroborar la existencia o no de corrosión, y distorsión en la punta. Las muestras no serán almacenadas para futuras investigaciones. Una vez analizadas las muestras serán desechadas en el contenedor de desechos cortopunzantes de la clínica odontológica área de ortodoncia.	Microscopio electrónico de barrido.	*2 meses*
Toma de datos	Se recolectará los datos de las muestras observadas en el microscopio tanto del grupo experimental, grupo control y grupo negativo, para ser comparadas.	*Laptop*	*1 mes*

Tabla 2. Descripción de actividades en el proceso de investigación.

Beneficio para participantes

Beneficios nulos para los participantes. La información de los mini tornillos en cuanto al tiempo que estuvo en boca del paciente, serán entregados de forma anonimizada. Se publicaron los resultados de la investigación garantizando la confidencialidad de los pacientes implicados.

Riesgos

La investigación presentó un riesgo nulo para los participantes de esta investigación ya que no aportaron con sus datos personales.

ANÁLISIS DE DATOS

Recolección de Datos

Para el grupo experimental se analizaron 20 muestras que fueron mini implantes retirados de pacientes que acudieron a la clínica odontológica de especialidades de la Universidad San Francisco de Quito atendidos en Ortodoncia. Las muestras recolectadas cumplían con los criterios de inclusión. Los 4 mini tornillos del grupo control fueron colocados en hueso de cerdo con saliva artificial y sometidos a calor en un horno de 37˚por un periodo de 30 días, llevaban una fuerza de tracción de 150 grF. Las muestras del grupo negativo que eran mini implantes nuevos fueron retiradas de su paquete estéril. Las muestras provenientes del grupo experimental y grupo control fueron lavadas con agua destilada después de su retiro, y almacenadas en tubos de ensayo.

Las muestras de los tres grupos fueron analizadas en el microscopio electrónico de barrido y fueron adheridas a la placa con cinta de carbono para que puedan ser detectadas y analizadas bajo SEM, se realizó la toma de dos imágenes, una con aumento x100 y otra en x500 en cada zona del mini implante, es decir dos imágenes obtenidas en cuello, cuerpo y punta. Las imágenes seleccionadas fueron aquellas que durante la exploración con el microscopio presentaron irregularidades o diferentes contrastes de tonalidades, además de la obtención de imágenes, cada zona de estudio en el mini implante tuvo una lectura bajo el análisis del EDS. El EDS detectó los elementos químicos presentes de dichas zonas arrojando los valores en porcentajes.

En la tabla de recolección de datos se incluyó el número de muestra y en grupo al que pertenecía, así también el porcentaje presentado para los siguientes elementos:

- Carbono
- Oxigeno
- Aluminio
- Silicio
- Titanio
- Zinc
- Sodio
- Calcio
- Cromo
- Magnesio
- Hierro
- Níquel
- Molibdeno
- Fósforo
- Azufre
- Vanadio

Se identificó también el tiempo y la fuerza de tracción para cada muestra y el material al que pertenecían ya sea de titanio o de acero.

Mini tornillos recuperados de paciente:

Figura 5. mini tornillos del grupo experimental

Mini tornillos del grupo control:

Figura 6. Mini tornillos de grupo control en hueso de cerdo.

Figura 7.Mini tornillos de grupo control,, sumergidos en saliva artificial en caja Petri.

Figura 8. Mini tornillos del grupo control en estufa a 37˚C

Cada mini implante tanto del grupo paciente, grupo control y nuevos, se analizaron en la platina de estudio del microscopio electrónico de barrido, adheridas mediante cinta de carbono con una codificación diferente para cada muestra.

Figura 9. Microscopio electrónico de barrido.

Figura 10. Platina para lectura de muestras cubiertas con cinta de carbono.

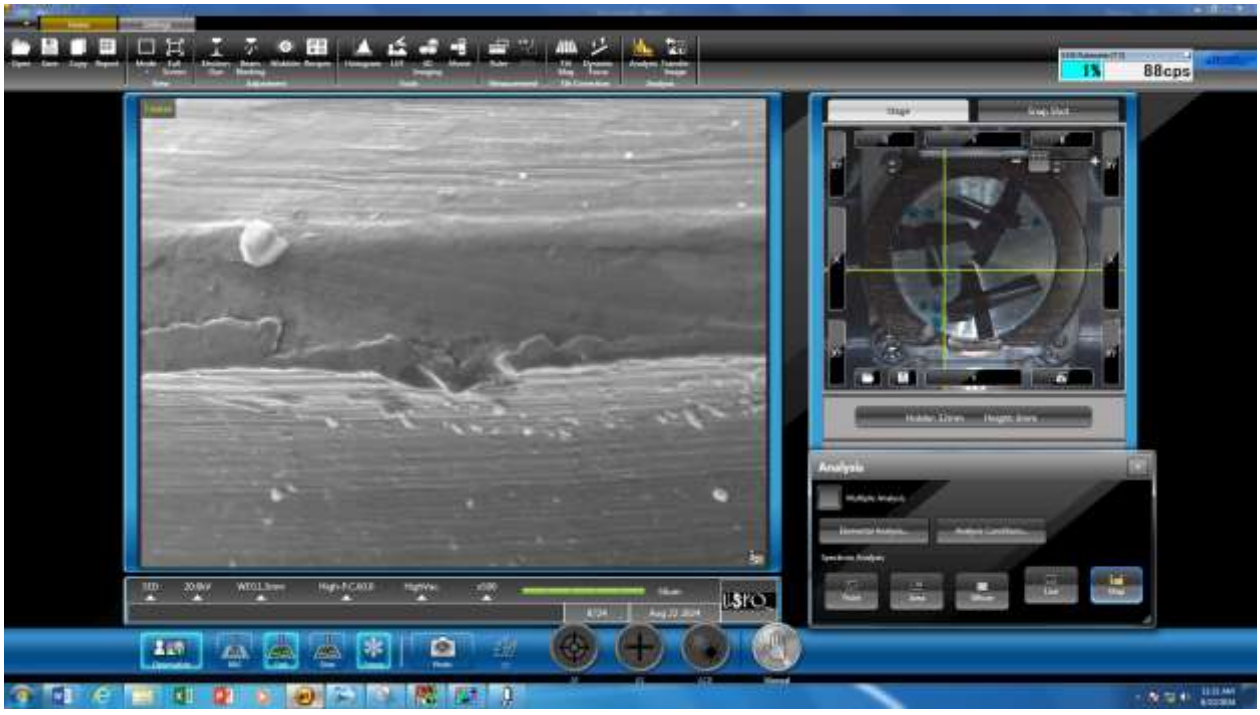


Figura 11. Lectura a x500 en SEM de la muestra 1 de grupo paciente en la zona del cuerpo.

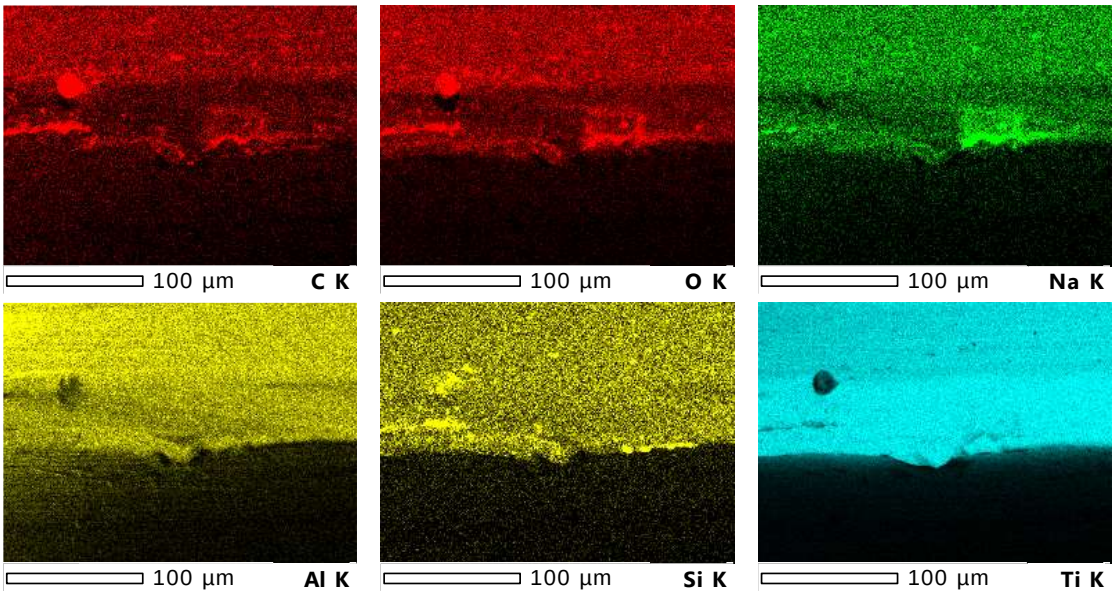


Figura 12. Componentes químicos encontrados en muestra 1 de grupo paciente en la zona del cuerpo (C, O, Na, Al, Si, Ti).

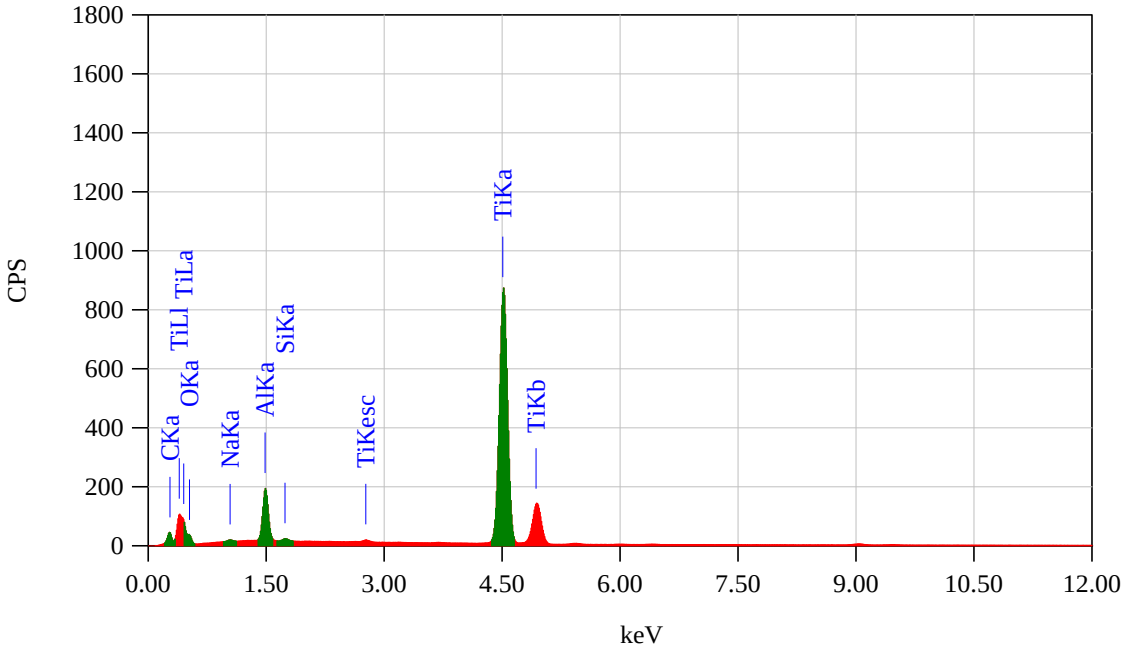


Figura 13. Componentes químicos encontrados en muestra 1 de grupo paciente en la zona del cuerpo (C, O, Na, Al, Si, Ti).

ZAF Method Standardless Quantitative Analysis
Fitting Coefficient : 0.0161

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation K
C K	0.277	6.10	0.02	16.59			2.7743
O K	0.525	11.35	0.09	23.18			2.8514
Na K	1.041	0.35	0.01	0.49			0.2175
Al K	1.486	6.65	0.02	8.06			5.7630
Si K	1.739	0.31	0.01	0.36			0.2667
Ti K	4.508	75.25	0.07	51.33			88.1271
Total		100.00		100.00			

Tabla 3. Datos obtenidos de EDS por medio de la lectura de zonas para la detección de elementos quimicos indicando sus porcentajes en masa.

Grupo experimental:

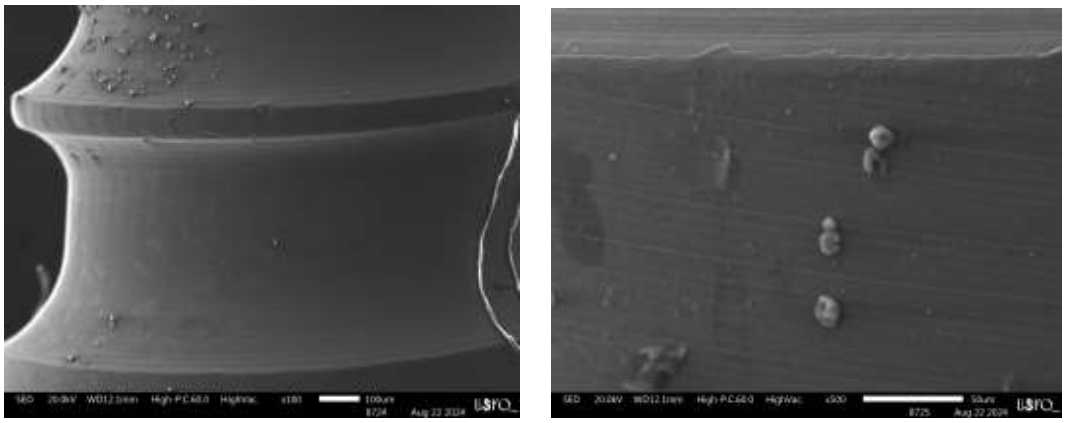


Figura 14. Muestra 1 grupo paciente, lectura x100 y x500 en zona del cuello del mini tornillo.

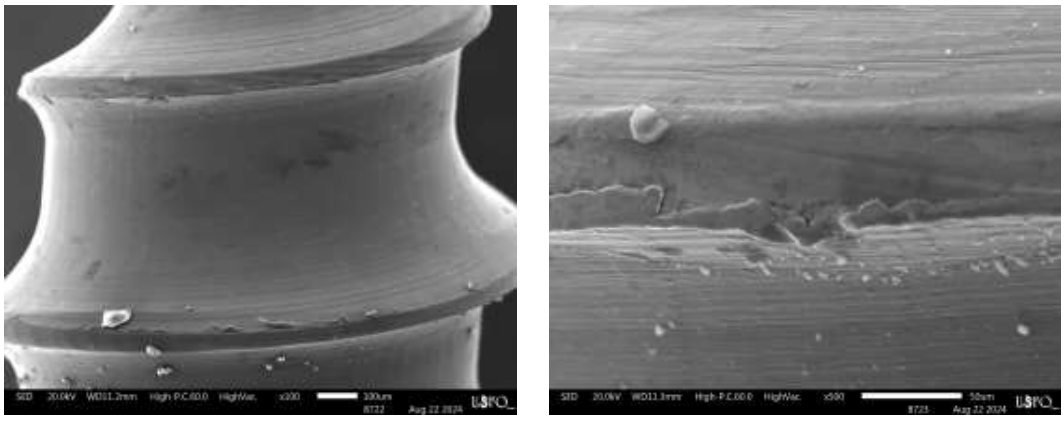


Figura 15. Muestra 1 grupo paciente, lectura x100 y x500 en zona del cuerpo del mini tornillo.

.

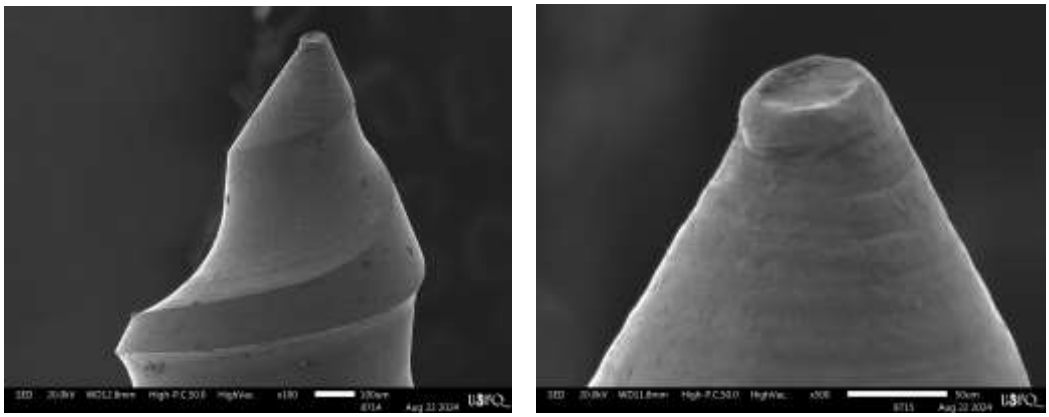


Figura 16. Muestra 1 grupo paciente, lectura x100 y x500 en zona de la punta del mini tornillo.

Grupo control:

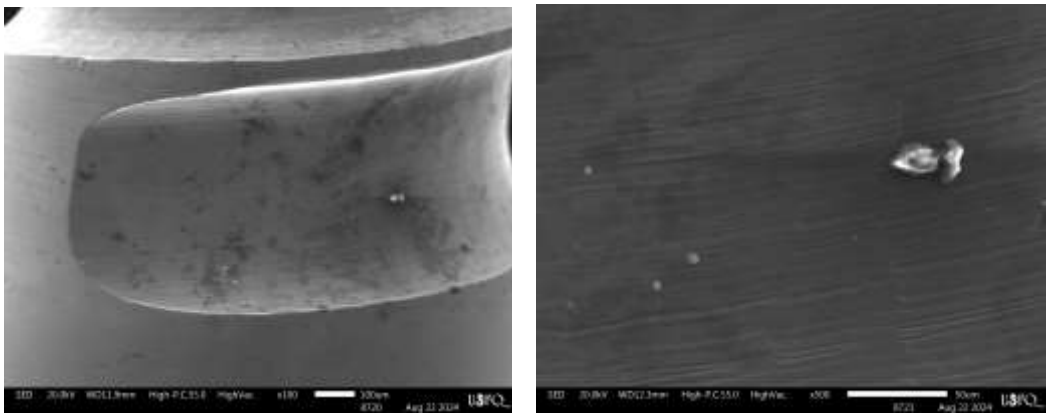


Figura 17. Muestra 1 grupo control, lectura x100 y x500 en zona del cuello del mini tornillo.

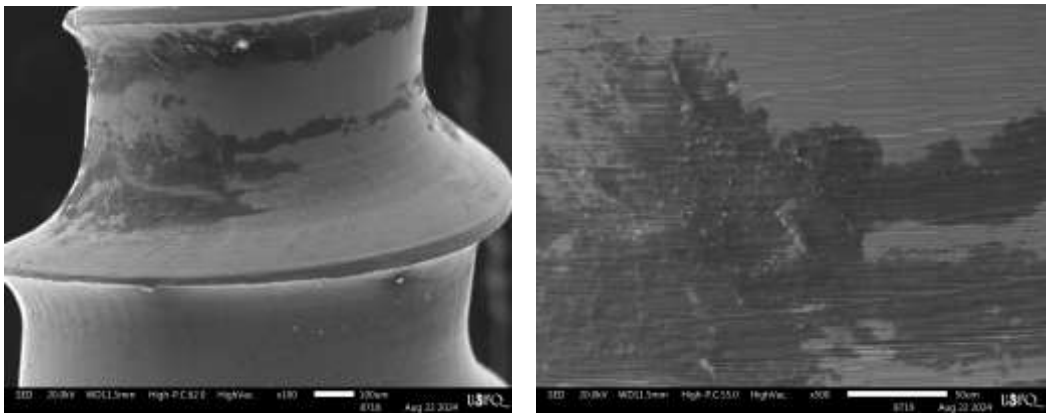


Figura 18. Muestra 1 grupo control, lectura x100 y x500 en zona del cuerpo del mini tornillo.

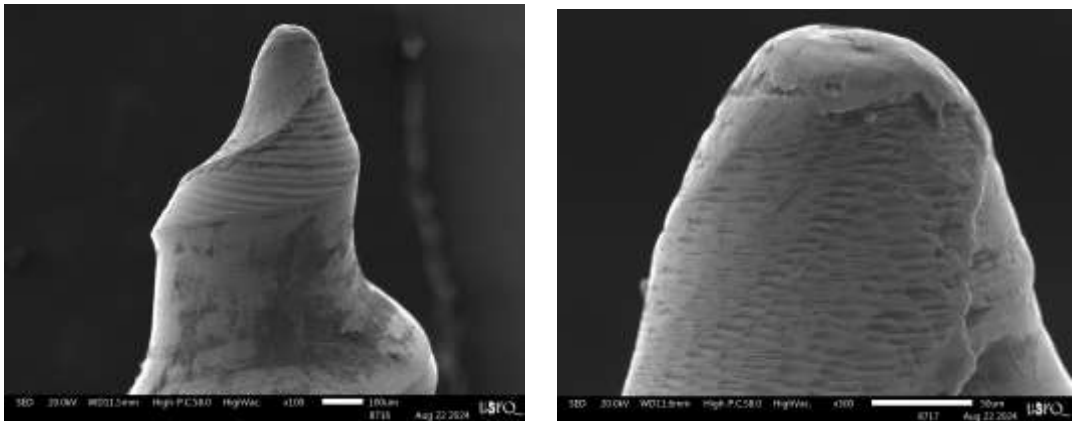


Figura 19. Muestra 1 grupo control, lectura x100 y x500 en zona del punta del mini tornillo.

Grupo negativo (nuevo):

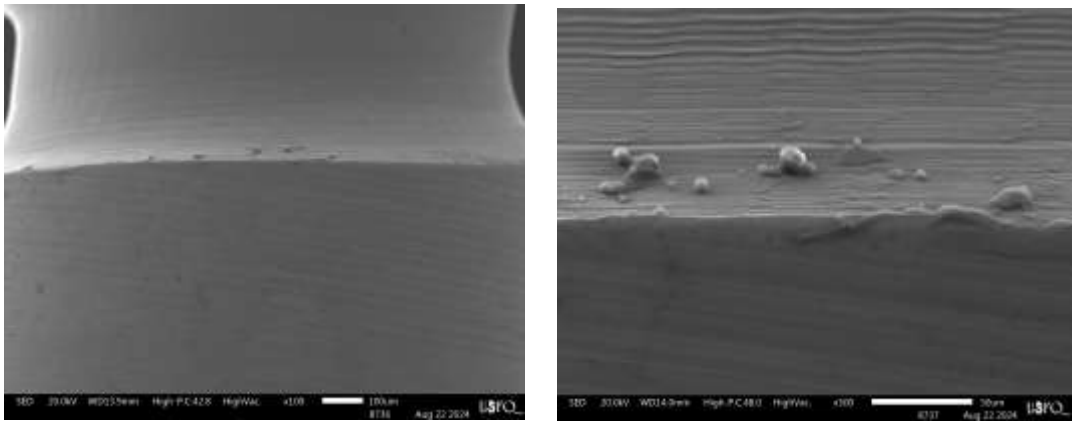


Figura 20. Muestra 1 grupo nuevo, lectura x100 y x500 en zona del cuello del mini tornillo.

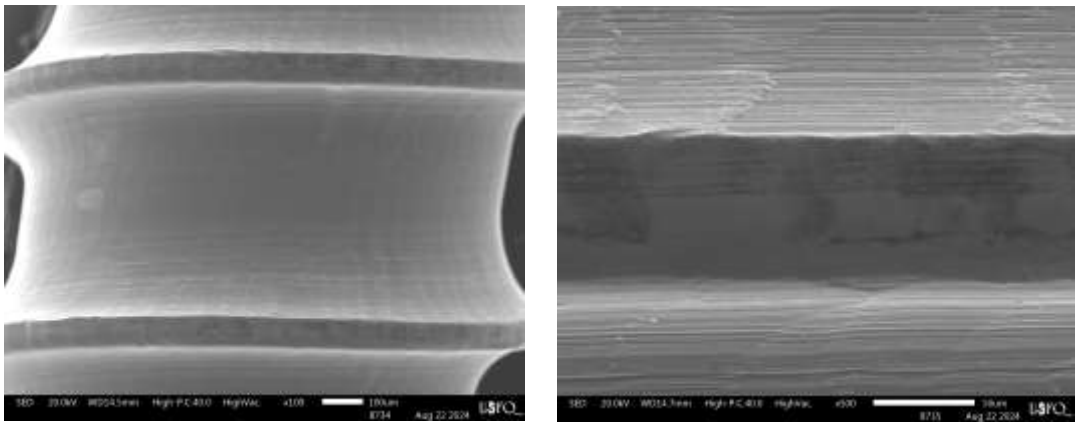


Figura 21. Muestra 1 grupo nuevo, lectura x100 y x500 en zona del cuerpo del mini tornillo.

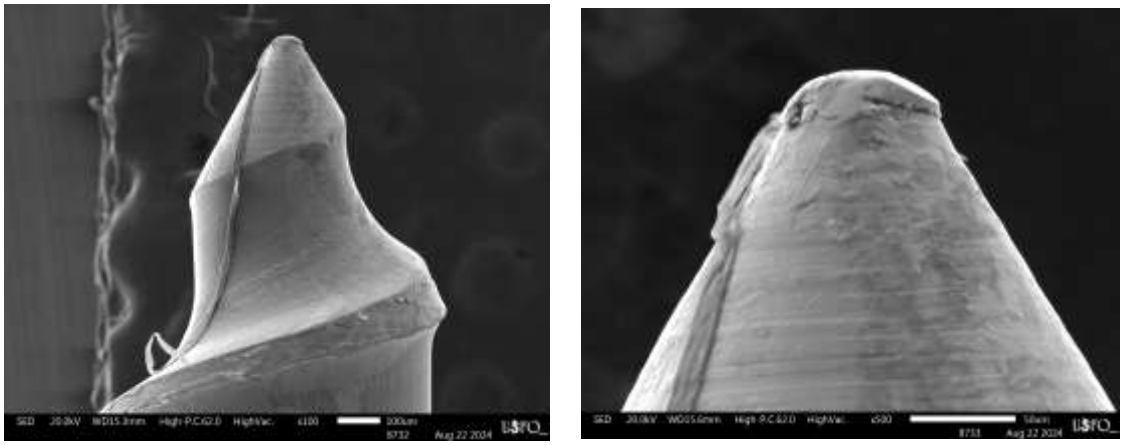


Figura 22. Muestra 1 grupo nuevo, lectura x100 y x500 en zona del punta del mini tornillo.

Análisis Estadístico

La información obtenida, tanto de la composición de elementos derivados de la microscopia de barrido como de las fuerzas de desalojo y las observaciones cualitativas de lo sucedido con cada implante, se registraron convenientemente en fichas de datos, a partir de las cuales se diseñó una tabla de vaciado de datos en el programa Microsoft Excel 2021. Luego de revisión, codificación y depuración se exportó como base de datos al programa SPSS, IBM ® v. 26 en español.

La codificación de los implantes permitió la distribución muestral (por propósito).

Variable	**Opción**	**f (%)**	**f**	**%**
Grupo	Paciente	20 (76,9)	20	76,9
	Control	4 (15,4)	4	15,4
	Nuevo	2 (7,7)	2	7,7
Material	Titanio	17 (65,4)	17	65,4
	Acero	9 (34,6)	9	34,6
Ubicación	Punta	26 (33,3)	26	33,3
	Cuerpo	26 (33,3)	26	33,3
	Cuello	26 (33,3)	26	33,3
Total		78 (100)	78	100,0

Tabla 4. Distribución muestral

El número total de implantes estudiados fue de 26, de los cuales 17 (65,4%) correspondieron a implantes de titanio y 9 (34,6%) a implantes de acero, a su vez, 20 (76,9%) se analizaron en pacientes, 4 (15,4%) en controles (como se identifico en el acápite metodológico) y 2 (7,7%) como nuevos. Cada uno de los implantes se analizó en los tres tercios funcionales: punta, cuerpo y cuello.

	Grupo			**Total**
Material	**Paciente**	**Control**	**Nuevo**	
Titanio	14 (82,4)	2 (11,8)	1 (5,9)	17 (100)
Acero	6 (66,7)	2 (22,2)	1 (11,1)	9 (100)
Total	20 (76,9)	4 (15,4)	2 (7,7)	26 (100)

Tabla 5. Organización de los grupos.

El grupo más numeroso fue el de análisis en paciente con 20 implantes, de los cuales 14 (82,4%) fueron de Titanio, en los grupos de control (implante en hueso artificial) , fueron 2 (11,8%) de titanio y 1 (5,9%) nuevo. Los implantes de acero, fueron 9 en total, de *los cuales 6 (66,75%) fueron en paciente, 2 (22,2%) en control y 1 (11,1%) nuevo.

Tiempo	**f (%)**
0	2 (7,7)
1	3 (11,5)
3	4 (15,4)
4	5 (19,2)
5	4 (15,4)
6	3 (11,5)
7	4 (15,4)
8	1 (3,8)
Total	26 (100)

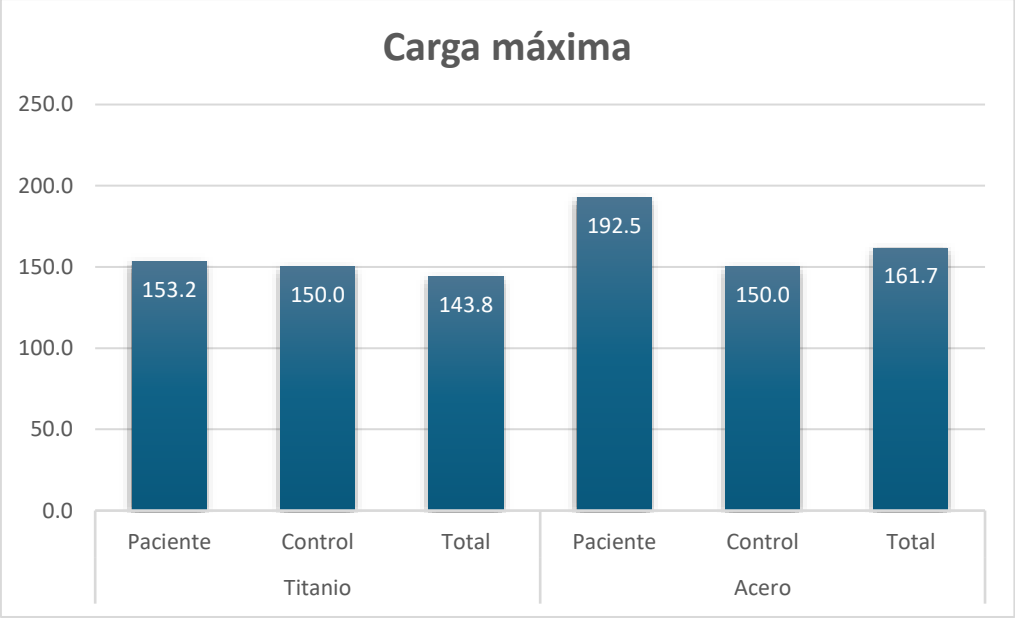
Tabla 6. Tiempo

El tiempo transcurrido entre la colocación del implante y su análisis se expresó en meses, en este sentido 0 meses indica que los implantes fueron nuevos. Lo más común fue el análisis de implantes entre 3 y 5 meses.

Otra variable de interés fue la carga máxima soportada, misma que se representó en gramos fuerza (gF*).

Material	Grupo	media (ds)
Titanio	Paciente	153,2 (5)
	Control	150 (0)
	Total	143,8 (37,4)
Acero	Paciente	192,5 (16)
	Control	150 (0)
	Total	161,7 (64,6)

*Tabla 7. Carga máxima (gF *)*



Gráfica 1. Carga máxima soportada por el implante por grupo

La variable de carga máxima no cumplió con el criterio de normalidad según la prueba de Kolmogorov Smirnov ($p<0,001$), por lo que para la comparación se empleó la

prueba de U Mann Whitney, determinándose que para los implantes de Titanio no existió diferencia significativa entre los grupos (p=0,93), en paciente fue ligeramente superior con un valor de 153,2 gr* versus los 150 gF * que soportó el control, en tanto que para los implantes de acero, si se observó una diferencia significativa (p=0,041), siendo mucho mayor para los valores en el grupo de pacientes con un valor de 192,5 gF *, versus los 150 gF * del grupo control, además se verificó que el acero presentó mejor resistencia que el Titanio (p=0,03).

En atención a los objetivos y como indicador de la corrosión se realizó el análisis químico de los elementos, algunos tenían una composición porcentual importante y otros una composición muy baja, inclusive nula en la mayoría de implantes, por lo que se realizó en primer lugar un análisis general para identificar los elementos de mayor importancia.

Elemento	Símbolo	Composición
Carbono	C	21,17
Oxígeno	O	10,62
Aluminio	Al	7,16
Silicio	Si	0,29
Titanio	Ti	39,08
Cinc	Zn	0,02
Sodio	Na	0,11
Calcio	Ca	0,16
Cromo	Cr	2,72
Manganeso	Mn	0,26
Hierro	Fe	12,42
Níquel	Ni	2,50
Molibdeno	Mo	0,50
Fósforo	P	0,02
Azufre	S	0,01
Vanadio	V	0,41
Total		100,00

Tabla 8. Composición porcentual general de los mini implantes

Los elementos con mayor porcentaje fueron el titanio, carbono, hierro, oxígeno y aluminio, Precisamente para estos componentes se realizó la prueba de normalidad.

		C	O	AL	TI	CR	FE	NI	Fuerza
N		78	78	78	78	78	78	78	78
Parámetros normales[a, b]	Media	21,17	10,62	7,16	39,08	2,72	12,42	2,50	150,0
	Desv. Desviación	16,7	6,9	10,0	33,4	4,6	18,3	4,3	47,4
Estadístico de prueba		0,191	0,2	0,1	0,4	0,2	0,4	0,4	0,4
Sig. asintótica(bilateral)		,000[c]	,000[c]	,000[c]	,000[c]	,000[c]	,000[c]	,000[c]	,000[c]

Tabla 9. Prueba de normalidad

Ninguna de las variables cumplió el supuesto de normalidad (p<0,05), direccionando la estadística inferencial hacia las pruebas no paramétricas.

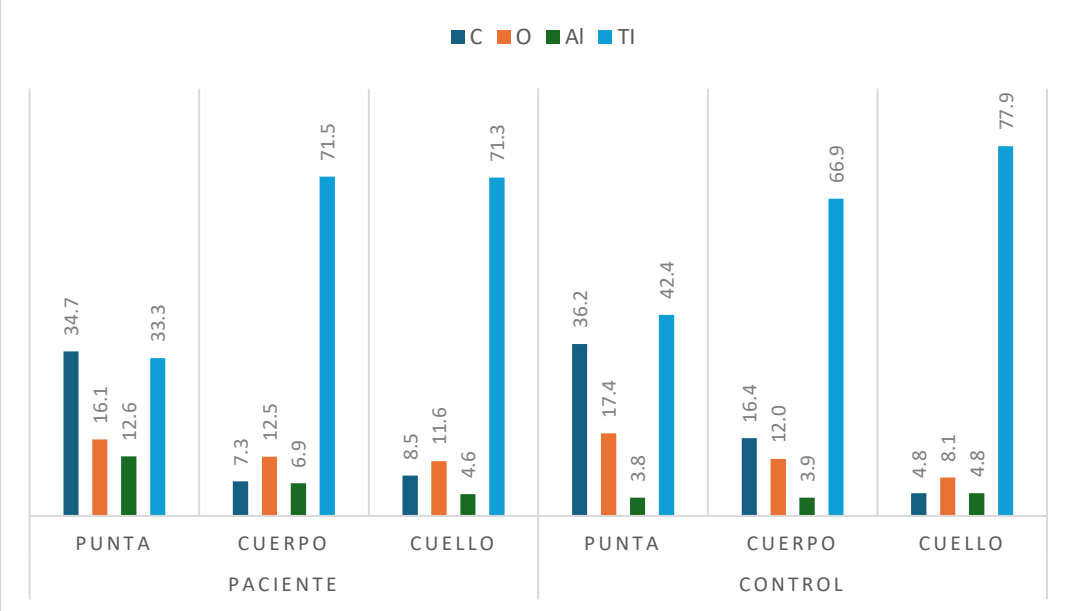
Grupo	Sección	C	O	Al	Ti
Paciente	Punta	34,7 (14,7)	16,1 (6,7)	12,6 (15,2)	33,3 (6,3)
	Cuerpo	7,3 (3,7)	12,5 (2,3)	6,9 (0,8)	71,5 (7,4)
	Cuello	8,5 (9,7)	11,6 (10,5)	4,6 (1,5)	71,3 (19,6)
	Total	16,8 (16,3)	13,4 (7,4)	8 (9,2)	58,7 (22)
Control	Punta	36,2 (0)	17,4 (0)	3,8 (0)	42,4 (0)
	Cuerpo	16,4 (0)	12 (0)	3,9 (0)	66,9 (0)
	Cuello	4,8 (0)	8,1 (0)	4,8 (0)	77,9 (0)
	Total	19,1 (14,2)	12,5 (4,2)	4,2 (0,5)	62,4 (16,3)
Nuevo	Punta	48 (0)	9,6 (0)	4 (0)	38,4 (0)
	Cuerpo	3 (0)	0 (0)	6,8 (0)	85,9 (0)
	Cuello	8,1 (0)	0 (0)	6,5 (0)	84,7 (0)
	Total	19,7 (24,6)	3,2 (5,6)	5,8 (1,6)	69,6 (27,1)

Tabla 10. Composición porcentual general de los implantes de Titanio

En estos implantes, los valores más importantes se dieron para carbono, oxígeno, aluminio y muy en espacial titanio. La cantidad de oxígeno fue mayor en el grupo de control en la punta, presentando diferencias significativas (p<0m05) respecto a su

composición en cuerpo y cuello (en esta última el nivel fue más bajo). Los valores de oxígeno en el grupo de pacientes fueron similares a los de control en la punta (sin que exista diferencia significativa (p=0,61), disminuyeron hacia el cuerpo y cuello pero sin que existan diferencias significativas.

Gráfica 2. Composición porcentual general de los implantes de Titanio



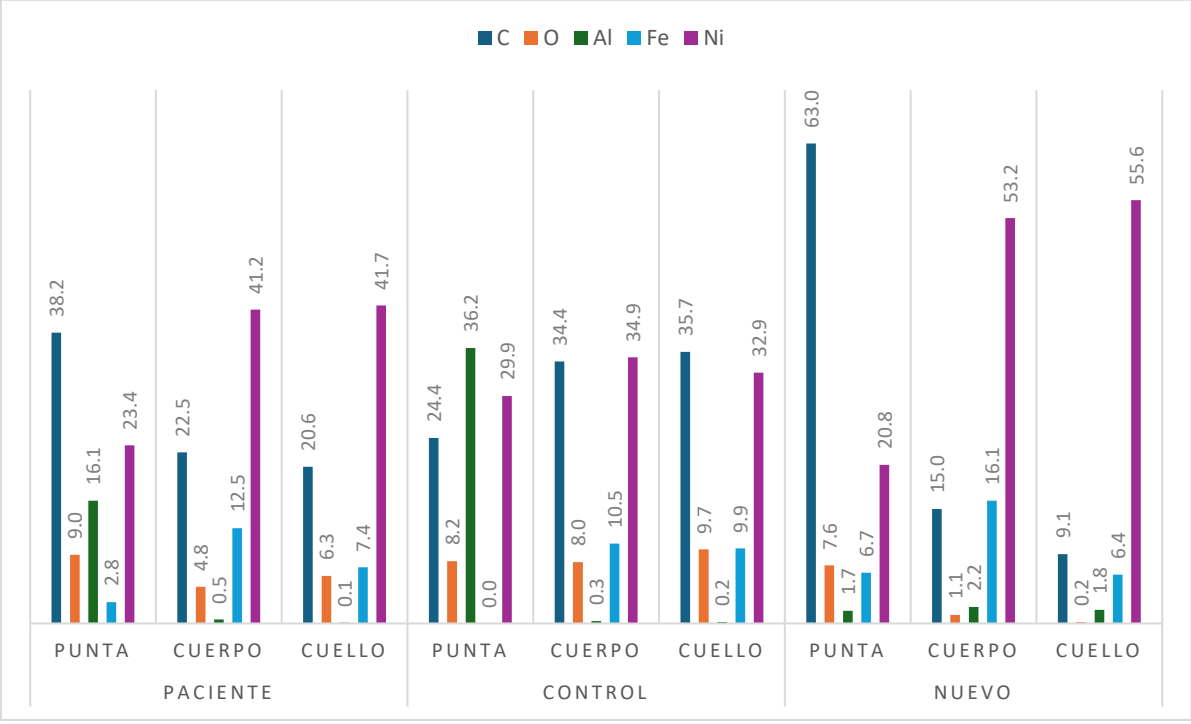
Grupo	Sección	C	O	Al	Fe	Ni
Paciente	Punta	38,2 (17,6)	9 (1,2)	16,1 (14,5)	2,8 (3,1)	23,4 (6,1)
	Cuerpo	22,5 (10,6)	4,8 (3,4)	0,5 (0,2)	12,5 (2,3)	41,2 (8,1)
	Cuello	20,6 (14,4)	6,3 (3,6)	0,1 (0,1)	7,4 (2,8)	41,7 (11,9)
	Total	27,1 (15,9)	6,7 (3,3)	5,6 (11)	7,6 (4,8)	35,4 (12,2)
Control	Punta	24,4 (0)	8,2 (0)	36,2 (0)	0 (0)	29,9 (0)
	Cuerpo	34,4 (0)	8 (0)	0,3 (0)	10,5 (0)	34,9 (0)
	Cuello	35,7 (0)	9,7 (0)	0,2 (0)	9,9 (0)	32,9 (0)
	Total	31,5 (5,5)	8,6 (0,8)	12,2 (18,5)	6,8 (5,3)	32,6 (2,3)
Nuevo	Punta	63 (0)	7,6 (0)	1,7 (0)	6,7 (0)	20,8 (0)
	Cuerpo	15 (0)	1,1 (0)	2,2 (0)	16,1 (0)	53,2 (0)
	Cuello	9,1 (0)	0,2 (0)	1,8 (0)	6,4 (0)	55,6 (0)
	Total	29 (29,6)	3 (4)	1,9 (0,3)	9,7 (5,5)	43,2 (19,4)

Tabla 11. Composición porcentual general de los implantes de acero

En estos implantes no se reportó Titanio, pero fueron importantes los valores de hierro y especialmente Níquel. La cantidad de oxígeno fue más baja que en los implantes de acero, en el grupo control prácticamente el valor fue similar en las tres secciones sin que existan diferencias significativas ($p>0,05$), en tanto que, en el grupo experimental, la cantidad de oxígeno disminuyó en el cuerpo y volvió a aumentar en el cuello, presentando diferencias significativas ($p<0,05$).

Los valores de oxígeno fueron menores en estos implantes en comparación con su pares correspondientes de titanio.

Gráfica 3. Composición porcentual general de los implantes de acero



Finalmente, al intentar correlacionar la fuerza, el tiempo y la cantidad de oxígeno, se obtuvieron los siguientes resultados.

		C	O	FE	Tiempo	Fuerza
C	Correlación de Pearson	1	,457**	0,117	-0,152	0,025
	Sig. (bilateral)		0,000	0,308	0,185	0,830
O	Correlación de Pearson	,457**	1	-,480**	,278*	0,180
	Sig. (bilateral)	0,000		0,000	0,014	0,115
Fe	Correlación de Pearson	0,117	-,480**	1	-,382**	0,104
	Sig. (bilateral)	0,308	0,000		0,001	0,364
Tiempo	Correlación de Pearson	-0,152	,278*	-,382**	1	,444**
	Sig. (bilateral)	0,185	0,014	0,001		0,000
Fuerza	Correlación de Pearson	0,025	0,180	0,104	,444**	1
	Sig. (bilateral)	0,830	0,115	0,364	0,000	

Tabla 12. Correlación de variables

Aun cuando no existen coeficientes de correlación altos, algunos de ellos resultan signiifcativos (p<0,05), así por ejemplo a mayor nivel de oxígeno, menor nivel de hierro, a mayor tiempo del implante, mayor cantidad de oxígeno, a mayor cantidad de tiempo, la fuerza también fue mayor.

Distorsión de la punta

El cambio en la morfología de la punta de los mini implantes tanto de titanio como de acero recuperados del grupo de paciente y del grupo control fue evidente en todas las muestras y fue evaluado a través de imágenes obtenidas del SEM en tomas de X100 y x500.

Mini implante nuevo *Mini implante usado*

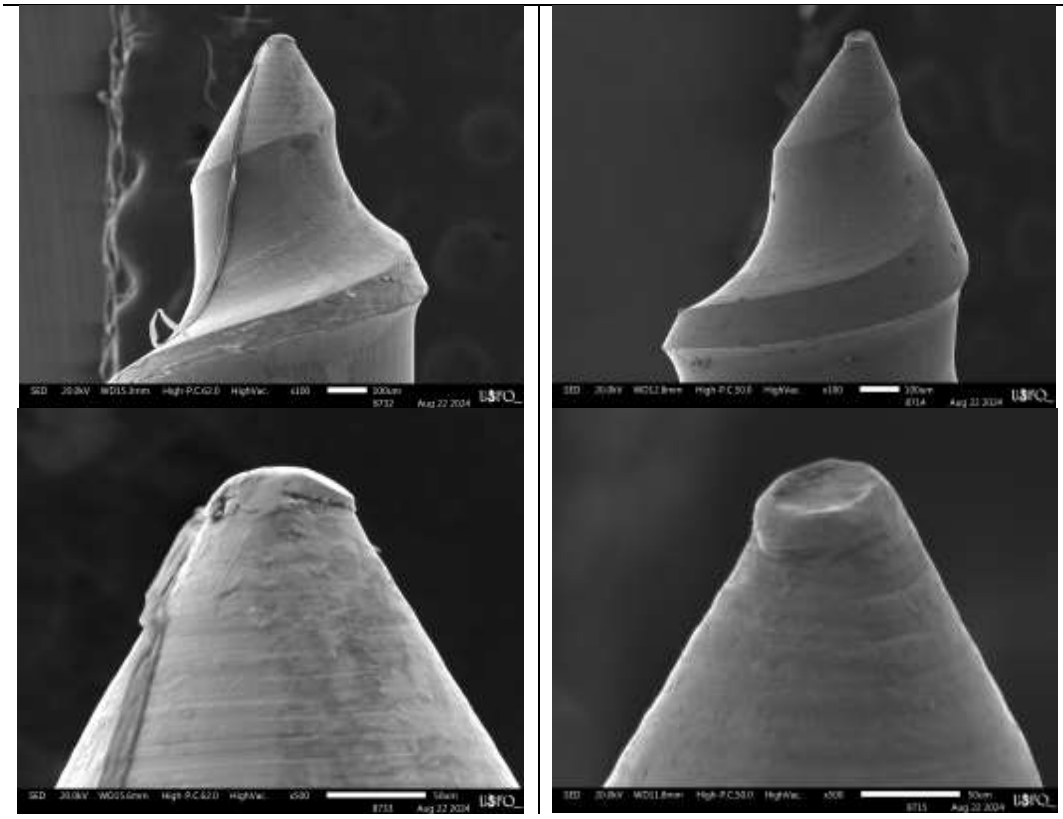
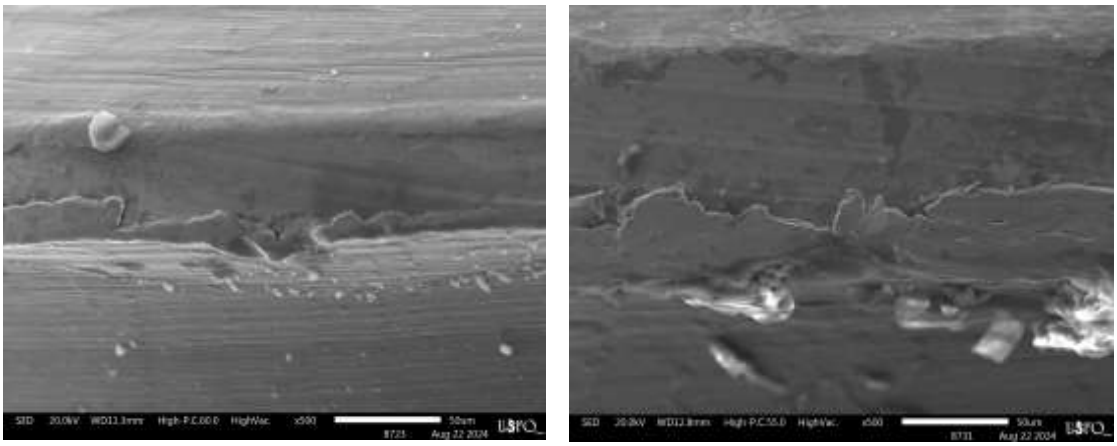


Figura 23. Distorción de la punta del minitornillo



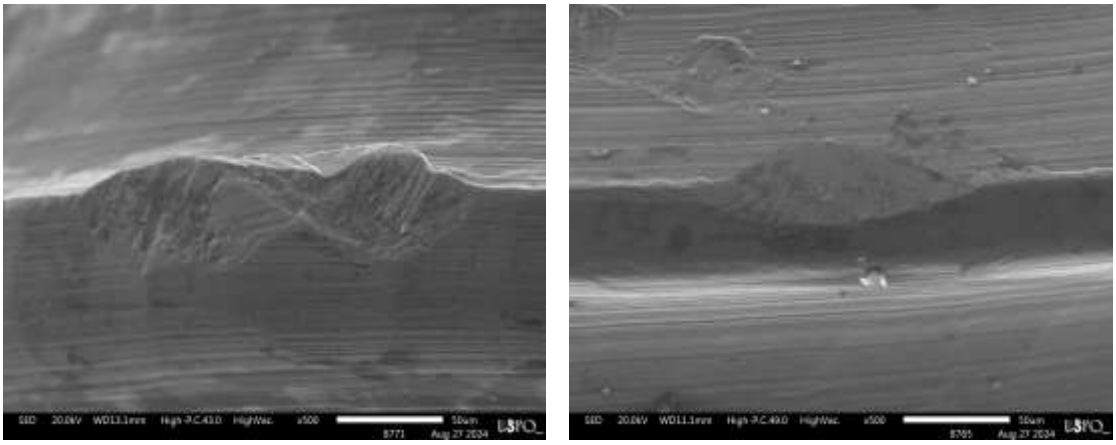


Figura 24. Ateración en las roscas de corte del mini implante

Discusión

Los mini implantes en ortodoncia brindan anclaje para el movimiento dental, por lo tanto, el obtener una estabilidad y que permanezca en el tiempo de tratamiento es indispensable. El módulo elástico, la resistencia y la biocompatibilidad son consideraciones importantes a la hora de elegir el material de minitornillo ortodóntico. (Chooryung, Kill-Young , & Yoon, 2014)

Hay muchos factores que contribuyen a la degradación del miniimplante ortodóncico como la composición química, la morfología de la superficie, la composición química de la saliva, el biofilm, el pH del entorno oral, la absorción de proteínas, las propiedades físicas y químicas de los alimentos, los medicamentos tomados por el paciente y la higiene bucal. (Ioana, Boeru, & Antoniac, 2024)

La pérdida de espesor de material, perforaciones y alteraciones en zonas específicas de concentración de tensiones pueden ser ocasionadas por la corrosión lo cual disminuye la resistencia mecánica del material incrementando la liberación de iones metálicos que permitirá un aumento en el riesgo de su fractura. (Laquihuanaco, Meneses, & Yileng, 2022)

Una de las razones de los fracasos de los implantes dentales es la corrosión. Por lo tanto, la elección de los materiales utilizados para el implante, así como las supraestructuras sobre implantes, se vuelve crucial ya que están sometidas a cargas cíclicas y altas tensiones en presencia de un entorno agresivo fallan debido a la fatiga. Se ha descubierto que el proceso de fatiga se acelera aún más debido a la formación de residuos de desgaste que conducen al desgaste por fatiga. (Safiya & Manjunath, 2013)

El material elegido debe tener suficiente resistencia mecánica para resistir las tensiones de torsión desarrolladas en las roscas de los tornillos durante la colocación clínica y la extracción sin deformación permanente. El titanio (Ti) es el material más utilizado en implantología debido a su probada biocompatibilidad con los tejidos humanos, alta resistencia a la corrosión en fluidos corporales, falta de alergenicidad, alta resistencia específica y bajo módulo elástico en comparación con otros biomateriales metálicos. Sin embargo, los miniimplantes de ortodoncia son más pequeños que los implantes dentales convencionales y deben soportar altas cargas ortodóncicas. Estos factores contribuyen a la posible fractura de los miniimplantes de Ti durante su colocación y extracción. Para superar esta desventaja, los implantes de aleación de Ti, fabricados con aluminio y vanadio, (Ti-6Al-4V) para mayor resistencia y resistencia a la fatiga que el Ti. (Safiya & Manjunath, 2013)

Durante la fatiga se produce la ruptura de la capa de óxido y la incapacidad del material para recuperarse inmediatamente. La excelente resistencia a la corrosión del titanio y sus aleaciones es el resultado de una película de óxido muy estable, continua, altamente adherente y protectora en las superficies metálicas. En la mayoría de los ambientes acuosos, el óxido es típico, es decir, TiO2, pero puede consistir en mezclas de otros óxidos de titanio, incluidos TiO2, Ti2O3 y TiO, conocidos como Rutilo y vida útil

a la fatiga y resistencia final del material, lo que conduce a la falla mecánica del implante. Sin embargo, la resistencia a la corrosión de los mini implantes disminuye cuando se utiliza aleación, favoreciendo la liberación de iones metálicos, que pueden estar asociados con el TiO2. (Safiya & Manjunath, 2013)

A pesar de la evidencia que nos muestra Safiya en su estudio, en la actual investigación encontramos corrosión en mini implantes de titanio. Este hallazgo fue determinado por la presencia de oxígeno y su incremento en la porción de la punta del mini tornillo en comparación con las otras zonas de su estructura que son el cuerpo y el cuello, además los mini tornillos de acero también reflejaron resultados de presencia de oxígeno indicando corrosión tanto en la punta como en el cuello. Sin embargo, los mini implantes de titanio mostraron mayor corrosión que los mini implantes de acero.

Para Safiya, el níquel está presente en el acero inoxidable en una concentración del 10-14%, la evidencia reciente ha atribuido acciones cancerígenas, mutagénicas, citotóxicas y alergénicas al Ni en varias formas y compuestos. Los investigadores han reconocido las posibles implicaciones biológicas de la liberación de níquel, centrándose en la formación de película pasiva en aleaciones que contienen titanio que es más estable que su contraparte de cromo en productos corrosivos de aleaciones utilizadas en ortodoncia como aleaciones de acero inoxidable, especialmente en entornos ricos en iones de cloruro. (Safiya & Manjunath, 2013). En el actual estudio se corrobora esta información, los mini implantes de acero además de presentar un porcentaje significativo de niquel arrojaron valores de presencia de hierro.

Iona en el 2024 nos habla de la composición elemental de la superficie de los miniimplantes después de su uso en el entorno biológico e identificó, además de los elementos principales, tazas de Fe, S y Ca. Por otro lado, en nuestras lecturas de superficie de mini tornillos de titanio los elementos principales encontrados fueron C, Fe, O y Al. Por otro lado, Chooryung indica que en el grupo de control de estudio de superficie de mini tornillos en EDS, el titanio (Ti), el oxígeno (O) y el aluminio (Al) fueron los únicos elementos detectados en la superficie del mini tornillo. Mientras los mini tornillos recuperados de pacientes, también se detectaron elementos extraños como carbono (C), calcio (Ca) y fósforo (P) en la superficie. (Chooryung, Kill-Young , & Yoon, 2014) Estos elementos probablemente provenían del tejido óseo, pero también de la sangre, indicando que la corrosión de la superficie puede afectar las propiedades de los miniimplantes a base de titanio, y la liberación de elementos de los miniimplantes tiene el potencial de alterar el proceso inflamatorio, aumentando las posibilidades de complicación o fracaso. El entorno biológico es agresivo para las estructuras de miniimplantes, siempre produciendo cambios en su superficie durante su uso clínico. (Ioana, Boeru, & Antoniac, 2024) (Chooryung, Kill-Young , & Yoon, 2014)

En el estudio de Ioana en donde se analizaron las superficies de mini implantes después de su uso clínico, en todas las muestras examinadas, independientemente del período de uso, se observaron superficies de corrosión en diferentes lugares. Las zonas de los mini implantes expuestas en la cavidad bucal se vieron más afectadas tanto por el impacto directo como por la necesidad de aplicar materiales acrílicos para proteger las partes blandas, lo que favorece la deposición de bacterias.

Las áreas de corrosión identificadas a nivel de las porciones intraóseas de los mini implantes varían en función de la zona de su inserción, siendo más frecuentes en el tercio cervical, especialmente para los mini implantes insertados en la zona infracigomática, dispuestos en una superficie más ancha hacia el tercio apical para los mini implantes interradiculares y más concentrados en la unión del tercio medial con el tercio apical en el caso de los mini implantes insertados en la bóveda palatina. (Ioana, Boeru, & Antoniac, 2024). Para el actual estudio las zonas que presentaron más corrosión y de mayor atención fueron la zona de la punta para microimplantes de titanio y zonas de igual concentración en cuello y punta para los de acero.

Para Otmacic en su estudio evaluó el comportamiento a la corrosión de mini implantes ortodónticos de acero inoxidable y titanio. Los resultados demostraron que los implantes fabricados en aleación de titanio tienen una resistencia significativamente mayor frente a la corrosión general y localizada en todos los medios estudiados.

En ambos tipos de mini implantes, la tendencia a la corrosión fue mayor cuando se utilizó un antiséptico oral que contenía iones de flúor, mientras que la tendencia a la corrosión localizada no se alteró significativamente. Por otro lado, en la solución que contenía probióticos orales, se observó una disminución en la tasa de corrosión general para ambos materiales de implante, pero también un aumento en la tendencia a la corrosión localizada. Los estudios realizados en este trabajo muestran que los productos utilizados para mejorar la higiene o la salud bucales influyen en la estabilidad a la corrosión de los implantes dentales y, en algunos casos, pueden provocar una mayor disolución del metal.

(Otmacic , Ivanko, & Kamenar, 2021)

A pesar de los hallazgos, en el presente estudio en donde se evidencia corrosión en la superficie de los mini implantes en el grupo control, para Celha y colaboradores la corrosión y la citotoxicidad no se evidenciaron en su estudio in vitro con saliva artificial de ph 6,76 en un lapso de 30 a 60 días en donde las lecturas SEM de 35x y 1000x corroboran superficies lisas en mini implantes de ortodoncia fabricados por Conexão, Neodent y SIN. (Celha, Segurado, & Dias , 2016)

Al analizar los microimplantes de acero y de titanio usados normalmente en la práctica odontológica como material nuevo, Talwar demostró que poseen una superficie lisa sin cambios superficiales en cuanto a la corrosión o deformación como aparición de grietas, esta información la corroboramos en el actual estudio en donde los mini tornillos se mostrarón lisos sin presencia de elementos químicos que indiquen corrosión, pero sí se hallaron cambios en micro implantes recuperados de paciente en cuanto a la morfología de la punta de los mini implantes de titanio y grietas en las roscas en comparación con los de acero, siendo estos a su vez más corrosivos. Estos hallazgos fueron detectados mediante imágenes de SEM. (Talwar & Bhat, 2024).

La deformación de la punta del mini tornillo puede interferir con la eficiencia de la auto perforación en los sitios en donde se requiera su reubicación. Para Chooryung los mini tornillos recuperados después de la inserción primaria mostraron una disminución de la capacidad de corte debido a la deformación de la estructura de la punta, así como hallazgos de contaminación en la superficie. (Chooryung, Kill-Young , & Yoon, 2014)

Las condiciones iniciales, como el sitio de inserción o la duración de la inserción, no se asociaron con la presencia de deformación de la punta. La carga de inserción para

una penetración ósea exitosa aumentó en proporción al grado de deformación de la punta; sin embargo, los cambios en serie en el par de inserción fueron similares a los de los controles. (Chooryung, Kill-Young , & Yoon, 2014)

En la presente investigación se encontró distorsión en la punta de todos los micro implantes recuperados mostrandose mas deformación en los de titanio en comparación con los de acero. Esto está directamente correlacionado con la resistencia del material, en donde el acero presenta mas reistencia que el titanio, pero aún asi, mostró cambios morfológicos.

CONCLUSIONES

- Los mini tornillos recuperados después de la inserción primaria mostraron contaminación de la superficie por la presencia de oxígeno indicándonos corrosión y perdida de porcentaje en cuanto a la masa del mini implante.
- Los mini tornillos mostraron una disminución de la capacidad de corte debido a la deformación de la estructura de la punta después de su estudio mediante imágenes SEM.
- El tiempo de tracción tuvo influencia en la alteración de la superficie del mini tornillo recuperado de pacientes de ortodoncia mostrando una relación directa en el aumento de oxígeno.
- Los mini tornillos que tuvieron mayor fuerza aplicada en un periodo más largo de tiempo mostraron mayores cambios en cuanto a forma y presencia de corrosión.
- No se recomienda la reutilización de mini tornillos recuperados debido a sus deficiencias biomecánicas, biológicas y futura pérdida de estabilidad primaria dada por la deformación morfológica de sus puntas.

RECOMENDACIONES

Se necesitan más investigaciones para obtener conclusiones precisas basadas en la mejor evidencia científica. El mini implante de titanio para mejorar su estabilidad presenta la aleación Ti6Al4V incluyendo en su composición al aluminio y al vanadio mejorando sus propiedades mecánicas pero a su vez pueden implicar citotoxicidad con posibles reacciones tisulares adversas causadas por la liberación de iones, es por eso que se recomienda una investigación particular para este aspecto.

BIBLIOGRAFÍA

Chooryung, J., Kill-Young , J., & Yoon, J. (2014). Características biomecánicas y pautas de reinserción para minitornillos de ortodoncia recuperados. *Angle Orthodontist*, 878-888 Vol 84, No 5.

Pradnya , P., Om Prakash , K., Ritu , D., Taposh, K., & Dinesh , K. (2015). Surface deterioration and elemental composition of retrieved orthodontic miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 88-100.

Laquihuanaco, G. M., Meneses, A., & Yileng, L. (2022). Corrosión en los mini-implantes de ortodoncia: una revisión de la literatura. *Revista Estomatológica Herediana*, 279-286.

Santos, M., Santiago, A., & Liparini , P. (2018). Análise do processo de corrosão na falha clínica de mini-implantes ortodônticos. *Revista Odontológica UNESP*, 376-382.

Gil, L., Maestre, V., Herrera, A., & Rebolledo, M. (2022). Factores que inciden sobre el éxito y/o fracaso de mini-implantes en ortodoncia: una revisión sistemática exploratoria. *Duazary*, 229 -242.

Gutierrez , P., Hernández , R., & Perea , M. A. (2014). Microtornillos: Una revisión. *Avances en Periodoncia e Implantología Oral*, vol.26 no.1.

Aslam, A., & Ebrahim, A.-A. (2018). Miniscrews for orthodontic anchorage: a review of available systems. *Journal of Orthodontics*, VOL. 45, NO. 2, 102–114.

Ochoa, J., Peralta, P., Rojas, M., & Rouillon, J. (2022). Estabilidad de microtornillos en ortodoncia. *Revista Ecuatoriana de Ciencia, Tecnología e Innovación en Salud Pública*, 54-59.

Salazar, J. (2015). Introducción al fenómeno de corrosión: tipos, factores que influyen y control para la protección de materiales (Nota técnica). *Tecnología en Marcha*, 127-136.

Mystkowska, J., Niemirowicz, K., Lysik, D., & Tokajuk, G. (2018). The Role of Oral Cavity Biofilm on Metallic Biomaterial Surface Destruction–Corrosion and Friction Aspects. *International Journal o f Molecular Sciences*, 1-18.

Celha, C., Segurado, M., & Dias , F. (2016). *Evaluation of citotoxicity and corrosion resistance of orthodontic mini implants.* Dental Press Journal of Orthodontics.

Meneses, A., & Laquihuacanaco, G. (2022). Corrosión en los mini-implantes de ortodoncia: una revisión de la literatura. *Revista Estomatológica Herediana*.

Talwar, A., & Bhat, S. (2024). A Comparative Evaluation of Surface and Elemental Changes in Stainless Steel and Titanium Orthodontic Mini-screw Implants: A Multi-arm Randomized Control Trial. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*.

Safiya, S., & Manjunath, G. (2013). Mini- Implant Materials: An Overview. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*, 15-20.

Ioana, T., Boeru, F., & Antoniac, L. (2024). Surface Analysis of Orthodontic Mini-Implants after Their Clinical Use. *Journal of Functional Biomaterials*, 1-12.

Otmacic , H., Ivanko, M., & Kamenar, E. (2021). Corrosion of Dental Alloys Used for Mini Implants in Simulated Oral Environment. *International Journal of Electrochemical Science*.

Knutson, K., & Berzins , D. (2013). Corrosion of orthodontic temporary anchorage devices. *European Journal of Orthodontics, Volume 35*, 500-506.

Morelli. (2022). Catalogo Morelli.

Cornelis , M., De Clerck , H., & Tulloch , C. (2007). Systematic review of the experimental use of temporary skeletal anchorage devices in orthodontics Author links open overlay panel. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, S52-S58.

Hernández, A., Ventura, J., & Christoph, R. (2019). Aplicaciones de la Microscopia Electrónica de Barrido y Análisis Elemental de componentes electrónicos y apoyo a la investigación científica en El Salvador. *Nanotecnia. Instituto de Ciencia Tecnoologia e Innovación*.

Gomes, F., Da Silva, A., & Dal Paz, J. (2023). Influência Da Corrosão Na Resistência À Fratura de Mini-Implantes Ortodônticos De Titânio E Aço Inoxidável: Uma Revisão Da Literatura. *Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences*, 31-47.

Kang, K., Echarri, J., & Llorente, C. (2013). Servicio De Microscopía Electrónica De Barrido Y Microanálisis Del Limf – Facultad de Ingeniería. *Segundas Jornadas de Investigación y Transferencia UNLP*.

ANEXOS

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO 1: Aprobación por bioética *71*

ANEXO 2. Organización y planificación de la investigación *73*

ANEXO 3. Fotografías en la balanza de precisión *74*

ANEXO 4. Fotografías de resultado de EDS en las muestras. *76*

ANEXO 1: Aprobación por bioética

Oficio N. CE60-2023-23133TG-CEISH-USFQ
Quito, 15 de diciembre de 2023

Odontóloga
Gabriela Mishelle Valdez
Investigadora Principal
Universidad San Francisco de Quito
Presente. -

Asunto: Exención de evaluación
Referencia: Investigación 2023-133TG

De nuestra consideración:

El Comité de Ética de Investigación en Seres Humanos de la Universidad San Francisco de Quito USFQ (CEISH-USFQ), notifica a usted que, analizó la investigación **"Corrosión en la superficie de mini- tornillos retirados en pacientes de ortodoncia de la Universidad San Francisco de Quito 2023-2024"**, con código 2023-133TG; determinando que es una investigación exenta de evaluación, de conformidad a lo dispuesto en la normativa vigente.

Título de la Investigación	"Corrosión en la superficie de mini- tornillos retirados en pacientes de ortodoncia de la Universidad San Francisco de Quito 2023-2024"
Tipo de Investigación	Investigación que no se realiza en seres humanos, sus datos o sus muestras biológicas
Campo de Investigación	Ciencias de la Salud
Equipo de Investigación	

#	Rol	Nombre	Institución
1	Investigador principal	Gabriela Mishelle Valdez Orellana	Universidad San Francisco de Quito
2	Director de Tesis	Lucía del Carmen Mesías	Universidad San Francisco de Quito

Duración de la investigación	**10 meses**

Documentación de la investigación:

	Documentación	Idioma Versión	Fecha	# Págs.
1	Protocolo de la Investigación	E03	15/12/2023	05
2	Ficha de información proporcionada por Ortodoncia	E01	10/11/2023	01
3	Tabla para recolección de datos	E01	10/11/2023	01

Esta carta de exención tiene una vigencia de 10 meses, desde el 15 de diciembre de 2023, hasta el 15 de octubre de 2024.

Recordamos que usted deberá:

- Conducir la investigación de conformidad a lo estipulado en el protocolo de investigación presentado al CEISH-USFQ.

Diego de Robles entre Francisco de Orellana y Pampite, Cumbayá, P.O.Box: 17-12-841 Quito-Ecuador
T.: (593 2) 297-1700 al 708. Fax.: (593 2) 289 0070.
www.usfq.edu.ec

- Solicitar al CEISH-USFQ la evaluación y aprobación de enmiendas a la investigación y/o documentación relacionada, previo a su implementación.
- Emitir al CEISH-USFQ publicación científica oficial de la investigación.
- Cumplir con las demás obligaciones contraídas con el CEISH-USFQ en la *"Declaración de Responsabilidad del investigador principal"*.

La documentación presentada ante el CEISH-USFQ es de responsabilidad exclusiva de la investigadora principal, quien asume su veracidad, originalidad y autoría.

Con sentimientos de distinguida consideración.

Atentamente,

Guiomar Borja MD. PhD.
Presidenta CEISH-USFQ
ceishusfq@usfq.edu.ec

Ximena Garzón MD. PhD.
Secretaria CEISH-USFQ

Diego de Robles entre Francisco de Orellana y Pampite, Cumbayá, P.O.Box: 17-12-841 Quito-Ecuador
T.: (593 2)297-1700 al 708. Fax.: (593 2)289 0070.
www.usfq.edu.ec

ANEXO 2. Organización y planificación de la investigación

PRESUPUESTO

Información de la investigación	
Periodo de duración:	Periodo de duración: 10 meses
Fuente Financiamiento:	Autofinanciamiento
Monto del financiamiento:	El proyecto de investigación tendrá un costo de $900

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

Descripción de la Actividad	Mes 1	Mes 1	Mes 2	Mes 3	Mes 4	Mes 5	Mes 6	Mes 7	Mes 8	Mes 9	Mes 10
Presentación comite de bioética											
Obtener permisos para la recolección de la muestra y el uso del microscopio electrónico de barrido de la USFQ											
Prueba Piloto											
1: Observar si la superficie de los microimplantes retirados presentó corrosión											
Recolectar los mini implantes que ya no son útiles dentro de los tratamientos de ortodoncia											
Analizar las superficies de los mini implantes bajo el del microscopio electrónico de barrido											
Evaluar los resultados											
2: Examinar si los microimplantes retirados adquirieron distorsión en la punta											
Recolectar los mini implantes que ya no son útiles dentro de los tratamientos de ortodoncia											
Analizar la estructura de la punta de los mini implantes bajo el del microscopio electrónico de barrido											
Evaluar los resultados											
3: Considerar si la corrosión que presenta la superficie de los microimplantes está relacionada con el tiempo de tracción											
4: Comparar si la corrosión que presenta la superficie de los microimplantes está relacionada con la fuerza de tracción											

ANEXO 3. Fotografías en la balanza de precisión

Peso de las muestras del grupo control en balanza de presicion antes de ser insertadas en hueso de cerdo.

Peso de las muestras del grupo control al ser retiradas.

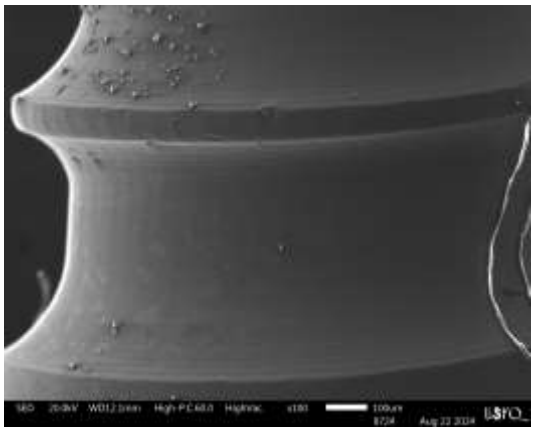
Muestras colocadas en desecador para mantenerlas limpias.

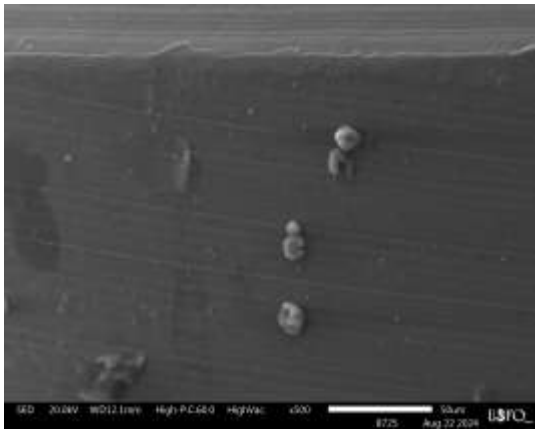
ANEXO 4. Fotografías de resultado de EDS en las muestras.

Ejemplo de información para ser tabulada por cada zona en una muestra:

Cuello

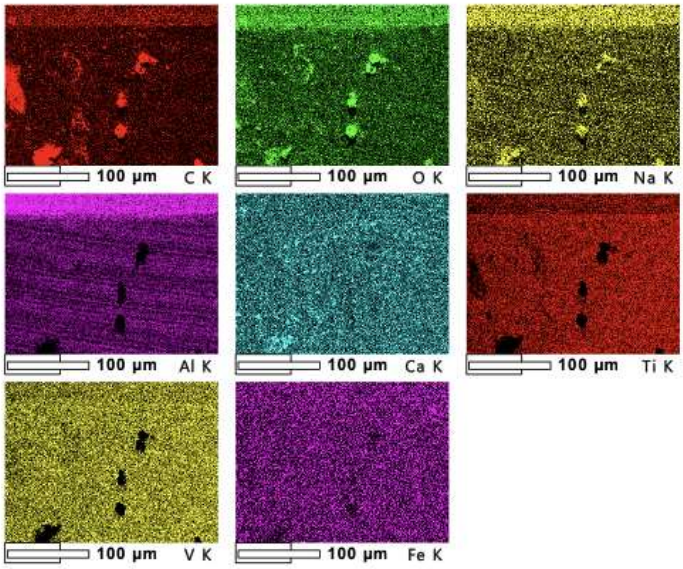
Imágen en x100 y x500





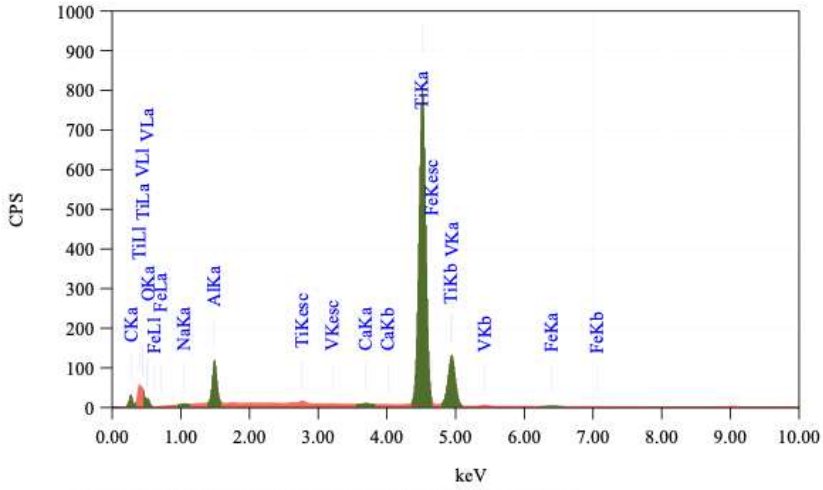
View001

JEOL 1/1



Date : 8/22/2024
Resolution : 256 x 192

Instrument : IT300(LA)
Acc. Volt. : 20 kV



Acquisition Parameter
Instrument : IT300(LA)
Acc. Voltage : 20.0 kV
Probe Current: 41.10000 nA
PHA mode : T3
Real Time : 543.25 sec
Live Time : 491.51 sec

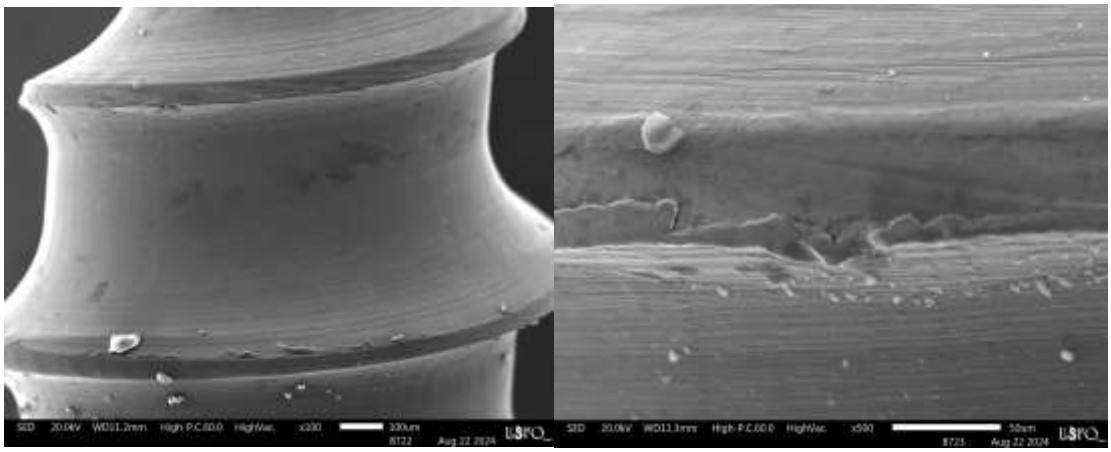
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

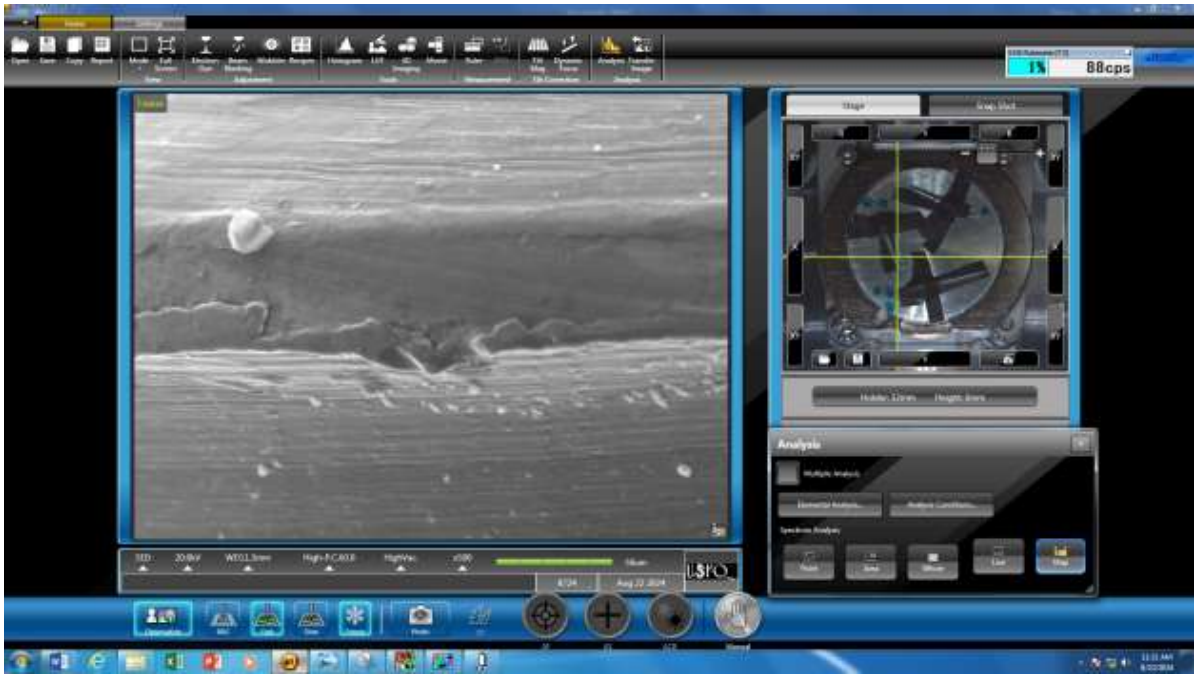
Fitting Coefficient: 0.0056

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	5.02	0.01	14.81				2.3375
O K	0.525	8.35	0.07	18.47				1.8908
Na K	1.041	0.17	0.01	0.26				0.1005
Al K	1.486	4.72	0.01	6.20				3.8479
Ca K*	3.690	0.13	0.00	0.12				0.2098
Ti K	4.508	77.71	0.06	57.45				87.3514
V K	4.949	3.66	0.02	2.54				4.0320
Fe K	6.398	0.23	0.01	0.15				0.2302
Total		100.00		100.00				

Cuerpo

Imágen en x100 y x500



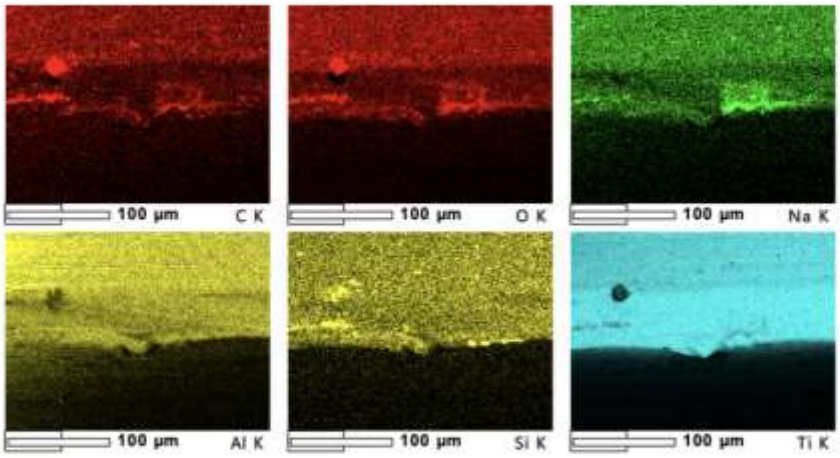


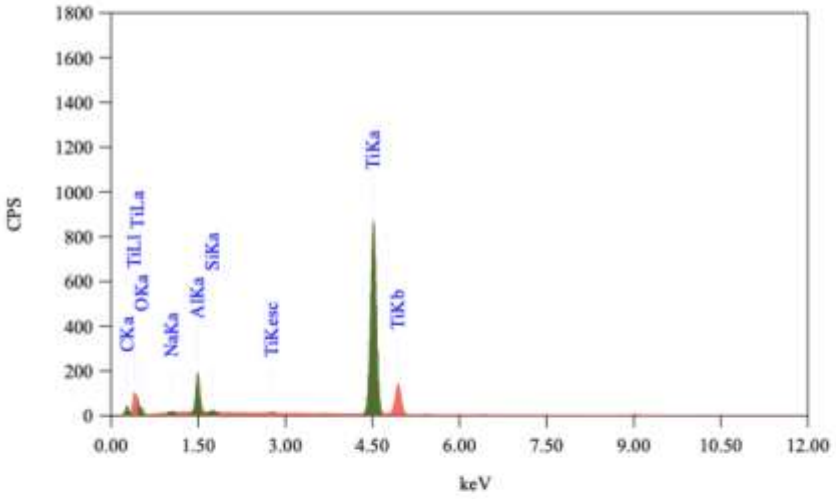
View001

JEOL 1/1

Date : 8/22/2024
Resolution : 256 x 192

Instrument : IT300(LA)
Acc. Volt. : 20 kV





Acquisition Parameter
Instrument : IT300(LA)
Acc. Voltage : 20.0 kV
Probe Current: 41.10000 nA
PHA mode : T3
Real Time : 356.36 sec
Live Time : 314.57 sec

ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

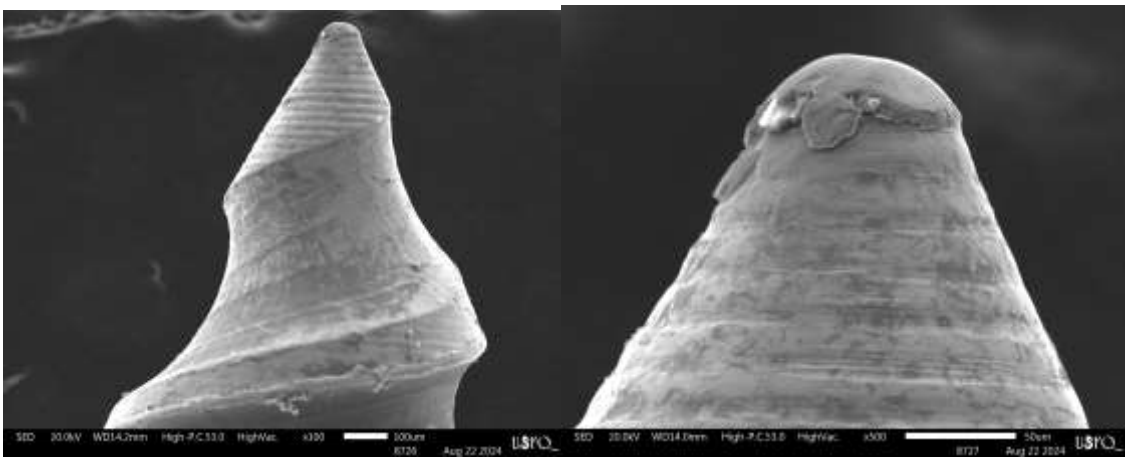
Fitting Coefficient : 0.0161

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	6.10	0.02	16.59				2.7743
O K	0.525	11.35	0.09	23.18				2.8514
Na K	1.041	0.35	0.01	0.49				0.2175
Al K	1.486	6.65	0.02	8.06				5.7630
Si K	1.739	0.31	0.01	0.36				0.2667
Ti K	4.508	75.25	0.07	51.33				88.1271
Total		100.00		100.00				

JED-2300 *AnalysisStation* JEOL

Punta

Imágen en x100 y x500

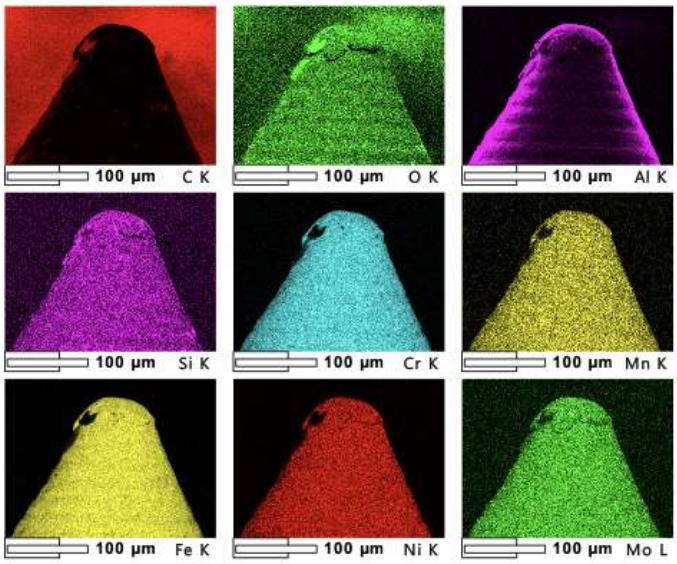


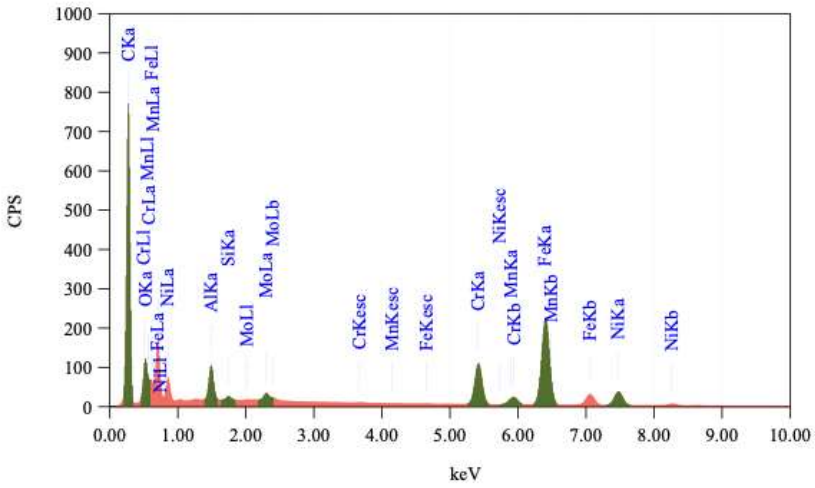
View001

JEOL 1/1

Date : 8/22/2024
Resolution : 256 x 192

Instrument : IT300(LA)
Acc. Volt. : 20 kV





Acquisition Parameter

Instrument : IT300(LA)
Acc. Voltage : 20.0 kV
Probe Current: 41.10000 nA
PHA mode : T3
Real Time : 465.70 sec
Live Time : 412.87 sec

ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0833

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	57.00	0.03	78.83				41.2985
O K	0.525	10.61	0.03	11.01				8.4455
Al K	1.486	1.66	0.01	1.02				1.9543
Si K	1.739	0.15	0.00	0.09				0.1836
Cr K	5.411	5.66	0.01	1.81				9.6826
Mn K	5.894	0.55	0.01	0.17				0.8461

JED-2300 AnalysisStation JEOL