UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO
USFQ

Colegio de Posgrados

CORROSIÓN EN LA SUPERFICIE DE DISTINTAS ALEACIONES DE ARCOS ORTODÓNTICOS, UTILIZADOS EN PACIENTES DE ORTODONCIA DE LA UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO, EN EL PERIODO 2023-2024

Tesis

César Daniel Coronel Romero

Dr. Eduardo Antonio Acevedo Mendoza
Director de Trabajo de Titulación

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

Quito, 11 de diciembre del 2024

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

COLEGIO DE POSGRADOS

HOJA DE APROBACIÓN DE TRABAJO DE TITULACIÓN

CORROSIÓN EN LA SUPERFICIE DE DISTINTAS ALEACIONES DE ARCOS ORTODÓNTICOS, UTILIZADOS EN PACIENTES DE ORTODONCIA DE LA UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO, EN EL PERIODO 2023-2024

César Daniel Coronel Romero

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:	Dario Niebieskikwiat
Título académico:	PhD

Quito, 11 de diciembre del 2024

© 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:	César Daniel Coronel Romero
Código de estudiante:	332699
C.I.:	0604247528
Lugar y fecha:	Quito, 11 de diciembre del 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UNPUBLISHED DOCUMENT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

Dedico este trabajo a Dios y a mi Virgencita Dolorosa, por darme la fuerza necesaria para culminar esta meta. Y con todo cariño a mis padres, por su gran sacrificio, su apoyo incondicional y creer en mi capacidad. Es un orgullo y privilegio ser su hijo.

A Solcito, por no soltar mi mano en todo este camino, por su comprensión y amor.

Y de una manera especial a mi hermana Alexandra pues ella fue el principal cimiento para la construcción de mi vida profesional, sentó en mí las bases de responsabilidad y deseos de superación.

Gracias a quienes he logrado llegar hasta aquí, en ellos tengo el espejo en el cual me quiero reflejar pues sus virtudes infinitas y su gran corazón me llevan a admirarlos cada día más.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a mi padre Dios y a mi Dolorosita por todas las bendiciones, su mirada maternal, sus intercesiones, auxilios y orientaciones recibidas en mi vida.

Un agradecimiento sincero para toda mi familia, en especial para mis padres César Coronel y Aida Romero, por su amor, trabajo y sacrificio en todos estos años, dejando a un lado sus necesidades por acudir a las mías. A mi hermana Alexandra y mi cuñado Diego López, que siempre fueron un apoyo incondicional en este camino, quienes estaban presentes cuando los necesité, no puedo olvidarme de mis adoradas sobrinas Valentinita y Emily que con todo su cariño supieron alentarme y alegrar mis días.

De una manera especial, a mi enamorada Solcito, por su inmenso apoyo, por escucharme, entenderme y ser mi confidente más fiel. Gracias por ser mi luz y parte fundamental de este proceso.

También a cada docente que tuve en este camino, que con su sabiduría y conocimiento motivaron a desarrollarme como persona y profesional, de manera especial mi agradecimiento eterno a mi tutor Dr. Eduardo Acevedo, quien fue un pilar importante para la realización de esta investigación, y al cual también considero un amigo y un ejemplo a seguir.

Gracias a mis amigos, a quienes considero parte de mi familia, por apoyarme cuando más los necesité, por extender su mano en momentos difíciles y por todas las anécdotas, aventuras y experiencias que viví junto

a ustedes, de verdad mil gracias a ustedes Michu, Andre, Dany, Gabita, Marquito, Pao, Carito, Nico y Estefy, siempre los llevaré en mi corazón.

A la Universidad San Francisco de Quito por ser la sede de todo el conocimiento adquirido en estos años.

Mil gracias a todos, fueron una bendición en mi vida.

Tabla de contenido

RESUMEN **12**
ABSTRACT **13**
INTRODUCCIÓN **14**
JUSTIFICACIÓN **15**
OBJETIVOS **16**
HIPÓTESIS **17**
REVISIÓN DE LA LITERATURA **18**
Arcos ortodónticos 18
Definición. 18
Tipos de arcos en ortodoncia. 18
Aleaciones metálicas **20**
Definición. **20**
Propiedades físicas de las aleaciones. 20
Propiedades químicas de las aleaciones. 21
Aleaciones en ortodoncia 21
Acero inoxidable. 21
Aleación de níquel titanio. 22
Aleación de níquel titanio cobre. 24
Corrosión 25
Definición. 25
Tipos de corrosión. 26
Saliva 27
Definición. 27
Saliva artificial. 28
Corrosión en arcos de ortodoncia 29
Efectos en la salud. 29
Riesgos de la corrosión en la cavidad bucal 31
Métodos para medir la corrosión 31
METODOLOGÍA Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN **33**
Diseño de estudio 33
Universo 33
Tamaño muestral 33
Criterios de inclusión y exclusión 36

Definición de variables 36
ANÁLISIS DE DATOS 42
DISCUSIÓN 55
CONCLUSIONES 57
RECOMENDACIONES 58
REFERENCIAS 59

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Operacionalización de las variables 37

Tabla 2. Procedimientos 38

Tabla 3. Consideraciones Éticas 41

Tabla 4. Organización de grupos, (f, %) 42

Tabla 5. Test de normalidad 43

Tabla 6. Composición elemental de cada aleación, según su marca, ẋ (s) 43

Tabla 7. Composición porcentual de cada compuesto, por marca de arco testeado, ẋ (s) 45

Tabla 8. Composición para GC por tipo de aleación, ẋ (s) 45

Tabla 9. Composición para Orthometric por tipo de aleación, ẋ (s) 47

Tabla 10. Composición para GC por tipo de aleación y tratamiento, ẋ (s) 48

Tabla 11. Composición para Orthometric por tipo de aleación y tratamiento, ẋ (s) 49

Tabla 12. Presencia de oxígeno según aleación y marca 50

Tabla 13. Presencia de carbono según aleación y marca 51

ÍNDICE DE IMÁGENES

Imagen 1. Tipos de arcos de ortodoncia 19

Imagen 2. Fases de transformación, aleación de Níquel Titanio 23

Imagen 3. Muestras nuevas de cada grupo (marca) y subgrupo (aleación) 34

Imagen 4. Muestras control de cada grupo (marca) y subgrupo (aleación)..... 35

Imagen 5. Muestras de paciente de cada grupo (marca) y subgrupo (aleación) 35

Imagen 6. Balanza de precisión para registro de peso inicial (nuevo) y final (1 mes en saliva artificial) de cada muestra control..... 40

Imagen 7. Muestra control de cada grupo (marca) y subgrupo (aleación), almacenados en estufa y conservados en saliva artificial a una temperatura de 37°C, durante 4 semanas..... 40

Imagen 8. Desecador para el almacenamiento de las muestras del grupo experimental y grupo control, posterior a su debido tratamiento..... 41

ÍNDICE DE GRÁFICAS

Gráfica 1. Composición porcentual de la aleación de NiTi-Cu, según su marca, ẋ 44

Gráfica 2. Composición porcentual de la aleación de NiTi, según su marca, ẋ 44

Gráfica 3. Composición porcentual de la aleación de SS, según su marca, ẋ 45

Gráfica 4. Composición para GC por tipo de aleación, ẋ..... 46

Gráfica 5. Composición para Orthometric por tipo de aleación, ẋ..... 47

Gráfica 6. Diagrama de cajas agrupado de oxígeno por aleación y por marca..... 50

Gráfica 7. Diagrama de cajas agrupado de carbono por aleación y por marca..... 51

Gráfica 8. Diagrama de dispersión de oxígeno por precio y por marca, para la aleación NiTiCu 52

Gráfica 9. Diagrama de dispersión de oxígeno por precio y por marca, para la aleación NiTi... 53

Gráfica 10. Diagrama de dispersión de oxígeno por precio y por marca, para la aleación SS.... 53

RESUMEN

El presente proyecto de investigación tiene como objetivo comparar el grado de corrosión en 2 diferentes marcas comerciales (GC y Orthometric) y sus distintas aleaciones (Acero inoxidable, Níquel-Titanio y Níquel-Titanio termo activado) después de permanecer 4 semanas en un medio bucal para ocasionar corrosión en los mismos.

Para este fin se utilizarán 60 segmentos de alambre de 2 centímetros de longitud cada uno, de calibre 0,019”x0,025”, los cuales serán divididos en 2 grupos (30 segmentos de alambre) para cada marca estudiada, dentro de los cuales se tomará 10 muestras para cada tipo de aleación, las mismas que serán de distinta procedencia (nuevos-pacientes). Como grupo control se tomará una muestra perteneciente a cada grupo (6 segmentos de alambre)

Las muestras serán observadas y documentadas por medio del Microscopio Electrónico de Barrido con ayuda de EDS, de la facultad de Ingeniería Mecánica de la Universidad San Francisco de Quito. Estos datos nos permitirán evaluar cualitativa y cuantitativamente los cambios superficiales que puedan presentar los arcos de ortodoncia. El grupo control estará expuesto a saliva artificial y conservado a una temperatura de 37°C, durante el mismo tiempo, las muestras serán pesadas antes y después de este tratamiento con el fin de determinar si existe o no perdida de material.

Finalmente, los datos obtenidos serán analizados con U Mann Withney con 95% de confiabilidad.

PALABRAS CLAVES: Corrosión, aleación, arco de ortodoncia, microscopio electrónico de barrido

ABSTRACT

The objective of this research project is to compare the degree of corrosion in 2 different commercial brands (GC and Orthometric) and their different alloys (Stainless Steel, Nickel-Titanium and Thermo-Activated Nickel-Titanium) after spending 4 weeks in an oral environment with conditions to cause corrosion therein.

For which 60 segments of wire each 2 centimeters long, 0,019”x0,025” gauge, will be used. Divided into 2 groups (30 wire segments) for each brand studied, within which 10 samples will be taken for each type of alloy.

The samples will be observed and documented using the Scanning Electron Microscope, of the Electron Microscopy Center of the San Francisco University of Quito, before and after exposure to the oral environment. Data that will allow us to qualitatively evaluate the superficial changes that the orthodontic arches subject to the study may present.

Finally, the data obtained will be analyzed with ANOVA and Tukey's Test with 95% significance.

KEYWORDS: Corrosion, alloy, orthodontic arch, surface changes, scanning electron microscope

INTRODUCCIÓN

Los alambres o arcos utilizados en ortodoncia, son los responsables de generar la fuerza necesaria para el movimiento dental durante el tratamiento con aparatología fija, ya que tienen la capacidad de almacenar y liberar energía, ocasionando alteraciones químico-biológicas que estimulan el ligamento periodontal, a través del cual se consigue el objetivo antes mencionado. (Juan Fernando Aristizábal, 2010)

Estos alambres son aleaciones resultado de la mezcla de dos o más metales que, en comparación a su estado puro, al fusionarse presentan mejores características físicas, como: biocompatibilidad, mayor rigidez, peso reducido, y una superior resistencia a la corrosión. Al no existir materiales capaces de soportar las condiciones intraorales, hasta 1930 las aleaciones preciosas eran las únicas utilizadas para un tratamiento de ortodoncia, disminuyéndose su uso y con la aparición de las aleaciones de acero inoxidable, con el pasar de los años y hasta la actualidad se ha incorporado también el titanio en esta fusión de metales, obteniendo excelentes resultados. (Restrepo Ospina DP, 2008) (Sunil Kapila, 1989)

Se ha demostrado que estas aleaciones metálicas dentro de la cavidad bucal, al estar expuestas a humedad, alimentos, productos de higiene oral, modificaciones del pH salival y ataques electroquímicos producidas por la misma, pueden corroerse o sufrir cambios superficiales ya que estos biomateriales son utilizados por Ortodoncistas durante un tiempo considerable, alterando su biocompatibilidad y llegando a generar un posible riesgo de alguna reacción alérgica o tóxica en el organismo del paciente. (Juan Fernando Aristizábal, 2010)

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Es una realidad que el ortodoncista usa a diario arcos de distintas aleaciones y marcas dentro de sus tratamientos, sin considerar o tener el suficiente conocimiento, sobre cual tiene una mejor respuesta frente a la corrosión, sin poder elegir la mejor opción para sus pacientes, en relación a este tema. Y por lo tanto se desea responder a la siguiente pregunta de investigación **¿Qué aleación utilizada en arcos de ortodoncia presenta mayor grado de corrosión y cuál es su procedencia?**

JUSTIFICACIÓN

Se ha descrito ampliamente en la literatura la importancia de la biocompatibilidad de los materiales utilizados durante un tratamiento de ortodoncia y es de gran interés conocer cómo reaccionan los mismos dentro de la cavidad bucal, ya que existe una gran posibilidad de que se desencadene un fenómeno corrosivo al utilizar aleaciones metálicas por la presencia de humedad del medio, electro conductividad de la saliva, cambios en el pH y presencia de alimentos.

Por estas razones el presente trabajo de investigación busca aportar y alcanzar conocimientos acerca de los cambios que pueden presentar las diferentes aleaciones utilizadas por el ortodoncista.

OBJETIVOS

1. Objetivo General

Evaluar el grado de corrosión en la superficie de distintas aleaciones de arcos ortodónticos, utilizados en pacientes de ortodoncia de la Universidad San Francisco de Quito.

2. Objetivos Específicos

- Determinar el grupo de alambres de ortodoncia que presentan mayor grado de corrosión, según su composición.
- Determinar el grupo de alambres de ortodoncia que presentan mayor grado de corrosión, según su marca.
- Determinar el grupo de alambres de ortodoncia que presentan mayor grado de corrosión, según su costo en el mercado.

HIPÓTESIS

Hipótesis Positiva (H1)

Existen mayores cambios corrosivos en aleaciones que pertenecen a la marca con el precio más accesible dentro del estudio.

Hipótesis Nula (H0)

No existen mayores cambios corrosivos en aleaciones que pertenecen a la marca con el precio más accesible dentro del estudio.

REVISIÓN DE LA LITERATURA

Arcos ortodónticos

Definición.

Son aquellos elementos activos que mueven los dientes durante los tratamientos de ortodoncia, ya que almacenan y liberan energía al entrar en contacto con los brackets, generando fuerzas mecánicas que estimulan el ligamento periodontal, produciendo cambios químicos, biológicos y moleculares que permiten dicho movimiento. Debido a su gran importancia y al estar en contacto íntimo con el medio bucal, debemos conocer sus distintas aleaciones, así como también sus propiedades de biocompatibilidad y estabilidad ambiental relacionadas directamente con su capacidad de resistencia a la corrosión. (Juan Fernando Aristizábal, 2010) (Hernández et al., 2014) (Esquivel et al., 2020)

Tipos de arcos en ortodoncia.

Los arcos de ortodoncia según su forma se clasifican en redondos, cuadrados y rectangulares; los mismos pueden ser sólidos o trenzados; convencionales o graduados con distintos niveles de fuerza en sus distintas zonas; de distinto calibre el cual se relaciona con la etapa del tratamiento y su uso clínico, y principalmente por su tipo de aleación que le brinda sus propiedades características. (Juan Fernando Aristizábal, 2010) (Jimenes, D. Restrepo, R. 1989)

Imagen 1. *Tipos de arcos de ortodoncia*

Nota: Arcos de ortodoncia Orthometric, DentalTech [Fotografía], 2021
https://www.dentaltech.cl/producto/organizador-arcos-ortodoncia-con-medidas-orthometric-p02/

Arcos redondos.

Los arcos redondos son aquellos que constan de una fibra maciza de corte transversal completamente circular. Esta característica le otorga una singular amplitud de movimientos, dependiendo del diámetro que este tenga, que puede ser desde 0.012 hasta 0.018 pulgadas (Juan Fernando Aristizábal, 2010) (Lara, F, M. 2023)

Arcos cuadrados.

Los arcos cuadrados son aquellos que constan de una fibra maciza de corte transversal de la forma antes mencionada. Por lo cual se caracteriza por poseer una alta rigidez y una limitada amplitud de trabajo. Su diámetro puede ir desde un 0.016x0.016 hasta un 0.020x0.020 (Juan Fernando Aristizábal, 2010) (Lara, F, M. 2023)

Arcos rectangulares.

Los arcos rectangulares, son aquellos formados por una fibra cuya área transversal es netamente rectangular como su nombre lo indica. Sus medidas típicas son de una sección en

pulgadas de 0.014x0.025 a un 0.021x0.025. Dadas estas dimensiones tienden a generar altas fuerzas requiriéndose una buena planificación para su introducción en un tratamiento de ortodoncia aceptado biológicamente por el periodonto. (Juan Fernando Aristizábal, 2010) (Lara, F, M. 2023)

Aleaciones metálicas

Definición.

Dado que los metales en estado puro son blandos y se corroen con facilidad, al mezclarlos con dos o más metales diferentes se forma una aleación, la misma que presenta mejores propiedades y características físicas diferentes a las originales. Las partes que la forman se denominan constituyentes y van desde binarias hasta cuaternarias, dependiendo del número de los mismos. Al igual que en su estado puro, tienen la capacidad de conducir calor y electricidad, además de conservar su brillo. (Giraldo, 2009) (Juan Fernando Aristizábal, 2010)

Propiedades físicas de las aleaciones.

Una aleación posee propiedades físicas que dependen de su composición y fabricación, las mismas que intervienen en el rendimiento clínico de esta fusión de metales. Y se pueden mencionar las siguientes:

a. Módulo de elasticidad: Se refiere a la rigidez que posee un material y es directamente proporcional a la dureza de la aleación. (Giraldo, 2009)

b. Límite Proporcional: es la fuerza límite que un material puede resistir sin deformarse permanentemente. (Giraldo, 2009)

c. Dureza: indica la resistencia al desgaste del material. (Giraldo, 2009)

c. Tamaño del cristal: cuanto más pequeño sea, mejores serán las propiedades, lo que determinará una mayor resistencia a la corrosión. (Giraldo, 2009)

Propiedades químicas de las aleaciones.

Podemos destacar las siguientes:

a. Biocompatibilidad: es la capacidad que tienen las aleaciones de resistir los fluidos presentes en el medio bucal, sin generar efectos tóxicos o nocivos en el mismo. (Phillips, 2004)

b. Resistencia a la corrosión: es un factor muy importante a considerar, que está íntimamente relacionado con su composición, así como también con la capacidad que tienen sus constituyentes metálicos de formar una superficie que pueda inhibir los ataques corrosivos a los que pueden estar expuestos. (Phillips, 2004) (Font, A. and Rivera, B. 2001)

c. Resistencia al deslustrado: se puede definir como la decoloración de la superficie de un metal, la misma que altera el acabado y pulido del mismo. Esta propiedad hace referencia a la acumulación de una fina película de interacción que se adhiere a la superficie del metal. (Phillips, 2004)

Aleaciones en ortodoncia

Acero inoxidable.

Esta aleación posee grandes propiedades mecánicas y es el indicado para ejercer fuerzas controladas encaminadas a movimientos dentales, ya que presentan alta rigidez y baja deflexión máxima, por lo cual es necesario confeccionar en las mismas asas que nos permitan trabajar en la fase de alineación, siendo muchas veces sustituidos por arcos de baja rigidez durante esta etapa. (Font, A. and Rivera, B. 2001)

Composición

Está compuesto en gran proporción por hierro, seguido de cromo, níquel y presentando pequeñas cantidades de cobre y aluminio, y a diferencia del acero clásico usado en industrias, este no contiene carbono. (Theodore Eliades, 2002) (Font, A. and Rivera, B. 2001)

Resistencia a la corrosión

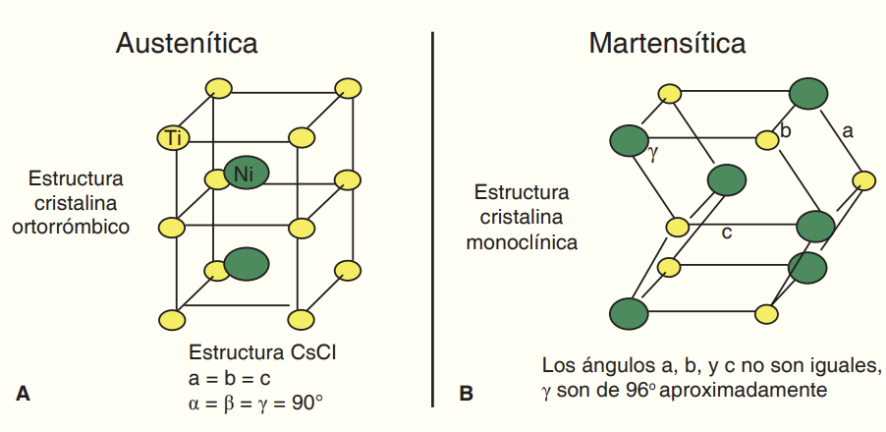
El cromo brinda a esta aleación su propiedad anticorrosiva, al ser altamente reactivo y formar óxido de cromo (Cr2O3). Esta resistencia se debe a una delgada película que se forma espontáneamente bajo condiciones húmedas y en contacto con el aire, dicho de otra manera, el cromo protege al acero inoxidable con una capa impermeable que evita o disminuye su corrosión. (Theodore Eliades, 2002)

Los agentes más dañinos para el acero inoxidable son los ácidos orgánicos generados por la degradación de los alimentos y los compuestos sulfurosos presentes en la saliva. Además de los alimentos salados que consumimos y varios factores adicionales, siendo importante destacar que en 2 horas, un respirador bucal urbano inhala cerca de un metro cúbico de aire, lo que indica un posible ataque de oxígeno a esta aleación. (Theodore Eliades, 2002)

Aleación de níquel titanio.

Estos arcos se introdujeron en la década de 1970, y han contribuido significativamente en la evolución del tratamiento ortodóntico, tratándose de una aleación con memoria de forma, ya que está conformada por dos formas cristalográficas, y gracias a la conversión de las mismas (fase martensítica a austenítica) este material puede recuperar su forma inicial posterior a haber sido deformada macroscópicamente. Esto le otorga la habilidad de recuperar su forma perdida tras experimentar una deformación macroscópica, (Esquivel et al., 2020) (Gómez & del Castillo, 2011)

Imagen 2. *Fases de transformación, aleación de Níquel Titanio*



Nota: A) Fase austenítica forma del cristal ortorrómbico, los ángulos tienen un ángulo de 90°. B) Fase martensítica forma del cristal monoclínica los ángulos se desplazan rompiendo su forma original de 90° (Alberto, 2016)

Las características especiales que presentan las aleaciones de NiTi se deben principalmente a las fases de transformación que éstas presentan, la primera es la fase de temperatura alta conocida como fase austenítica y la otra fase de temperatura baja es la fase martensítica (Figuras 1 A-B) (Alberto, 2016)

Poseen características importantes como brindar fuerzas continuas y ligeras, mínima deformación plástica, y debido a su superelasticidad son versátiles y pueden ser utilizadas en cualquier etapa del tratamiento de ortodóntico, sin provocar daño al periodonto. Además de mostrar un buen rendimiento ante la corrosión y la compatibilidad. (Hernández et al., 2014) (Jimenes, D. Restrepo, R. 1989)

Composición

Está compuesta por distintos elementos, pero se encuentra en predominante y cercana proporción el Níquel y Titanio. Las propiedades antes mencionadas de esta aleación dependen de las proporciones de sus componentes, así como de los tratamientos térmicos y mecánicos recibidos

en su fabricación. De esta manera el aumento de níquel da como resultado una disminución de la temperatura de transformación y un aumento de la necesidad de tensión. (Lara, F, M. 2023). (Font, A. and Rivera, B. 2001)

Níquel.

Elemento blanco plateado, con propiedades de dureza, maleabilidad y ductibilidad; su número atómico es 28 es muy combinable con otros metales por lo cual forma diversas aleaciones, posee resistencia a la corrosión, se lo considera tóxico; al combinarlo con más metales incrementa la dureza y resistencia de las aleaciones (Theodore Eliades, 2002)

Titanio.

Elemento cuyo número atómico es 22, tiene aspecto plateado, grisáceo y brillante, corresponde al material más ligero utilizado en el campo odontológico, sin embargo, es un metal de fácil oxidación, forma capas ligeras de óxido en la superficie de su estructura lo que evita la liberación de iones metálicos al unir titanio con más metales y formar aleaciones. Es un metal químicamente inerte que es ampliamente resistente a la corrosión (Gómez & del Castillo, 2011)

Resistencia a la corrosión

Se trata de una aleación con una alta resistencia a la corrosión y una excelente compatibilidad con el medio oral. Respecto a la capacidad de este material para resistir la corrosión, dicha capacidad se atribuye a la creación de una capa estable de óxido de titanio que desempeña el papel de pasivar el material. No obstante, bajo circunstancias severas o agresivas, esta capa puede romperse, lo que ocasiona el fenómeno de corrosión. (Gómez & del Castillo, 2011)

Aleación de níquel titanio cobre.

Las aleaciones de cobre-níquel-titanio fueron desarrolladas para su uso clínico en el año 1990, actualmente representan los alambres con súper elasticidad y memoria en ortodoncia, y

resultan sumamente útiles como alambres iniciales en el tratamiento ortodóncico, por su facilidad de colocación en arcadas con dientes severamente desalineados. Estas aleaciones con memoria recuperan su forma como resultado de la transformación de la fase martensítica en austenítica. (Gómez & del Castillo, 2011) (Sandoval Vidal et al., 2012) (Arango-Santander & Ramírez-Vega, 2016)

Composición

La adición de cobre a las aleaciones de Níquel-titanio incrementa el intervalo de temperatura de transición alrededor del nivel de la temperatura intraoral, lo que facilita un control más preciso del efecto de memoria de forma y le facilita determinar con exactitud su temperatura de trabajo. En otras palabras, se puede activar y desactivar el arco a través del consumo de alimentos o bebidas calientes o frías. (Arango-Santander & Ramírez-Vega, 2016) (Gómez & del Castillo, 2011)

Resistencia a la corrosión

Se ha observado que la adición de cobre a las aleaciones puede influir en la biocompatibilidad, aunque ha sido un asunto polémico, ya que algunos autores no han hallado tal impacto con la presencia de cobre. La incorporación de cobre reduce la propensión de las aleaciones de níquel-titanio a sufrir corrosión por picadura (Arango-Santander & Ramírez-Vega, 2016)

Corrosión

Definición.

Se define a la corrosión como un ataque químico gradual que sufren los materiales, ocasionado por agentes naturales dentro de un medio ambiente específico, que solo o en combinación con otros mecanismos pueden alterar sus características mecánicas de resistencia,

perdiendo de esta manera la función para lo cual estaban destinados. (Strozak, 2012) (Mejía & Gutiérrez, 2021)

También se le conoce como una fatiga de los metales, que comienza por la superficie de los mismos y es originada por fenómenos químicos que reduce sus propiedades, así como su vida útil, generando iones metálicos como producto de su degradación. La biocompatibilidad encierra la resistencia del alambre a la corrosión y la tolerancia de los tejidos a los elementos que componen al mismo. (Sunil Kapila, 1989)

En la cavidad oral, la liberación de iones metálicos provoca la corrosión. Esta emisión de iones puede propagarse de manera local y sistémica, llegando a ocasionar reacciones patológicas. Los iones de hierro, níquel y cromo, son los que se liberan predominantemente en los tejidos y fluidos de los pacientes que los usan, y por su posible efecto alergénico, el níquel ha sido el objeto de mayor atención. (Valencia, 2022) (Mejía & Gutiérrez, 2021)

Tipos de corrosión.

a. ***Corrosión microbiana:*** se define como el deterioro de un material metálico en presencia de hongos o bacterias y sus productos de desecho, así como también la formación de depósitos (biopelícula) placa bacteriana, y las interacciones selectivas con gases como el oxígeno y el dióxido de carbono pueden contribuir a la descomposición de estos materiales y (Vargas, 2007) (Mejía & Gutiérrez, 2021)
b. ***Corrosión galvánica:*** es una forma común de corrosión, se caracteriza por ser un ataque uniforme sobre grandes áreas de la superficie. Sucede cuando se produce una interacción entre diversas aleaciones mediante una solución conductora como la saliva, alterando su potencial electroquímico, proporcionando más resistencia a un metal específico y volviendo al otro más propenso a la corrosión. Este suceso ocurre en la

consulta cuando los brackets son de una aleación y los arcos de alambre de una diferente. (Vargas, 2007) (Mejía & Gutiérrez, 2021)

c. ***Corrosión por picado:*** este tipo de corrosión ilustra su forma más activa, afectando puntos aleatorios de un metal o aleación y propagándose hacia el interior, este fenómeno es frecuentemente encontrado en brackets. (Mejía & Gutiérrez, 2021)

d. ***Corrosión por cavitación:*** se origina por variaciones de presión en el sistema de transmisión de líquidos, que provocan la formación y caída de burbujas de vapor en la superficie del metal, que implosionan y modifican la capa pasivada, volviendo al material propenso a la corrosión; este procedimiento es parecido a la corrosión por picadura, aunque el efecto de cavitación se manifiesta con mayor magnitud. (Vargas, 2007) (Mejía & Gutiérrez, 2021)

e. ***Corrosión por desgaste:*** se produce cuando las piezas metálicas (brackets, arcos de ortodoncia) se deslizan una sobre otra, provocando daño estructural en una o en ambas, eliminando su capa protectora y convirtiéndolos en aleaciones susceptibles a corrosión. (Vargas, 2007)

Saliva

Definición.

La saliva es un líquido de alta viscosidad presente en toda la cavidad bucal. Este fluido se caracteriza por tener un pH neutro, y generarse en un 93% por las glándulas salivales superiores y en un 3% por las inferiores, en una cantidad promedio de 1.5 ml por minuto en condiciones normales. Dentro de sus propiedades cumple con diversas funciones, como son la de lubricante, antibacteriano, digestivo y amortiguador. La saliva, al interactuar con la superficie dental, desempeña un rol crucial en la creación de la película adquirida, en la defensa y protección de los

dientes, en la colonización de bacterias y en la defensa inmunológica de la mucosa bucal. (Phillips, 2004) (Yanes Ruiz & Martín Cárdenas, 2021)

Composición de la saliva.

Está compuesta en un 99% por agua y posee 3 a 8 g/L de sólidos. De esta manera dentro de sus componentes inorgánicos presenta yodo, cloro, bicarbonato; sales como sodio, potasio, magnesio; además amoníaco, siendo sus principales componentes los fosfatos, fluoruros y el calcio. Y lípidos, hidratos de carbono, péptidos, proteínas y glucoproteínas dentro de sus componentes orgánicos. (Phillips, 2004)

Saliva artificial.

Compuesto artificial que funciona como reemplazo de la saliva, humecta y lubrica la cavidad oral cuando se presentan deficiencias o ausencias de flujo salival normal debido a medicamentos, radio/quimioterapia, infecciones, estrés o enfermedades sistémicas. Son confeccionados con un pH neutro y contienen electrolitos en concentración similar a la saliva normal. Su matriz corresponde a mucina o metilcelulosa. Su uso es tópico y su dosis de administración fluctúa en función de los requerimientos dependiendo del caso. En el mercado ecuatoriano podemos entrar este sustituto como Saliv® Solución de laboratorios Lamosan. (Tiravanti et al.,2024)

Interacción entre la saliva y la aparatología de ortodoncia.

El uso de dispositivos de ortodoncia en la cavidad bucal provoca alteraciones en el flujo y la viscosidad de la saliva, de esta manera se promueve una creación de biofilms dentales específicos mayor en pacientes portadores en comparación con aquellos que no los llevan. Los factores que alteran el pH de la saliva, combinados con una higiene bucal inadecuada y el uso de

aparatos, pueden causar la aparición de enfermedades no deseadas que obstaculizan el tratamiento de ortodoncia e incluso su cese definitivo. (Yanes Ruiz & Martín Cárdenas, 2021)

Corrosión en arcos de ortodoncia

Los arcos de ortodoncia proporcionan áreas de bajo flujo salival permitiendo la adhesión bacteriana y la formación de biopelículas. La corrosión de los mismos y las respuestas biológicas son la mayor preocupación. Las aleaciones metálicas utilizadas en el tratamiento de ortodoncia en promedio se mantienen entre 1 y 4 meses en un ambiente que se considera potencialmente corrosivo. (Valencia, 2022)

En el campo de la Ortodoncia, el acero inoxidable ha sido el más utilizado, por su versatilidad, así como por sus excelentes propiedades, como la resistencia a la corrosión, las mismas que también poseen las aleaciones de memoria (NiTi) que se han ido ganando su popularidad con el pasar de los años. Sin embargo, todos los materiales interactúan continuamente con los líquidos de la boca, haciéndolos susceptibles a la corrosión. Para la práctica clínica deben ser utilizadas aleaciones con alta resistencia a la corrosión en el medio bucal, por lo que metales puros no son empleados debido a sus propiedades mecánicas pobres. (Valencia, 2022) (Mejía & Gutiérrez, 2021)

Efectos en la salud.

En cuanto a la resistencia a la corrosión, en condiciones normales de tratamiento parece no haber diferencias significativas entre los distintos materiales constitutivos de los alambres para ortodoncia, sin embargo, en condiciones extremas las aleaciones de Níquel y Titanio pueden ser más vulnerables a la corrosión. Cuanto mayor sea la corrosión de una aleación, más se liberarán sus elementos y mayor será el riesgo de reacciones indeseadas en los tejidos orales. Estas

reacciones no deseadas incluyen sabores desagradables, irritación, alergia u otra reacción. (Font, A. and Rivera, B. 2001) (Mejía & Gutiérrez, 2021)

Níquel.

Efectos del Níquel en la salud

Se encuentra presente en alimentos y en el medio ambiente en pequeñas cantidades, sin embargo, sus cantidades se elevan por el uso de detergentes y consumo de cigarrillos. El níquel en grandes cantidades puede ser causante de cáncer de pulmón, nariz, laringe y próstata; fallos respiratorios, alteraciones cardíacas y alergias cutáneas. (Theodore Eliades, 2002)

En contacto con la cavidad oral, la acumulación de níquel genera estomatitis por contacto, afectando la mucosa oral. También se sabe que la aparatología usada en tratamientos ortodónticos sufre alteraciones al encontrarse en un medio tan cambiante como la cavidad oral, en donde las variaciones de fuerza y temperatura, alimentación, dentífricos fluorados, pH salival y microorganismos contribuyen a la degradación de las aleaciones, dando como resultado alergias, bioacumulación, genotoxicidad y citotoxicidad. En la cavidad bucal la exposición al níquel causa alergias en un 5 a 8% de la población, siendo el metal más relacionado con respuestas alergénicas. (Theodore Eliades, 2002) (Gómez & del Castillo, 2011)

Titanio.

Efectos del Titanio en la salud

El titanio es un metal altamente compatible para el ser humano, pues se encuentra en mayores concentraciones en comparación con otros metales, por lo tanto, las alteraciones inmunitarias causadas por las liberaciones de iones metálicos de titanio son poco frecuente, es por ello que es un metal de elección para la fabricación de implantes dentales e incluso de prótesis ortopédicas (Gómez & del Castillo, 2011)

Riesgos de la corrosión en la cavidad bucal

Los productos de degradación de los arcos de ortodoncia se liberan en el ambiente bucal. Este proceso es muy complejo, y puede tener implicaciones clínicas graves o reacciones desfavorables en los tejidos circundantes. Cuanto mayor sea la corrosión de una aleación, más se liberarán sus elementos y mayor será el riesgo de reacciones indeseadas en los tejidos orales. (Valencia, 2022)

Como ya se mencionó, estas reacciones no deseadas incluyen irritación, alergia u otra reacción. Además de otras manifestaciones clínicas orales como glositis, sabor metálico, gingivitis, descamación labial, eritema multiforme, hipertrofia gingival. Esta clínica se asocia a los productos de corrosión de los aparatos que estarían relacionados con la citotoxicidad de estos materiales. (Valencia, 2022) (Mejía & Gutiérrez, 2021)

Métodos para medir la corrosión

Pérdida de peso.

Es uno de los métodos cuantitativos más antiguos que se utiliza para medir la corrosión de metales en contacto con soluciones corrosivas, ya que expresa la cantidad de material disuelto durante un período de tiempo en relación con la densidad y área del material en cuestión, permitiendo el cálculo de pérdida de espesor del material. (Vong, 1991)

Dentro de sus limitaciones podemos mencionar que este método puede calcular la velocidad de los fenómenos de corrosión, pero no el tipo de corrosión que se produce en el material. Y para obtener resultados significativos debe someterse a condiciones de ataque muy severas. (Vong, 1991)

Macroscopía.

Se le puede describir como una observación de un objeto que se realiza a simple vista o ayudados de un microscopio con un aumento menor a 50x, que permite observar los detalles más fundamentales de la superficie de un metal o aleación. (Félix Gómez., 2012)

Microscopía.

La microestructura de un material se puede observar a través de un microscopio, que tiene la ventaja de aumentar el tamaño de la imagen observada para poder comprender mejor sus propiedades y determinar los posibles defectos ocasionados en la superficie del objeto sujeto a estudio. (Félix Gómez., 2012)

Inspección por láser.

Este método considerado el más moderno, es utilizado para medir de una manera precisa la dimensión y cantidad de los defectos que se pueden encontrar en un material observado y previamente expuesto a ataques químicos o electroquímicos. A la vez que su inspección nos ayuda a determinar el nivel de rugosidad superficial de los mismo. (Vong, 1991)

METODOLOGÍA Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

Diseño de estudio

El presente estudio será de tipo **experimental, comparativo y prospectivo**, que plantea determinar el grado de corrosión que se puede presentar en arcos utilizados en Ortodoncia, de distinta aleación, así como de marca comercial.

Universo

El cálculo del universo no aplica en este estudio, ya que el estudio no se realizará directamente en humanos.

Tamaño muestral

El tipo de muestreo del estudio fue no probabilístico, por conveniencia. Conformado por 66 muestras (segmentos de arcos ortodónticos) que cumplen con el criterio de inclusión, distribuidas en tres grupos (1 grupo por marca comercial y 1 grupo control), de la siguiente manera:

- Dos grupos experimentales con 30 muestras cada uno perteneciente a cada marca comercial (Orthometric-Brasil, Gc-USA)
- De los mismos, se formarán 3 subgrupos con 10 unidades para cada aleación estudiada (NitiCu, Niti y acero inoxidable)
- De estas 10 unidades, 5 serán tomadas de pacientes y 5 serán nuevas.
- Y como grupo control se tomará una muestra perteneciente a cada subgrupo (6 segmentos de arcos ortodónticos)

Imagen 3. *Muestras nuevas de cada grupo (marca) y subgrupo (aleación)*

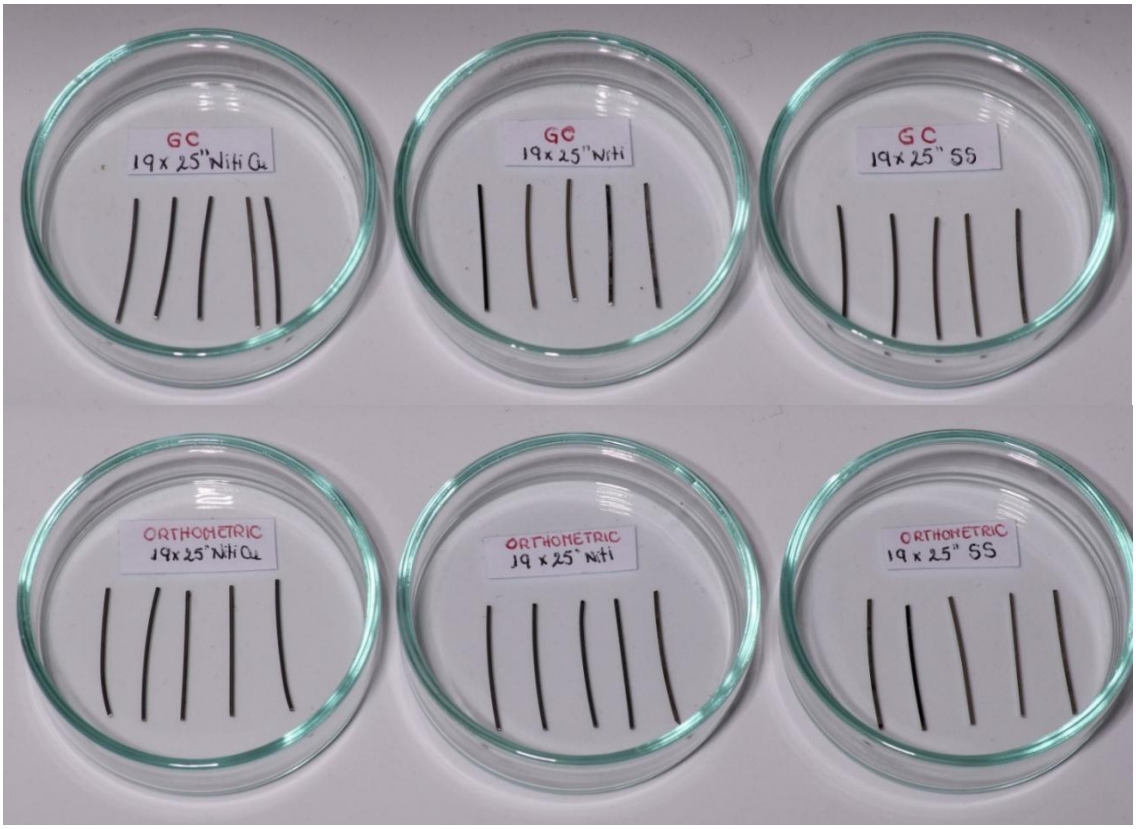


Imagen 4. *Muestras control de cada grupo (marca) y subgrupo (aleación)*

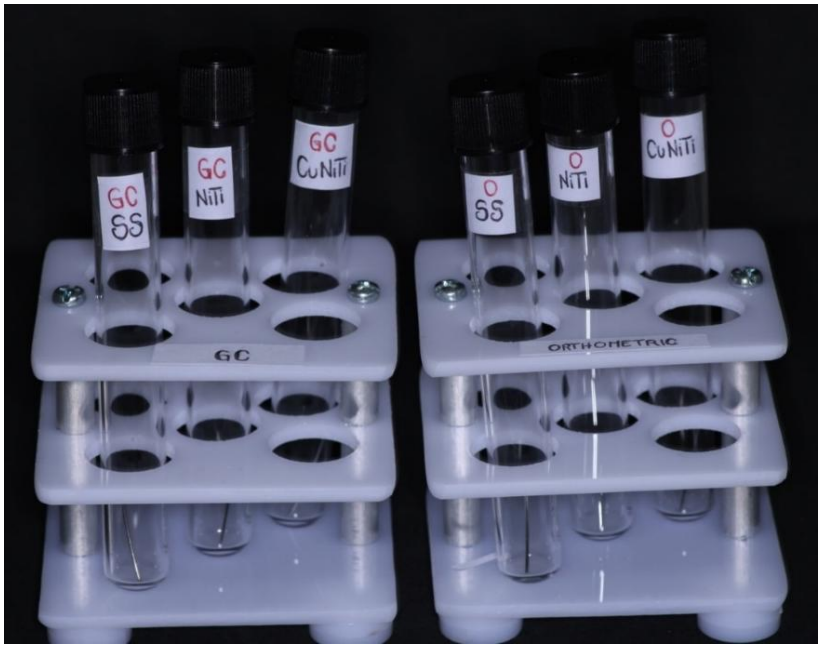


Imagen 5. *Muestras de paciente de cada grupo (marca) y subgrupo (aleación)*

Criterios de inclusión y exclusión

Criterios de inclusión.

- Arcos ortodónticos que hayan permanecido en boca en un periodo de 8 semanas
- Arco ortodóntico Orthometric
- Arco ortodóntico GC
- Arcos ortodónticos de NitiCu, Niti y acero inoxidable
- Arcos ortodónticos de calibre 0,019”x0,025”

Criterios de exclusión.

- Arcos con defectos visibles en la superficie
- Arcos ortodónticos de diferente composición
- Arcos ortodónticos de diferente calibre
- Arcos ortodónticos que no hayan cumplido con el periodo de 8 semanas

Definición de variables

Variables Independientes.

- Arco de Acero inoxidable
- Arco de NiTi
- Arco de NiTiCu

Variables Dependientes.

- Corrosión

Tabla 1. *Operacionalización de las variables*

VARIABLE	DEFINICIÓN OPERACIONAL	TIPO	CLASIFICACIÓN	INDICADOR CATEGÓRICO	ESCALA DE MEDICIÓN
Corrosión	Es un proceso químico o electroquímico a través del cual un metal es atacado por agentes naturales, llevando a una disolución parcial provocando un deterioro o debilidad de una sustancia sólida.	Dependiente	Cualitativa	**Grado de corrosión medido por** PRESENCIA DE OXÍGENO, CARBONO Y FLÚOR 1 Mayor 2 Menor	Porcentaje de composición
Marca comercial	Origen de donde provienen las muestras de estudio	Independiente	Cualitativa	1 Orthometric 2 Gc	1 2
Tipo de aleación	Son aleaciones tienen la capacidad de sufrir deformaciones relativamente altas.	Independiente	Cualitativa	1 NiTiCu 2 NiTi 3 Acero inoxidable	1 2 3
Precio de mercado	Costo de las muestras de estudio, que puede ser alto o bajo según el mercado de estudio	Independiente	Cualitativa	1 Mayor 2 Menor	1 2

Tabla 2. *Procedimientos*

Actividad	Descripción	Responsable	Instrumento	Tiempo
Muestreo	1. Se tomó una muestra de 66 segmentos de alambre de 2 centímetros de longitud cada uno. 2. Todos de forma rectangular, de calibre 0,019”x0,025” 3. Siendo estos arcos de tres tipos diferentes de aleación: NitiCu, Niti y acero inoxidable 4. Se estableció 2 grupos según la marca, y tres subgrupos para cada aleación 5. Cada subgrupo se dividió en 5 muestras recolectadas de pacientes y 5 segmentos nuevos 6. Y para el grupo control se incluyó una muestra perteneciente a cada subgrupo (6 segmentos de alambre)	César Coronel	Arcos ortodónticos de NitiCu, Niti y acero inoxidable, de marca Orthometric y GC	1 día
Recolección de muestras EXPERIMENTAL	Se recolectó los arcos ortodónticos que fueron usados en pacientes de ortodoncia y que ya cumplieron su ciclo activo. Los mismos que cumpliendo con el **requisito de anonimización**, fueron removidos y proporcionados por los residentes de posgrado de ortodoncia de la Universidad San Francisco de Quito en la clínica Odontológica ubicada en el Paseo San Francisco. De cada arco se tomó un segmento de 2 cm, se colocó en distintos tubos de ensayo y se almacenó en un desecador para evitar cualquier modificación del mismo.	César Coronel	Tubos de ensayo para cada grupo y subgrupo Desecador del laboratorio de Ingeniería mecánica de la Universidad San Francisco de Quito	4 semanas
Recolección de muestras NUEVAS	De arcos ortodónticos pertenecientes a las marcas y aleaciones que fueron estudiadas, se	César Coronel	Cajas petri para cada grupo y subgrupo	1 hora

	cortó segmentos de 2 cm de longitud y almacenados de manera pertinente.			
Recolección de muestras CONTROL	Al igual que los grupos anteriores, se cortó segmentos de 2 cm de longitud, pero en este caso fueron sumergidas en saliva artificial y almacenadas durante 4 semanas a 37°C en la estufa del laboratorio de la facultad de Ingeniería Química de la Universidad San Francisco de Quito, luego de este periodo las muestras fueron conservadas en el desecador antes mencionado.	César Coronel	Tubos de ensayo para cada grupo y subgrupo Estufa del laboratorio de la facultad de Ingeniería Química de la Universidad San Francisco de Quito Desecador del laboratorio de Ingeniería mecánica de la Universidad San Francisco de Quito.	4 semanas
Microscopía	1. Las muestras fueron preparadas para ser observadas por medio de EDS en el Microscopio Electrónico de Barrido, de la facultad de Ingeniería Mecánica de la Universidad San Francisco de Quito. 2. Los datos resultantes, fueron anotados en una ficha de observaciones (ANEXO 1) para su posterior presentación en el formato estándar del informe.	César Coronel	EDS Microscopio Electrónico de Barrido, de la facultad de Ingeniería Mecánica de la Universidad San Francisco de Quito.	6 días
Toma de datos	Se recolectó los datos de las muestras observadas en el microscopio para ser comparadas.	César Coronel	Laptop personal	1 mes

Imagen 6. *Balanza de precisión para registro de peso inicial (nuevo) y final (1 mes en saliva artificial) de cada muestra control*

Imagen 7. *Muestra control de cada grupo (marca) y subgrupo (aleación), almacenados en estufa y conservados en saliva artificial a una temperatura de 37°C, durante 4 semanas*

Imagen 8. *Desecador para el almacenamiento de las muestras del grupo experimental y grupo control, posterior a su debido tratamiento.*

Tabla 3. *Consideraciones Éticas*

Aplicación de Principios Éticos	No maleficencia: los investigadores adoptarán las medidas necesarias para evitar riesgos potenciales para los sujetos de investigación o en su defecto tomarán medidas para reducir dichos riesgos. Se respetará el anonimato de las muestras de estudio
Riesgos	La investigación presenta un riesgo nulo para los participantes de esta investigación.
Beneficios	El conocer esta información ayudará al ortodoncista a elegir la aleación y marca óptima, en relación a la corrosión de los arcos ortodónticos que puede ofrecer a sus pacientes.
Seguridad y Confidencialidad de la información	No aplica

ANÁLISIS DE DATOS

La información obtenida de las 66 muestras se organizó en una hoja de cálculo Microsoft Excel 2023, luego de depuración y codificación se exportó como base de datos al programa SPSS versión 23 IBM ©. En primer lugar, se procedió a caracterizar la distribución de las muestras en los respectivos grupos y subgrupos; considerando como grupo principal, la marca (GC y Orthometric), la aleación (NiTi-Cu, Ni Ti y SS) y finalmente el tratamiento (Nuevo, Paciente y Control).

Tabla 4. *Organización de grupos, (f, %)*

MARCA	ALEACIÓN	TRATAMIENTO			Total
		Nuevo	Paciente	Control	
GC 33 (50%)	NiTiCu	5 (7,6%)	5 (7,6%)	1 (1,5%)	11 (16,7%)
	NiTi	5 (7,6%)	5 (7,6%)	1 (1,5%)	11 (16,7%)
	SS	5 (7,6%)	5 (7,6%)	1 (1,5%)	11 (16,7%)
ORTHOMETRIC 33 (50%)	NiTiCu	5 (7,6%)	5 (7,6%)	1 (1,5%)	11 (16,7%)
	NiTi	5 (7,6%)	5 (7,6%)	1 (1,5%)	11 (16,7%)
	SS	5 (7,6%)	5 (7,6%)	1 (1,5%)	11 (16,7%)
Total		30 (45,5%)	30 (45,5%)	6 (9%)	66 (100%)

De los 66 arcos examinados, 33 (50%) correspondieron a la marca GC, y las otros 33 (50%) a ORTHOMETRIC, para cada marca se probaron 3 aleaciones, con 11 arcos por material, dando un total de 11 (16,7%) muestras de cada aleación y para cada material, de estas 11 muestras, 5 (7,6%) fueron para el grupo de arcos nuevos, 5 (7,6%) fueron para el grupo de paciente, y 1(1,5%) para el grupo control.

En función del objetivo interesó cuantificar los diferentes elementos presentes en los arcos analizados, dado que dichos valores son cuantitativos continuos se procedió a realizar el test de normalidad con el fin de direccionar el procedimiento de estadística inferencial por emplear.

Tabla 5. *Test de normalidad*

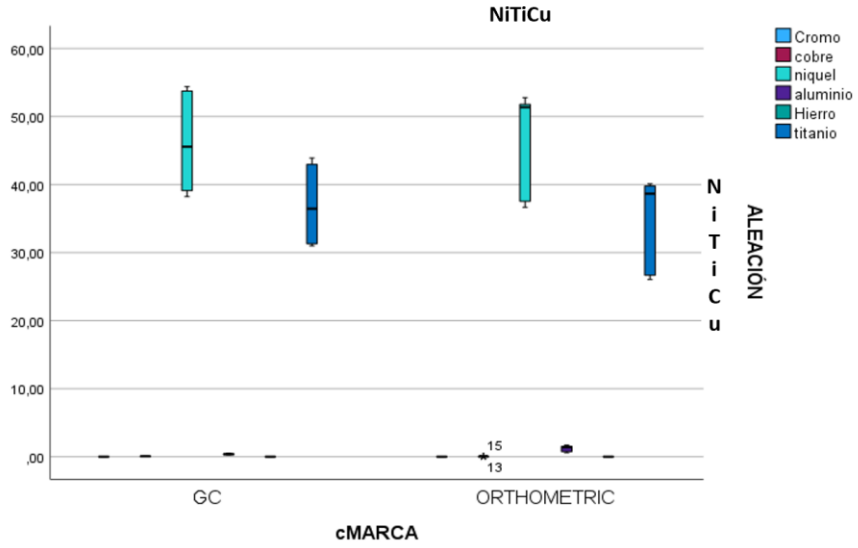
Parámetros normales	níquel	Titanio	aluminio	Cobre	hierro	cromo	Carbono	oxígeno	Flúor
N	66	66	66	66	66	66	66	66	66
Media	31,4	22,7	0,5	0,1	19,8	5,3	12,1	7,7	0,5
Desv	19,1	17,4	0,4	0,1	29,0	7,9	12,0	6,6	0,5
P	,000[c]	,000[c]	,000[c]	,000[c]	,000[c]	,000[c]	,000[c]	,000[c]	,000[c]

Se observó que, para todas las variables de prueba, la significancia fue p <0,05, indicando que no se cumplió el supuesto de normalidad, determinándose la necesidad de emplear pruebas no paramétricas para la comparación de los resultados. En este caso la prueba de Kruskal Wallis para la multicomparación y la prueba U Mann Whitney para comparaciones la comparación por pares.

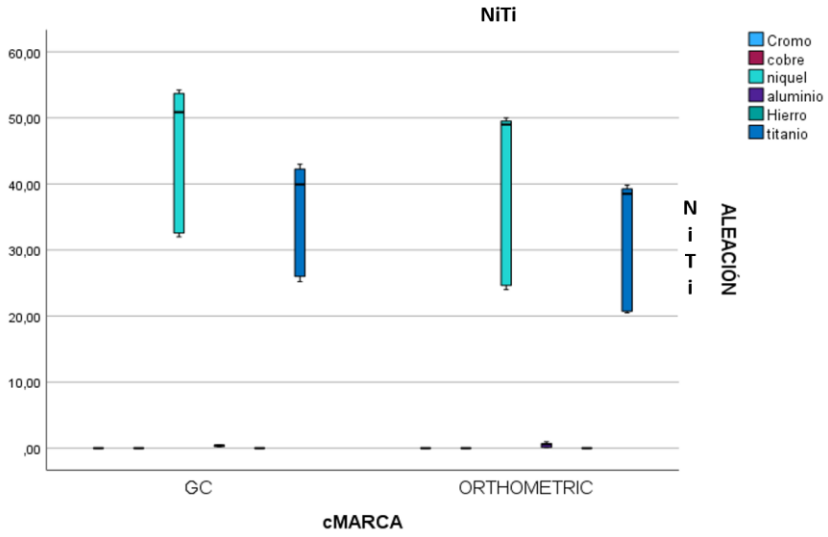
Tabla 6. *Composición elemental de cada aleación, según su marca, ẋ (s)*

				MARCA	
				GC	**ORTHOMETRIC**
ALEACIÓN	**NiTiCu**	Cromo	Media	0,00	0,00
		Cobre	Media	0,057	0,022
		Níquel	Media	46,37	45,28
		Titanio	Media	37,24	33,66
		Aluminio	Media	0,38	1,17
		Hierro	Media	0,00	0,00
	NiTi	Cromo	Media	0,00	0,00
		Cobre	Media	0,000	0,000
		Níquel	Media	43,77	38,14
		Titanio	Media	34,66	30,83
		Aluminio	Media	0,35	0,45
		Hierro	Media	0,00	0,00
	SS	Cromo	Media	14,95	17,09
		Hierro	Media	55,57	62,97
		Cobre	Media	0,296	0,185
		Níquel	Media	6,98	7,64
		Aluminio	Media	0,29	0,34
		Titanio	Media	0,00	0,00

Gráfica 1. *Composición porcentual de la aleación de NiTi-Cu, según su marca, ẋ*



Gráfica 2. *Composición porcentual de la aleación de NiTi, según su marca, ẋ*



Gráfica 3. *Composición porcentual de la aleación de SS, según su marca, ẋ*

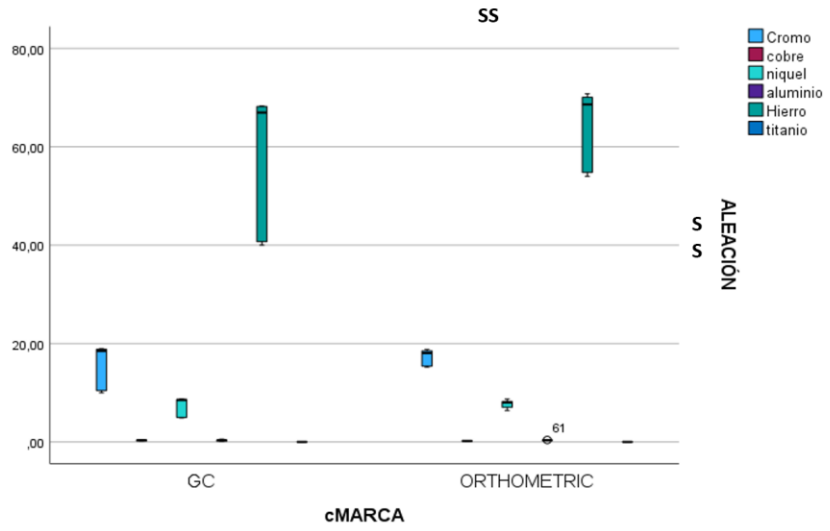


Tabla 7. *Composición porcentual de cada compuesto, por marca de arco testeado, ẋ (s)*

Grupos	níquel	Titanio	Aluminio	cobre	Hierro
GC	32,4 (19,7)	24 (18,2)	0,3 (0,1)	0,1 (0,1)	18,5 (27,8)
Orthometric	30,4 (18,6)	21,5 (16,8)	0,7 (0,5)	0,1 (0,1)	21 (30,5)
P	0,34	0,67	0,11	0,87	0,29

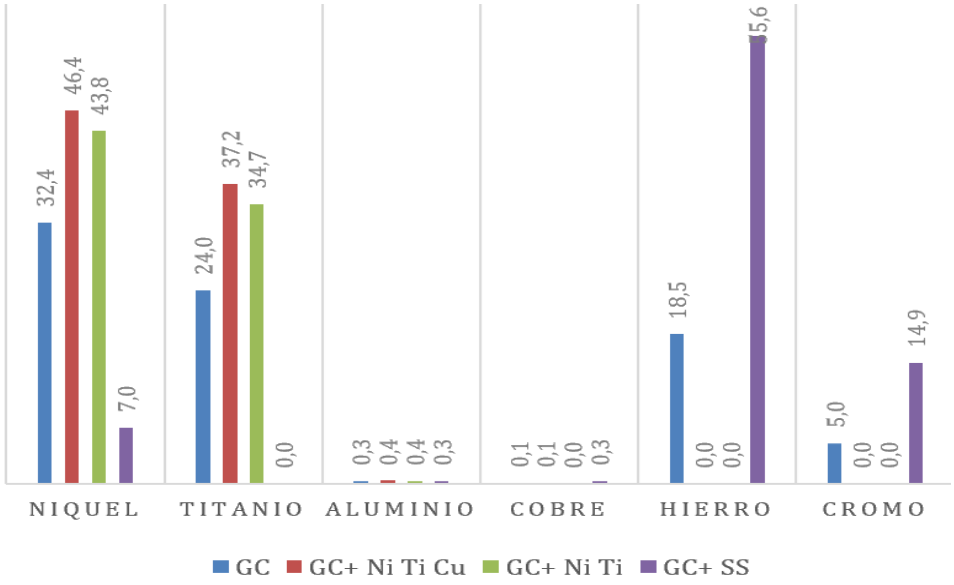
En forma general al comparar la composición de las muestras resultantes se determinó que no existió diferencia significativa en dicha composición entre los dos grupos (marca, independientemente de aleación o tratamiento), según prueba de U Mann Whitney |($p<0,05$), no obstante, se observa una ligera mayor concentración de níquel y titanio para GC que para Otrthometric, en tanto que la composición de hierro fue mayor para Orthometric.

Tabla 8. Composición para GC por tipo de aleación, ẋ (s)

Grupos	Níquel	titanio	aluminio	Cobre	hierro	Cromo
GC	32,4 (19,7)	24 (18,2)	0,3 (0,1)	0,1 (0,1)	18,5 (27,8)	5 (7,6)
GC+ Ni Ti Cu	46,4 (7,5)	37,2 (6)	0,4 (0,1)	0,1 (0)	0 (0)	0 (0)

GC+ Ni Ti	43,8 (10,9)	34,7 (8,4)	0,4 (0,1)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
GC+ SS	7 (1,9)	0 (0)	0,3 (0,1)	0,3 (0,1)	55,6 (14,3)	14,9 (4,4)
P	0,02	0,001	0,98	0,97	0,001	0,001

Gráfica 4. *Composición para GC por tipo de aleación, ẋ*

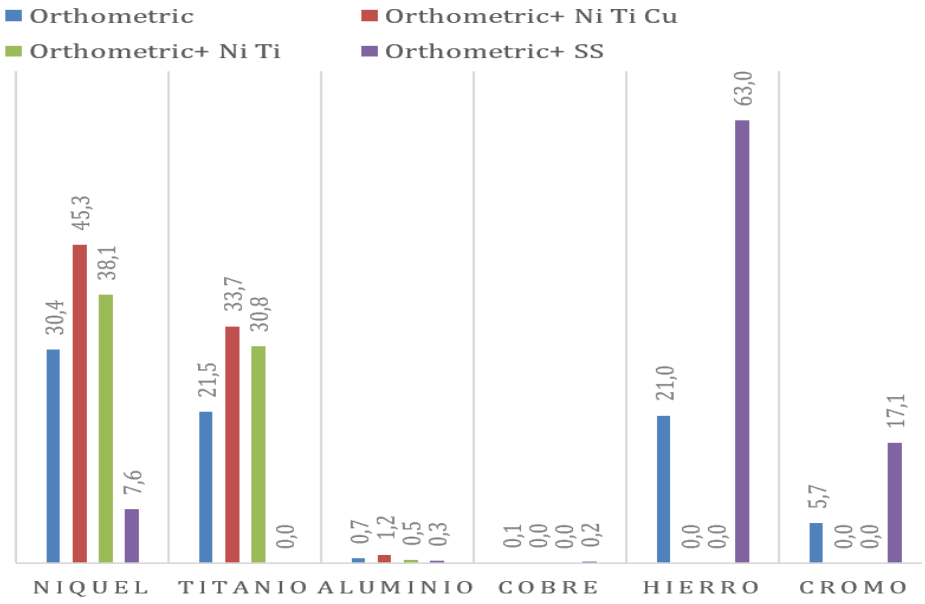


En este caso (para la marca (GC) si se observan diferencias significativas en la composición, intuyéndose que existe incidencia del tipo de aleación, los elementos que presentaron diferencia significativa fueron: níquel, titanio, hierro y cromo ($p<0,05$), en el caso del níquel fue mucho mayor para la aleación NiTiCu (46,4%) que para Ni Ti (43,8%) y para SS (7%), la tendencia fue similar para titanio; NiTiCu (37,2%) que para Ni Ti (34,7%), y para SS (0%), en tanto que para hierro se obtuvieron mayores porcentajes para SS (55,6%), NiTiCu (18,5%) y no se registró este elemento en la aleación NiTi, similar tendencia para la concentración de cromo; para SS (14,9%), NiTiCu (15%) y no se registró este elemento en la aleación NiTi

Tabla 9. *Composición para Orthometric por tipo de aleación, ẋ (s)*

Grupos	Níquel	Titanio	aluminio	Cobre	hierro	Cromo
Orthometric	30,4 (18,6)	21,5 (16,8)	0,7 (0,5)	0,1 (0,1)	21 (30,5)	5,7 (8,2)
Orthometric+ Ni Ti Cu	45,3 (7,6)	33,7 (6,8)	1,2 (0,4)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Orthometric+ Ni Ti	38,1 (13)	30,8 (9,7)	0,5 (0,3)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Orthometric+ SS	7,6 (0,8)	0 (0)	0,3 (0)	0,2 (0)	63 (8,1)	17,1 (1,6)
P	0,01	0,01	0,07	0,9	0,01	0,01

Gráfica 5. *Composición para Orthometric por tipo de aleación, ẋ*



En este caso, para la marca (Orthometric) si se observan diferencias significativas en la composición, intuyéndose que existe incidencia del tipo de aleación, los elementos que presentaron diferencia significativa fueron: níquel, titanio, hierro y cromo ($p<0,05$), en el caso del níquel fue mucho mayor para la aleación NiTiCu (45,3%) que para Ni Ti (38,1%) y para SS (7,6%), la tendencia fue similar para titanio; NiTiCu (33,7%) que para Ni Ti (30,8%), y para SS (0%), en tanto que para hierro se obtuvieron mayores porcentajes para SS (63%) y no se registró este

elemento en la aleación NiTi Cu, tampoco para Ni Ti, similar tendencia para la concentración de cromo; para SS (17,1%), NiTiCu (5,7%) y no se registró este elemento en la aleación NiTi.

A raíz de estas tendencias se extendió el análisis al tratamiento, conformándose 9 grupos para cada marca, los resultados se explicitan en las dos siguientes tablas.

Tabla 10. *Composición para GC por tipo de aleación y tratamiento, ẋ (s)*

Grupos	níquel	Titanio	Aluminio	Cobre	Hierro	Cromo
GC+ Ni Ti Cu + Nuevo	53,9 (0,5)	43,3 (0,5)	0,4 (0,1)	0,1 (0)	0 (0)	0 (0)
GC+ Ni Ti Cu + Control	45,6 (45,6)	36,5 (36,5)	0,3 (0,3)	0,1 (0,1)	0 (0)	0 (0)
GC+ Ni Ti Cu + Paciente	39 (0,4)	31,3 (0,4)	0,3 (0)	0,1 (0)	0 (0)	0 (0)
GC+ Ni Ti + Nuevo	53,7 (0,4)	42,4 (0,4)	0,4 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
GC+ Ni Ti + Control	50,9 (50,9)	39,9 (39,9)	0,4 (0,4)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
GC+ Ni Ti + Paciente	32,4 (0,4)	25,9 (0,5)	0,3 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
GC+ SS + Nuevo	8,6 (0,1)	0 (0)	0,4 (0)	0,4 (0)	68,2 (0,1)	18,8 (0,1)
GC+ SS + Control	8,5 (8,5)	0 (0)	0,6 (0,6)	0,3 (0,3)	67 (67)	18,5 (18,5)
GC+ SS + Paciente	5 (0,2)	0 (0)	0,2 (0)	0,2 (0)	40,7 (0,7)	10,4 (0,3)
P	0,001	0,001	0,65	0,71	0,001	0,001

Ahora, para el grupo de GC, se observa gran influencia del tratamiento (nuevo o paciente), se precisa señalar que se excluyó el control del cálculo de la significancia según Kruskal Wallis, puesto que se trataba de una única muestra, pero se presenta su valor medio, únicamente con fines comparativos. Se presentaron diferencias significativas para la concentración de níquel, titanio, hierro, cromo ($p<0,05$). El hierro y el cromo estuvieron presentes únicamente en los grupos con SS, siendo menor para el grupo analizado en paciente.

Tabla 11. *Composición para Orthometric por tipo de aleación y tratamiento, ẋ (s)*

Grupos	Níquel	Titanio	Aluminio	Cobre	hierro	Cromo
Orthometric+ Ni Ti Cu + Nuevo	52 (0,5)	39,7 (0,4)	1,6 (0,1)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Orthometric+ Ni Ti Cu + Control	51,4 (51,4)	38,7 (38,7)	1,4 (1,4)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Orthometric+ Ni Ti Cu + Paciente	37,4 (0,5)	26,6 (0,5)	0,7 (0,1)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Orthometric+ Ni Ti + Nuevo	49,6 (0,2)	39,4 (0,4)	0,7 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Orthometric+ Ni Ti + Control	49 (49)	38,5 (38,5)	1 (1)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Orthometric+ Ni Ti + Paciente	24,5 (0,4)	20,7 (0,2)	0,1 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Orthometric+ SS + Nuevo	8,2 (0,1)	0 (0)	0,3 (0)	0,2 (0)	70,3 (0,3)	18,4 (0,3)
Orthometric+ SS + Control	8,7 (8,7)	0 (0)	0,4 (0,4)	0,2 (0,2)	68,6 (68,6)	18,8 (18,8)
Orthometric+ SS + Paciente	6,9 (0,3)	0 (0)	0,3 (0)	0,1 (0)	54,5 (0,5)	15,4 (0,3)
P	0,001	0,001	0,11	0,85	0,001	0,001

Para el grupo Orthometric, también se observa gran influencia del tratamiento (nuevo o paciente), se precisa señalar que se excluyó el control del cálculo de la significancia según Kruskal Wallis, puesto que se trataba de una única muestra, pero se presenta su valor medio, únicamente con fines comparativos. Se presentaron diferencias significativas para la concentración de níquel, titanio, hierro y cromo($p<0,05$). El níquel se presentó en mayor concentración en los subgrupos de la aleación Ni Ti Cu, seguidos por los de Ni Ti, sin que en este par existan diferencias significativas, pero se disminuyó notablemente para los grupos de SS. El titanio de igual forma fue de alguna manera semejantes entre los grupos de Ni Ti Cu y Ni Ti, pero fue escaso para el grupo SS. El hierro y el cromo estuvieron presentes únicamente en los grupos con SS, siendo menor para el grupo analizado en paciente.

Tabla 12. *Presencia de oxígeno según aleación y marca*

			MARCA					
			GC			ORTHOMETRIC		
			TRATAMIENTO			TRATAMIENTO		
			NUEVO	CONTROL	PACIENTE	NUEVO	CONTROL	PACIENTE
			oxígeno	oxígeno	oxígeno	oxígeno	Oxígeno	Oxígeno
ALEACIÓN	**NiTiCu**	Media	0,80	6,30	15,47	4,82	6,58	15,99
		Mínimo	0,72	6,30	15,02	4,75	6,58	15,70
		Máximo	0,91	6,30	16,15	4,93	6,58	16,14
	NiTi	Media	1,59	4,97	16,62	6,90	7,96	19,22
		Mínimo	1,47	4,97	16,18	6,23	7,96	18,70
		Máximo	1,70	4,97	17,20	7,62	7,96	19,80
	SS	Media	0,80	1,43	7,81	0,61	0,95	5,19
		Mínimo	0,72	1,43	7,63	0,56	0,95	4,98
		Máximo	0,94	1,43	8,00	0,68	0,95	5,49

Gráfica 6. *Diagrama de cajas agrupado de oxígeno por aleación y por marca*

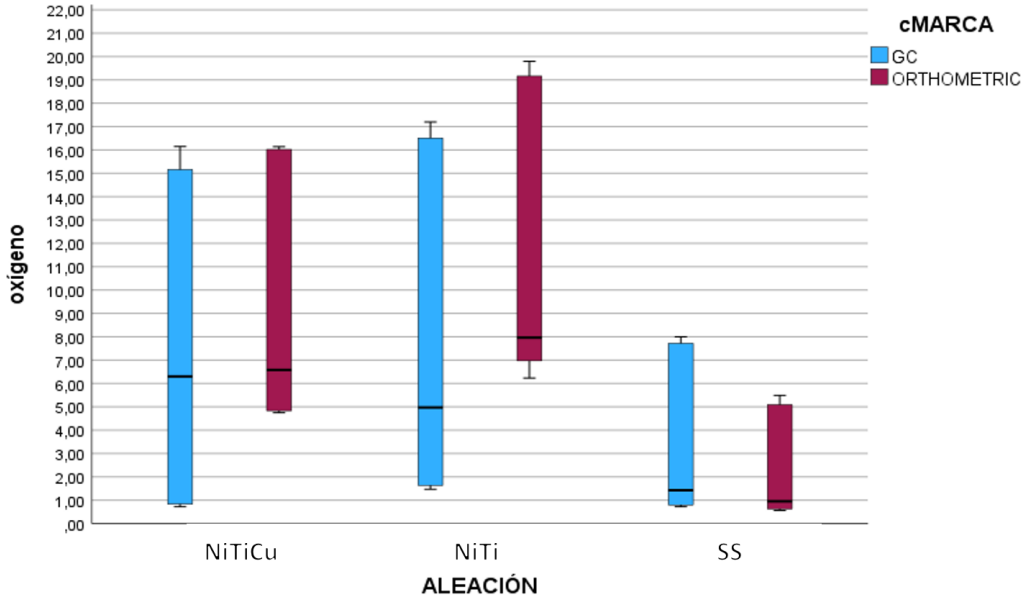
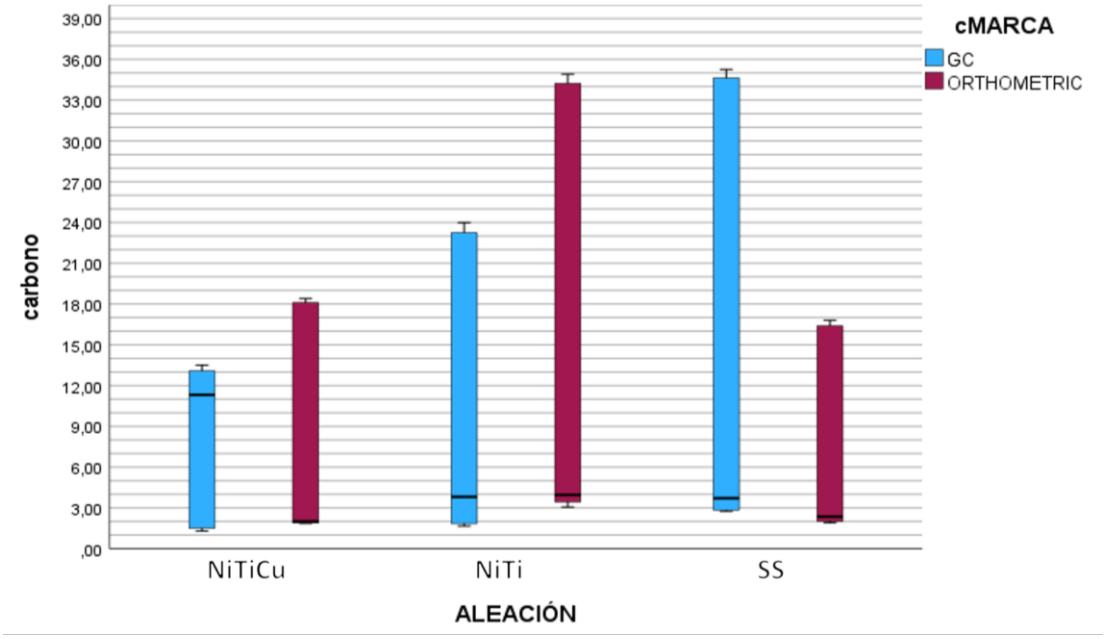


Tabla 13. *Presencia de carbono según aleación y marca*

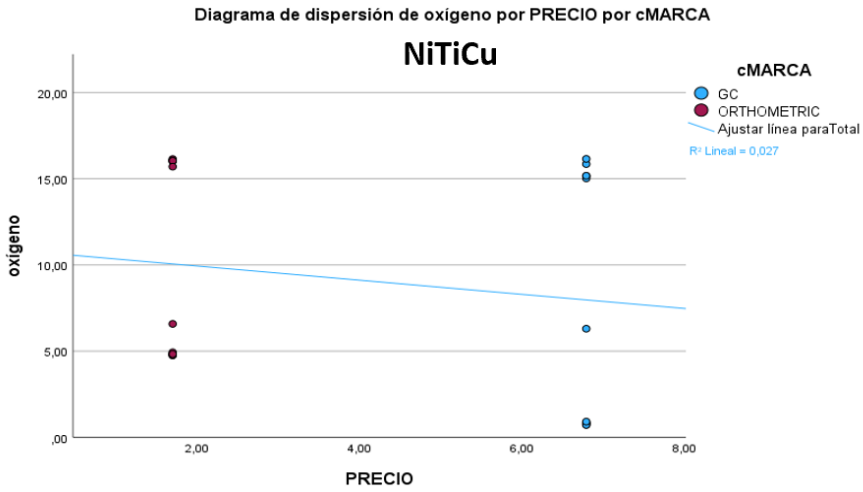
			MARCA					
			GC			ORTHOMETRIC		
			TRATAMIENTO			TRATAMIENTO		
			NUEVO	CONTROL	PACIENTE	NUEVO	CONTROL	PACIENTE
			carbono	carbono	carbono	carbono	Carbono	Carbono
ALEACIÓN	**NiTiCu**	Media	1,48	11,32	13,13	1,91	1,95	18,16
		Mínimo	1,30	11,32	12,80	1,86	1,95	18,05
		Máximo	1,70	11,32	13,50	2,00	1,95	18,40
	NiTi	Media	1,86	3,82	23,45	3,46	3,55	34,40
		Mínimo	1,67	3,82	22,89	3,06	3,55	34,00
		Máximo	2,10	3,82	23,98	3,95	3,55	34,90
	SS	Media	2,84	3,72	34,71	2,00	2,35	16,43
		Mínimo	2,76	3,72	33,80	1,90	2,35	16,00
		Máximo	2,90	3,72	35,26	2,06	2,35	16,80

Gráfica 7. *Diagrama de cajas agrupado de carbono por aleación y por marca*

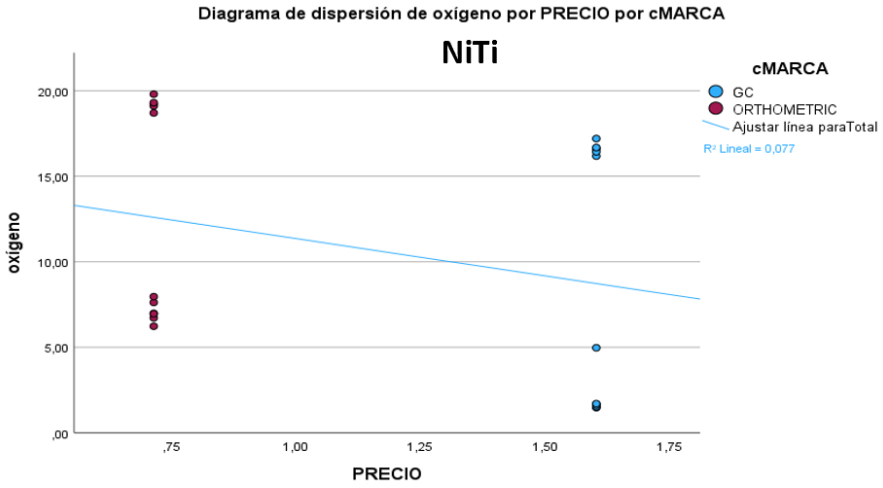


También se determinó la cantidad de oxígeno y carbono presentes en estas aleaciones, para cada tipo de tratamiento y marca, obteniendo los siguientes resultados: Ambos grupos presentaron la mayor concentración de oxígeno y carbono en el grupo de pacientes. Tomando en cuenta este dato, en el caso de la marca Orthometric, su mayor porcentaje de oxígeno fue para la aleación Ni Ti (19,22%) seguida por la de NiTiCu (15,99%) y para SS (5,19%), y para el carbono de la misma manera para la aleación de NiTi (34,40%) seguida por la de NiTiCu (18,16%) y para SS (16,43). En el grupo GC los valores para el carbono y oxígeno fueron menores para la aleación NiTiCu seguidos por la aleación NiTi y se elevaron ostensiblemente en el grupo SS.

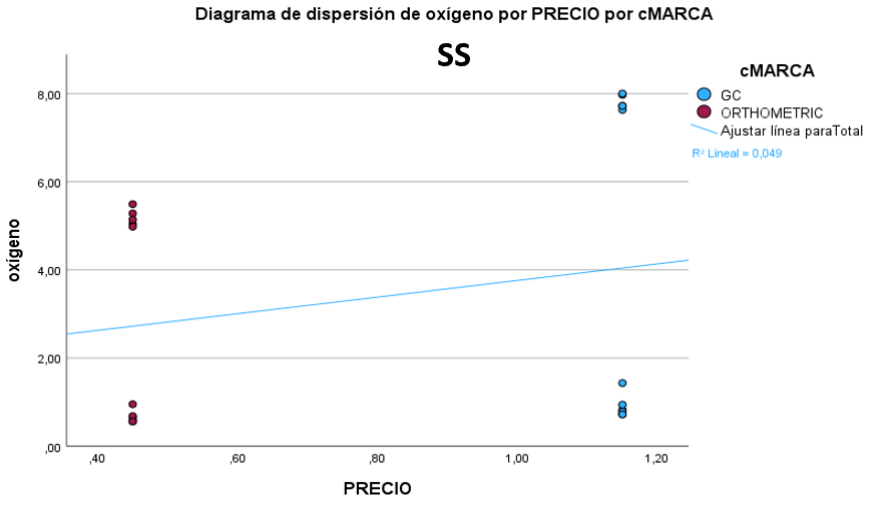
Gráfica 8. *Diagrama de dispersión de oxígeno por precio y por marca, para la aleación NiTiCu*



Gráfica 9. *Diagrama de dispersión de oxígeno por precio y por marca, para la aleación NiTi*



Gráfica 10. *Diagrama de dispersión de oxígeno por precio y por marca, para la aleación SS*



También se elaboraron diagramas de dispersión que demuestran la relación de la corrosión de los arcos de ortodoncia en cuanto a su precio y su marca, tomando en el oxígeno que es su elemento corrosivo característico predominante en este estudio. En cuanto a la aleación de NiTi se observa un mayor grado de corrosión en los arcos de menor costo en el mercado, pero en la aleación de SS los arcos de esta procedencia presentan los valores más bajos de corrosión frente a los arcos de un costo mayor. Mientras que en la aleación de NiTi-Cu, se presentó una respuesta similar en los arcos de ambas procedencias.

DISCUSIÓN

El presente estudio evalúa el grado de corrosión de los alambres usados en ortodoncia, tras una exposición de 4 semanas al medio bucal. Este es un estudio de gran relevancia ya que es de los pocos que evalúan de manera cuantitativa el comportamiento de estos metales por medio de un análisis elemental y porcentual por medio de EDS a través de SEM, obteniendo resultados contundentes.

La comprensión minuciosa del estado físico-químico de las aleaciones metálicas utilizadas en los arcos ortodónticos, así como sus productos de corrosión liberados en el medio bucal es muy importante ya que estos dispositivos permanecen en el medio oral por un cierto período de tiempo.

Existen reportes actuales de corrosión indeseable en los metales y alambres usados en ortodoncia, que concuerdan con esta investigación, como es el caso del estudio de Valencia en el 2022, que afirma que sí existe corrosión en arcos ortodóncicos (NiTi, NiTi-Cu y Acero Inoxidable) tras su exposición a un medio ambiente bucal y distintos fluoruros, pero siendo necesario refutar que entre ellos no existe diferencia en cuanto a su resistencia a la corrosión, ya que los resultados presentes muestran un contraste estadísticamente significativo.

Otro relevante estudio previo, que concuerda con la investigación antes mencionada es la de Font en el 2001, en donde sugiere que no existen diferencias significativas entre los distintos materiales constitutivos de los alambres para ortodoncia en condiciones normales de tratamiento. Pero coincide con el presente al recalcar que condiciones extremas obtenidas en laboratorio el Nitinol puede ser el material de alambre más vulnerable a la corrosión

De la misma manera, en el estudio de Paredes en el 2016, que evaluó mediante un sistema electroquímico la velocidad en que el ion fluoruro contenido en saliva artificial produce corrosión

sobre los arcos de NiTi, encontrando que este compuesto acelera sustancialmente el proceso corrosivo sobre esta aleación. Coincidiendo con los resultados de la presente investigación, ya que en los arcos antes mencionados se encontró un porcentaje significativo de iones de flúor, oxígeno y carbono característicos de este fenómeno tratado.

Montañez en el 2008, menciona que el principal problema que presenta la utilización de NiTi en ortodoncia, es su alto contenido en níquel que puede provocar alergias y reacciones tóxicas, debido a la liberación de iones Ni++ en el proceso de corrosión. Hecho que se confirma en este estudio que, por medio de Microscopía Electrónica de Barrido, se determinó el alto porcentaje de Níquel dentro de su composición, así como también una marcada perdida del mismo luego de ser expuesto a un medio corrosivo como es la cavidad bucal.

En el 2015 Pellegrini presentó una investigación, en donde utilizó el mismo instrumento de medición (EDS) y obtuvo resultados similares al presente estudio, en el cual además de observar irregularidades superficiales perceptibles pudo verificarse la composición elemental de cada aleación, que luego de 4 semanas, además de estos compuestos se detectaron elementos propios del medio bucal y muy relacionados con un proceso de corrosión como es el caso del oxígeno, carbono o flúor.

Vargas en el 2010, por medio de pruebas electrolíticas encontró que las muestras de NiTi presentaron mayor estabilidad frente a las otras muestras estudiadas, y que el acero inoxidable mostró, en todos los casos, el mayor potencial corrosivo y mayor inestabilidad en el medio de la saliva artificial. Datos que se contraponen con los aquí obtenidos, en donde los arcos de ortodoncia de NiTi son los que presentan un mayor grado de corrosión en comparación con las otras aleaciones comparadas, y siendo el acero inoxidable más resistente frente a la misma.

CONCLUSIONES

A partir de la información obtenida, se puede afirmar que sí existe corrosión en los alambres de Ortodoncia (NiTi, CopperNiTi y Acero Inoxidable), tras su exposición a un medio bucal o saliva artificial, en mayor o menor grado según su aleación y marca estudiada.

- Los arcos de ortodoncia de **NiTi** son los que presentan un mayor grado de corrosión en comparación con las otras aleaciones comparadas, seguida de **CopperNiTi** y siendo el **acero inoxidable** más resistente frente a la misma.
- Según la marca no hay diferencia significativa en el grado de corrosión en la aleación de CopperNiTi, pero en la aleación de NiTi tiene una mejor respuesta frente a este fenómeno los arcos pertenecientes al grupo de **GC**, y presentando una mejor respuesta los arcos de acero inoxidable de **Orthometric.**
- En cuanto a la aleación de NiTi se observa un mayor grado de corrosión en los arcos de **menor costo** en el mercado, pero en la aleación de SS los arcos de esta procedencia presentan los valores más bajos de corrosión frente a los arcos de un **costo mayor**. Mientras que en la aleación de CopperNiTi, se presentó una respuesta similar en los arcos de ambas procedencias.

RECOMENDACIONES

- Se recomienda establecer nuevas líneas de investigación que permitan analizar el comportamiento de varios metales empleados en ortodoncia respecto a la corrosión, así como en periodos de exposición más extensos.

- La biocompatibilidad de los materiales que usamos cotidianamente es un asunto vital, y cuanto mayor sea nuestro conocimiento, mejores resultados obtendremos en el cuidado de nuestros pacientes.

- Se recomienda para estudios futuros, diferenciar y analizar las distintas regiones de los arcos estudiados, en relación a si estuvo en contacto directo o no con brackets.

- De la misma manera, se recomienda tomar como variable, el tipo de brackets de los cuales se extrae los arcos sujetos a estudio.

REFERENCIAS

Valencia, R. S. (2022). CORROSIÓN EN LOS ALAMBRES DE ORTODONCIA POSTERIOR A LA APLICACIÓN TÓPICA DE DISTINTOS TIPOS DE FLUORURO EN UN MEDIO BUCAL. *RODYB*, 30-41.

Paredes, A. *et al.* (2016) *Revista Europea de Odontoestomatologia*, *REDOE*. Available at: http://www.redoe.com/ver.php?id=241.

Montañez, N. (2008) *CORROSIÓN DE ALAMBRES DE NITINOLEN SALIVA ARTIFICIAL, POR TÉCNICAS ELECTROQUÍMICAS, Revista ION*. Available at: https://www.virtualpro.co/biblioteca/corrosion-de-alambres-de-nitinol-en-saliva-artificial-por-tecnicas-electroquimicas.

Font, A. and Rivera, B. (2001). Propiedades fisicomecánicas de los alambres de ortodoncia. *Ortodoncia Española.* https://revistasedo.s3.amazonaws.com/media/Ortodoncia_Espa%C3%B1ola_200141145-63.pdf

Pellegrini, V.L. and Ruscitti, S. (2015) *Biodegradación de los Materiales utilizados en ortodoncia., "3ras Jornadas Internacionales de Actualización en Ortodoncia" de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de la Plata*. Available at: http://sedici.unlp.edu.ar/bitstream/handle/10915/60018/P%C3%B3ster.pdf?sequence=3.

Lara, F, M. (2023). Comparación de la corrosión de brackets y alambres de uso ortodóntico con y sin tratamiento de electropulido. [Tesis de Posgrado, Universidad Autónoma del Estado de México]. https://n9.cl/iadec

Félix Gómez., A. G. (2012). *Curso de resistencia de materiales y cálculo de estructura.* Obtenido de Inspección de materiales:

file:///C:/Users/DETPC/Downloads/TEMA_07_INSPECCION_DE_MATERIALES_Curso_d.pdf

Giraldo, O. L. (2009). Metales y aleaciones en odontología. *Revista Facultad De Odontología Universidad De Antioquia*, 53–63.

Gómez, A., & del Castillo, F. (2011). NITINOL, UN NITINOL, UN BIOMATERIAL BIOMATERIAL BIOMATERIAL CON MEMORIA DE FORMA. *(UNAM) DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA.*

Juan Fernando Aristizábal, G. U. (Enero de 2010). *ResearchGate.* Obtenido de Metales y alambres en Ortodoncia: Chrome extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/https://www.researchgate.net/profile/Juan-Aristizabal-5/publication/283284315_Metales_y_Alambres_en_Ortodoncia/links/563075b908ae432a022c4194/Metales-y-Alambres-en-Ortodoncia.pdf

Phillips. (2004). *Ciencia de los materiales dentales.* Elsevier.

Restrepo Ospina DP, A. M. (2008). Reacciones adversas ocasionadas por los biomateriales usados en prostodoncia. *AVANCES EN ODONTOESTOMATOLOGÍA*, 11.

Strozak, J. P. (2012). QUIMICA, CONCEPTOS Y APLICACIONES. En J. P. Strozak, *QUIMICA, CONCEPTOS Y APLICACIONES.* México: MCGRAW-HILL.

Sunil Kapila, B. M. (1989). Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *AJO-DO*, 100-109.

Theodore Eliades, A. E. (2002). In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. *Angle Orthodontist*.

Vong, Y. M. (1991). Tres métodos para evaluar una velocidad de corrosión. *Facultad de Química, Universidad Nacional Autónoma de México*, 21-35.

Esquivel, G., Guerrero, P. and Gutiérrez, F. (2020) 'Comparación del Tamaño Transversal de los Arcos 0.012, 0.014 y 0.016 de niti de tres marcas', *Odontoestomatología*, 22(35). doi:10.22592/ode2020n35a3.

Hernández, G.S. *et al.* (2014) 'Estudio Comparativo de Resistencia a la fatiga de arcos de níquel-titanio de tres marcas', *Revista Mexicana de Ortodoncia*, 2(4), pp. 253–256. doi:10.1016/s2395-9215(16)30042-3.

Mejía, C.R. and Gutiérrez, J. (2021) *Corrosión de los Metales en ortodoncia*, *Revista Tamé*. Available at: https://www.medigraphic.com/cgi-bin/new/resumen.cgi?IDARTICULO=100408 (Accessed: 24 November 2024).

Vargas, K. (2007) *Biblioteca Virtual*. Available at: http://bibliotecavirtual.dgb.umich.mx:8083/xmlui/bitstream/handle/DGB_UMICH/2078/FAPJ-M-2019-0351.pdf?sequence=1 (Accessed: 14 November 2024).

Sandoval Vidal, P. *et al.* (2012) 'Caracterización de los alambres termoactivados para uso ortodóncico: Reporte de Caso', *International journal of odontostomatology*, 6(1), pp. 65–70. doi:10.4067/s0718-381x2012000100009.

Arango-Santander, S. and Ramírez-Vega, C. (2016) 'Titanio: Aspectos del material para uso en ortodoncia', *Revista Nacional de Odontología*, 12(23), pp. 63–71. doi:10.16925/od.v12i23.1423.

Alberto, O. (2016) *Importancia Clínica del Punto Austenítico final en la Selección de las aleaciones de Níquel-Titanio para su aplicación en Arcos utilizados en ortodoncia*, *Revista Odontológica Mexicana*. Available at:

https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1870-199X2016000300166.

Yanes Ruiz, Y. and Martín Cárdenas, O. (2021) *Modificación del ph salival en pacientes con Aparatos de Ortodoncia*, *Gaceta Médica Espirituana*. Available at: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1608-89212021000200001.

Tiravanti, V.A.H., Vía, J.A.C. and Jon, L.Y.T.C. (2024) *Potencial remineralizante de una saliva sintética: Estudio in vitro*, *Revista Estomatológica Herediana*. Available at: https://doi.org/10.20453/reh.v34i1.5320.

Segovia, C. (2020). Secuencia de arcos para el alineado y nivelado. *Revista Bvsalud* 84,168-169. https://docs.bvsalud.org/biblioref/2021/10/1292475/ortodoncia-2020-2021-84-168-169-50-5.pdf

Jimenes, D. Restrepo, R. (1989). Biomecánica de la ortodoncia para el odontologo integral. *Revista CES Odontología*. 2(1) file:///C:/Users/MY%20ASUS/Downloads/Dialnet-BiomecanicaDeLaOrtodonciaParaElOdontologoIntegral-4779697.pdf

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: Carta de exención de tu investigación pp. 61-62

ANEXO B: Imágenes y gráficos de las distintas aleaciones, según su tipo de tratamiento para la marca GC obtenidos por medio de EDS pp. 63-71

ANEXO C: Imágenes y gráficos de las distintas aleaciones, según su tipo de tratamiento para la marca ORTHOMETRIC obtenidos por medio de EDS pp. 72-80

ANEXO D: Imágenes de la comparación entre marcas marca, en las distintas aleaciones, obtenida por medio de EDS a 1500x pp. 81-82

ANEXO E: Certificado de uso de recursos pp. 86

ANEXO A: Carta de exención de tu investigación

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Oficio N. CE62-2023-23132TG-CEISH-USFQ
Quito, 19 de diciembre de 2023

Odontólogo
César Coronel
Investigador Principal
Universidad San Francisco de Quito
Presente. -

Asunto: Exención de evaluación
Referencia: Investigación 2023-132TG

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 DISTINTAS ALEACIONES DE ARCOS ORTODÓNTICOS, UTILIZADOS EN PACIENTES DE ORTODONCIA DE LA UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO, EN EL PERIODO 2023-2024",** con código 2023-132TG; 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 DISTINTAS ALEACIONES DE ARCOS ORTODÓNTICOS, UTILIZADOS EN PACIENTES DE ORTODONCIA DE LA UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO, EN EL PERIODO 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 completo**	**Cédula/ Pasaporte**	**Formación académica**	**Institución a la que pertenece**	**Correo electrónico**	**Celular**
	Investigador principal	César Daniel Coronel Romero	0604247528	Odontólogo General	Universidad San Francisco de Quito	cesard.coronelr94@gmail.com cdcoronel@estud.usfq.edu.ec	0995878575
	Director de Tesis	Eduardo Acevedo Mendoza	1710532340	Ortodoncista	Universidad San Francisco de Quito	eacevedo@asig.com.ec	0998790547
Duración de la investigación	10 meses						

Documentación de la investigación:

	Documentación	Idioma Versión	Fecha	# Págs.
1	Protocolo de la investigación	E03	11/12/2023	04
2	Instrumento de investigación (3 hojas de Excel)	E03	11/12/2023	03

Esta carta de exención tiene una vigencia de 10 meses, desde el 19 de diciembre de 2023, hasta el 19 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 del investigador principal, quien asume su veracidad, originalidad y autoría.

Con sentimientos de distinguida consideración.

Atentamente,

Firmado electrónicamente por: GULNARA PATRICIA BORJA CABRERA

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

Firmado electrónicamente por: XIMENA PATRICIA GARZON VILLALBA

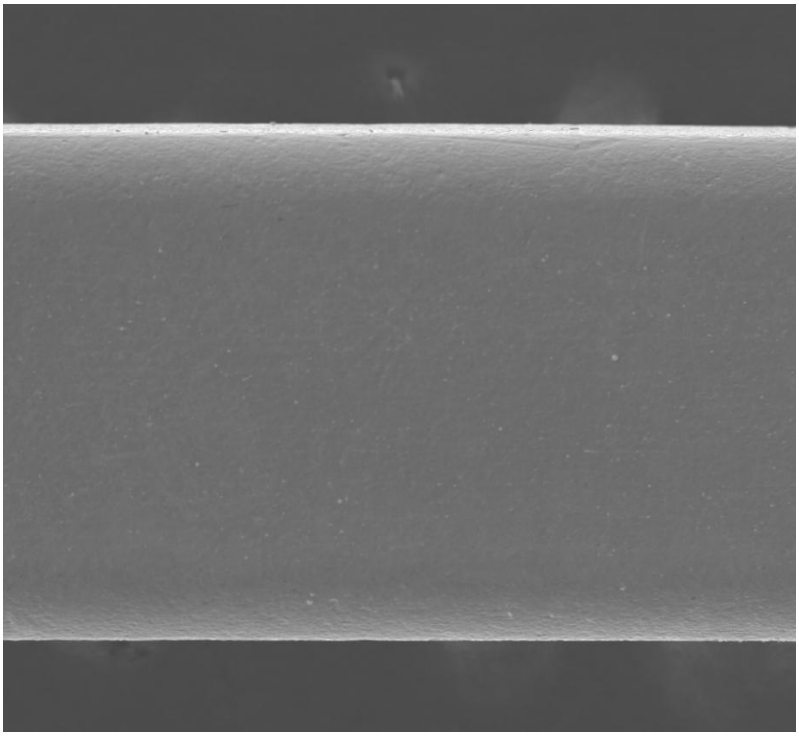
Ximena Garzón Villalba MD. PhD
Secretaria CEISH-USFQ

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 B: Imágenes y gráficos de las distintas aleaciones, según su tipo de tratamiento para la marca GC obtenidos por medio de EDS

Imagen 1.

Aleación de NiTiCu marca GC NUEVO, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 1.

Elementos presentes en aleación de NiTiCu marca GC NUEVO, obtenidos por medio de EDS a 1500x

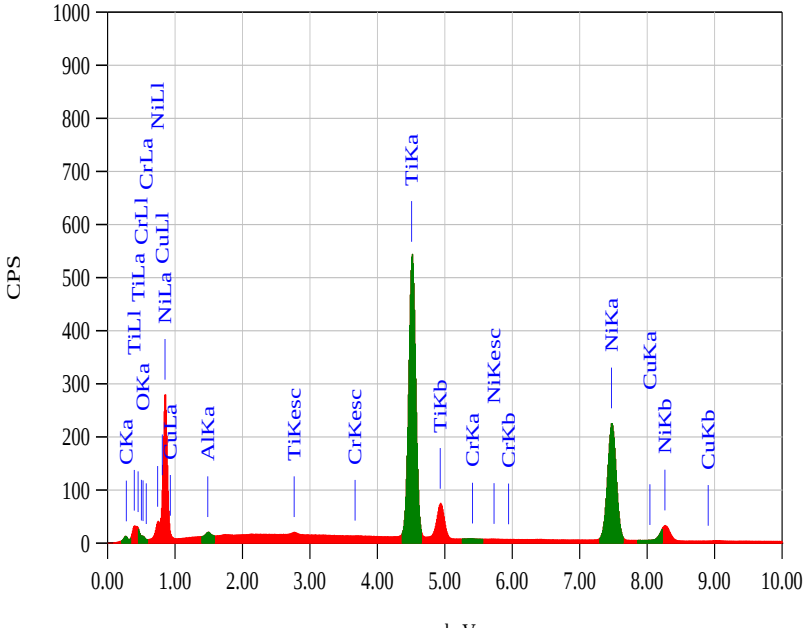
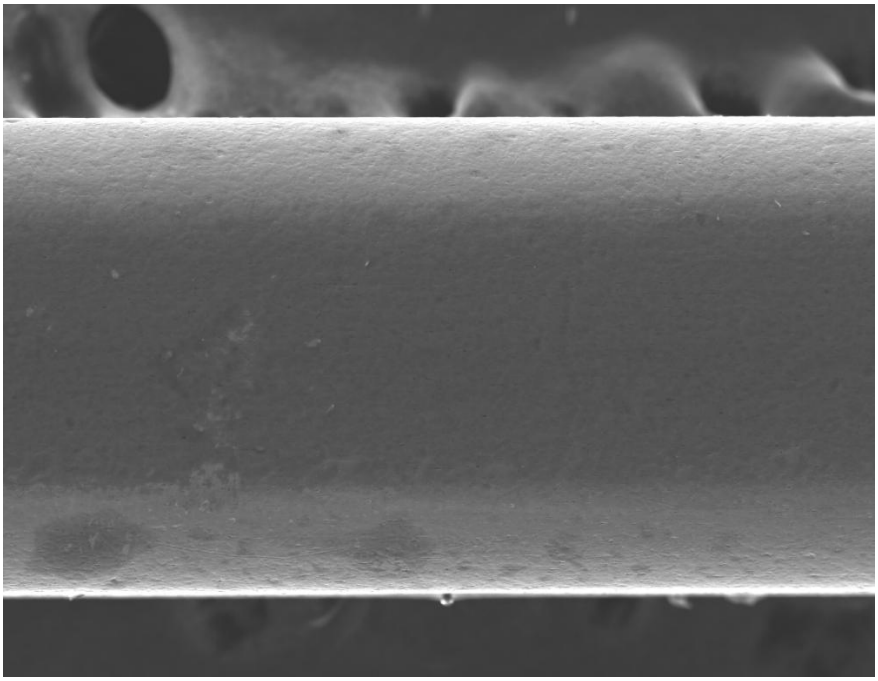


Imagen 2.

Aleación de NiTiCu marca GC CONTROL, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 2.

Elementos presentes en aleación de NiTiCu marca GC CONTROL, obtenidos por medio de EDS a 1500x

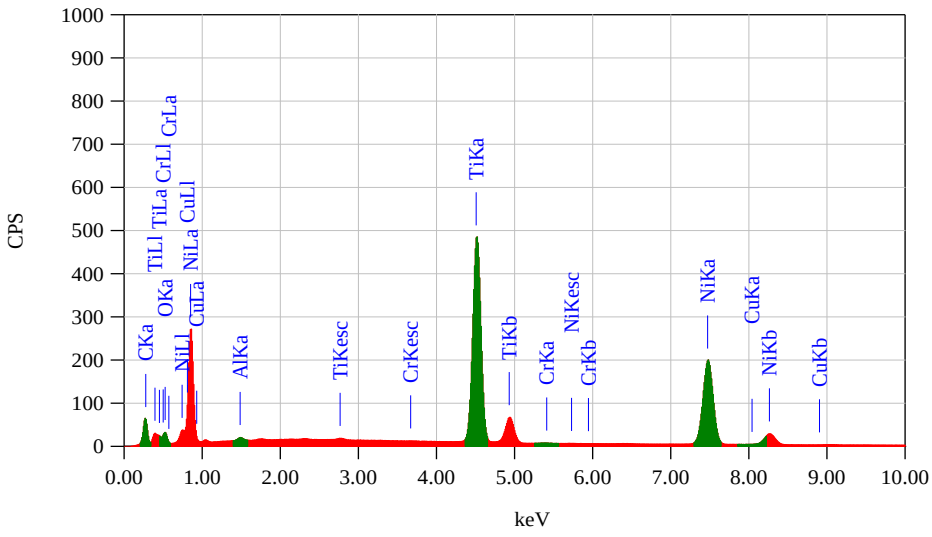
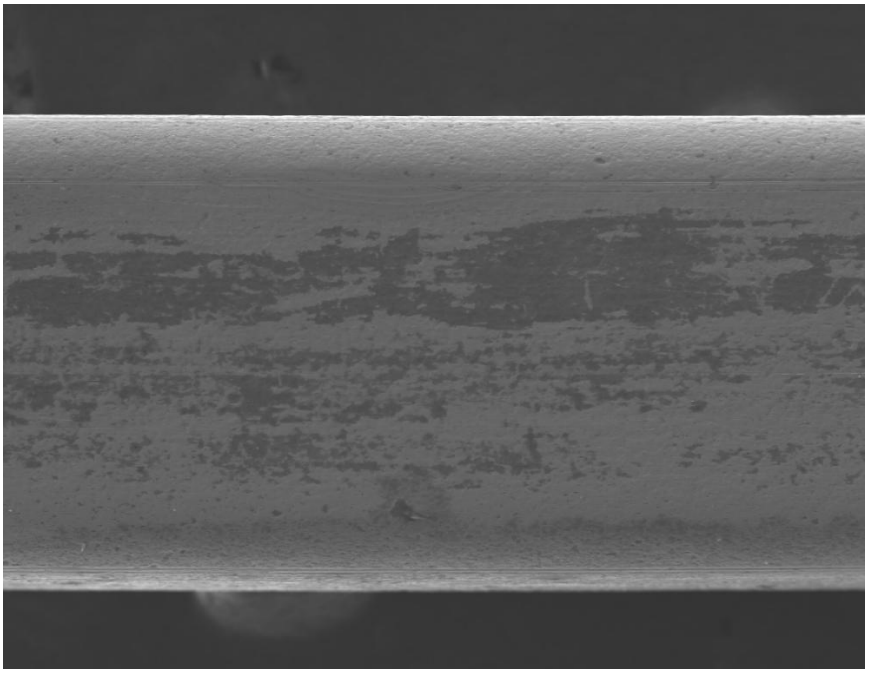


Imagen 3.

Aleación de NiTiCu marca GC PACIENTE, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 3.

Elementos presentes en aleación de NiTiCu marca GC PACIENTE, obtenidos por medio de EDS a 1500x

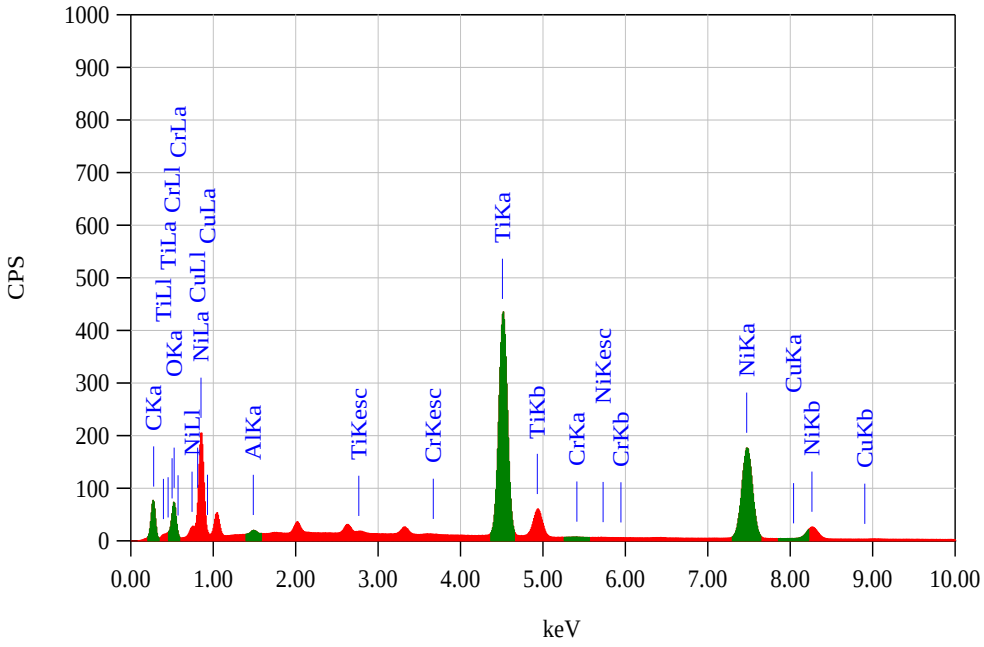
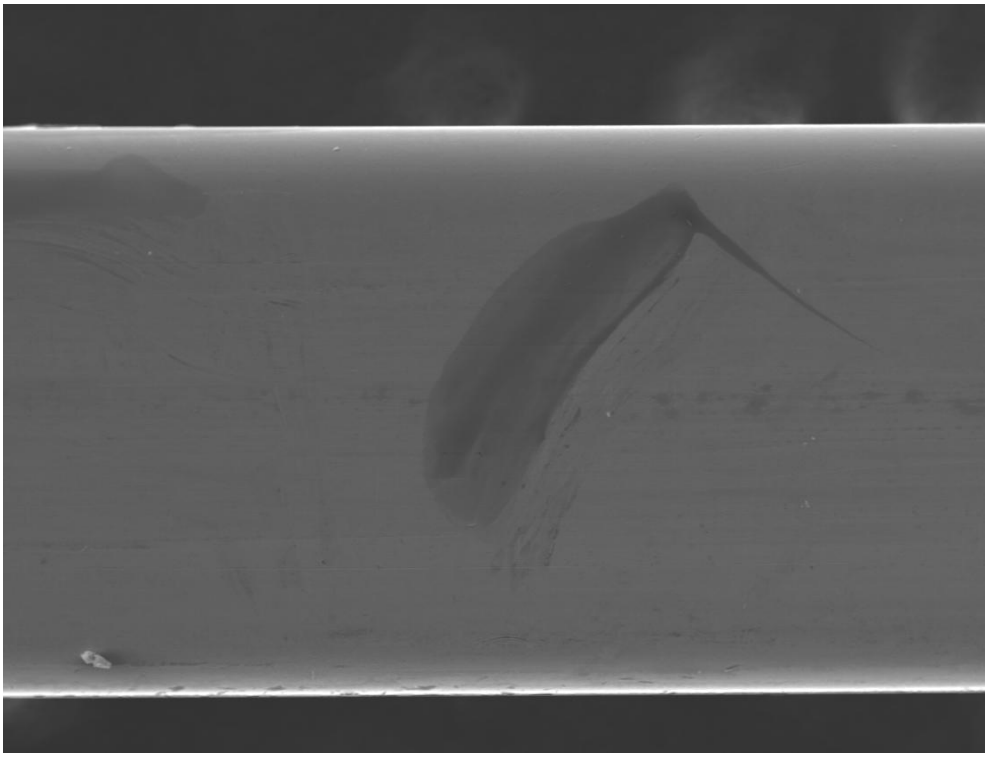


Imagen 4.

Aleación de NiTi marca GC NUEVO, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 4.

Elementos presentes en aleación de NiTi marca GC NUEVO, obtenidos por medio de EDS a 1500x

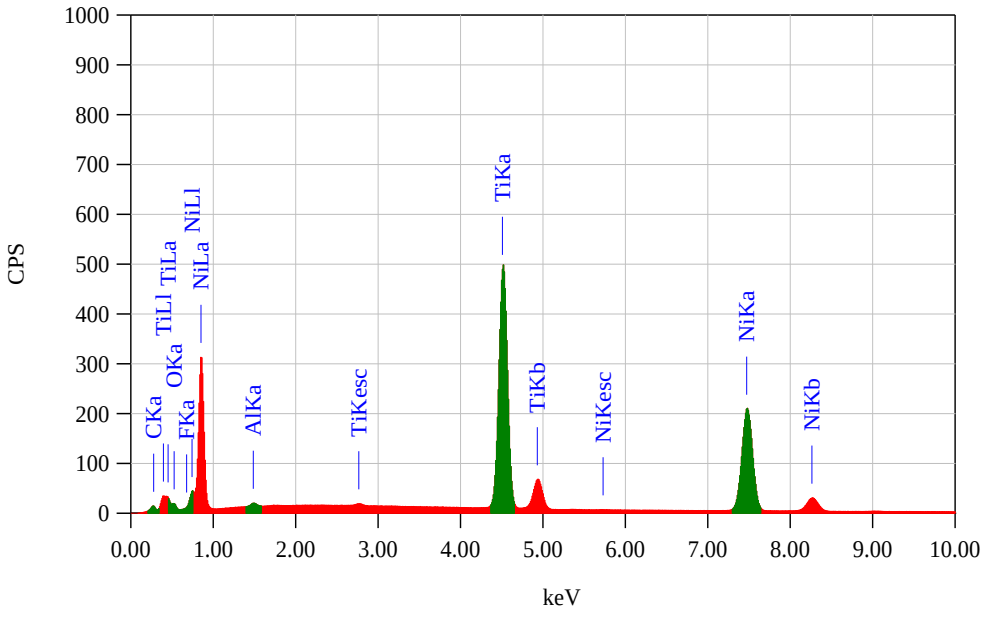
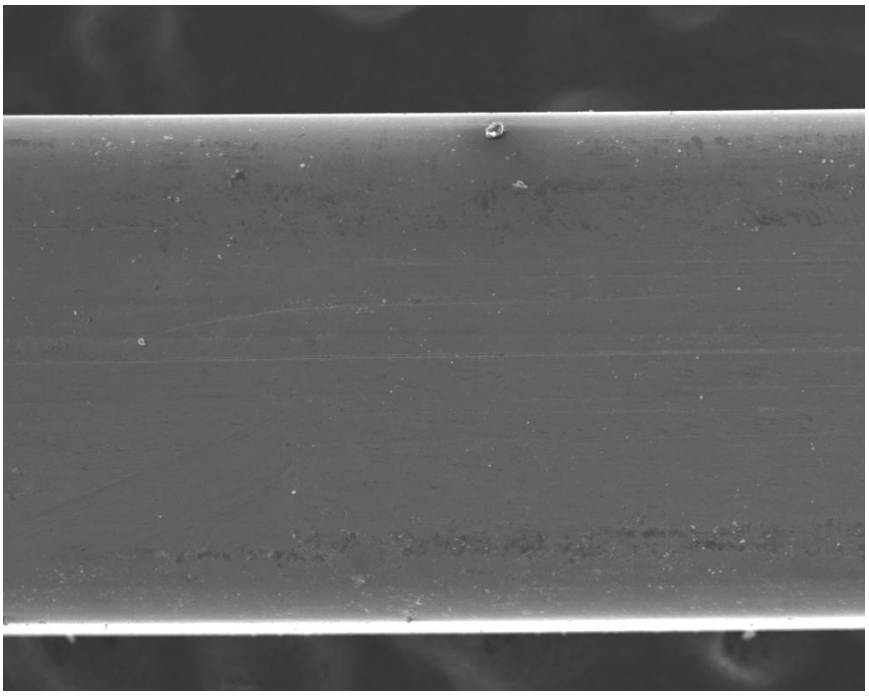


Imagen 5.

Aleación de NiTi marca GC CONTROL, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 5.

Elementos presentes en aleación de NiTi marca GC NUEVO, obtenidos por medio de EDS a 1500x

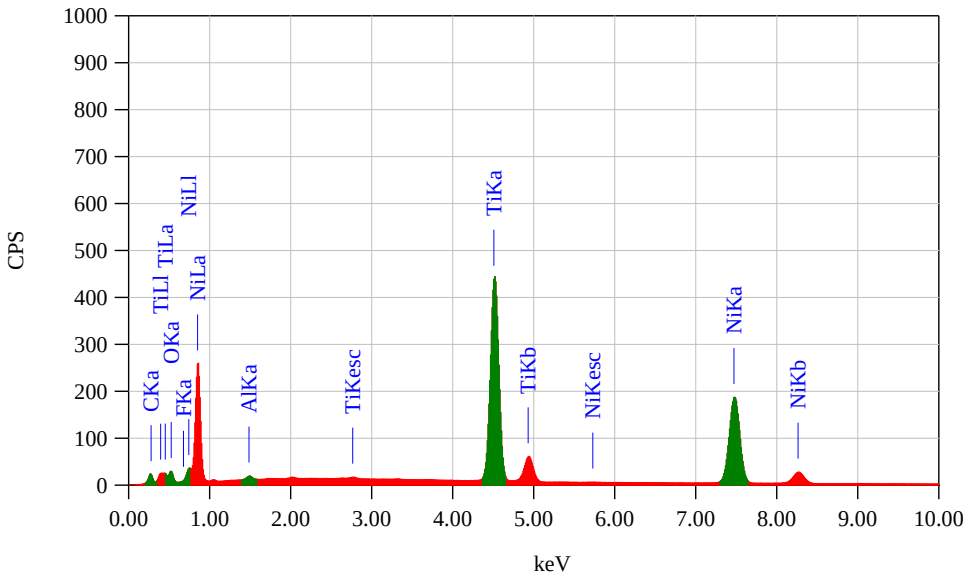
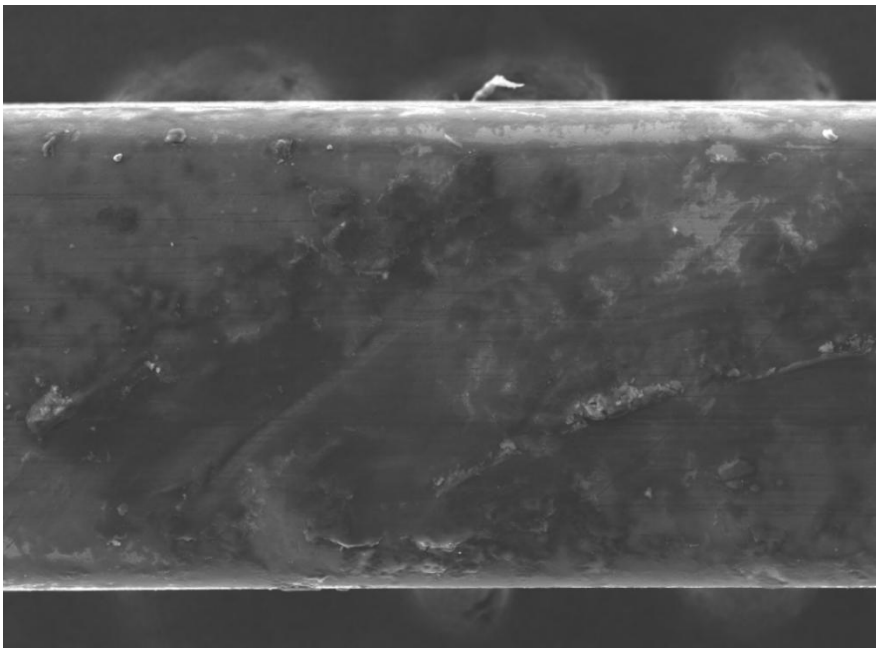


Imagen 6.

Aleación de NiTi marca GC PACIENTE, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 6.

Elementos presentes en aleación de NiTi marca GC PACIENTE, obtenidos por medio de EDS a 1500x

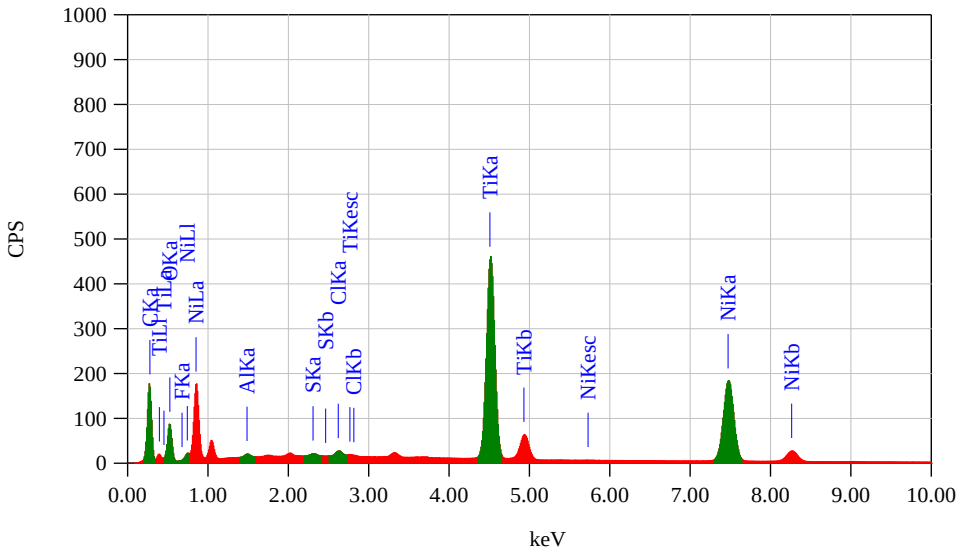
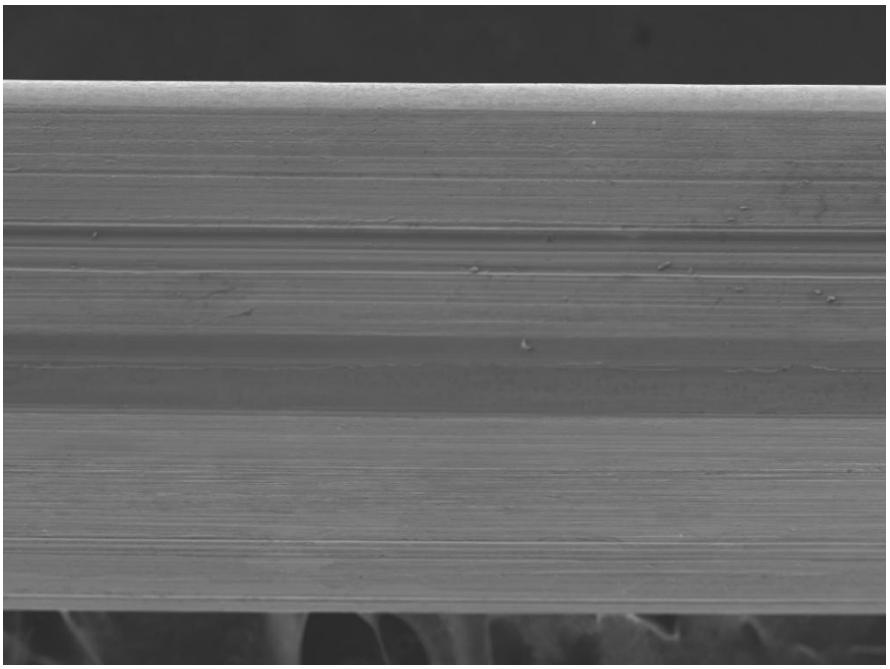


Imagen 7.

Aleación de SS marca GC NUEVO, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 7.

Elementos presentes en aleación de SS marca GC NUEVO, obtenidos por medio de EDS a 1500x

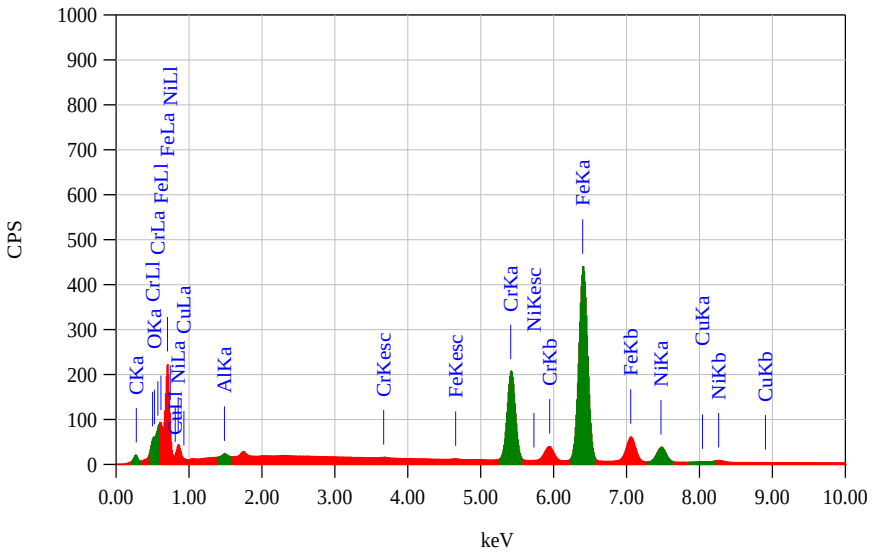
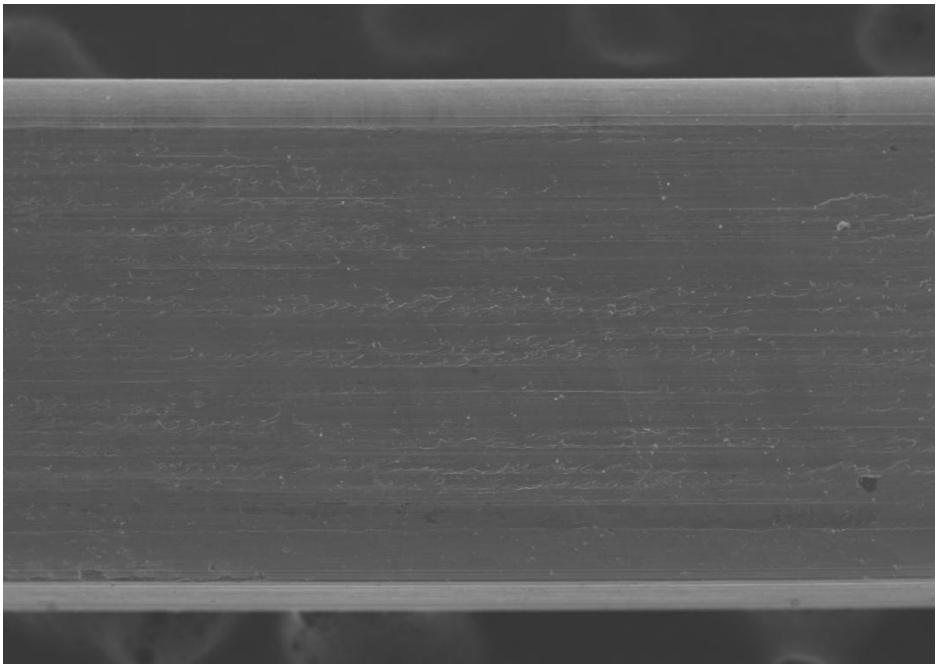


Imagen 8.

Aleación de SS marca GC CONTROL, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 8.

Elementos presentes en aleación de SS marca GC CONTROL, obtenidos por medio de EDS a 1500x

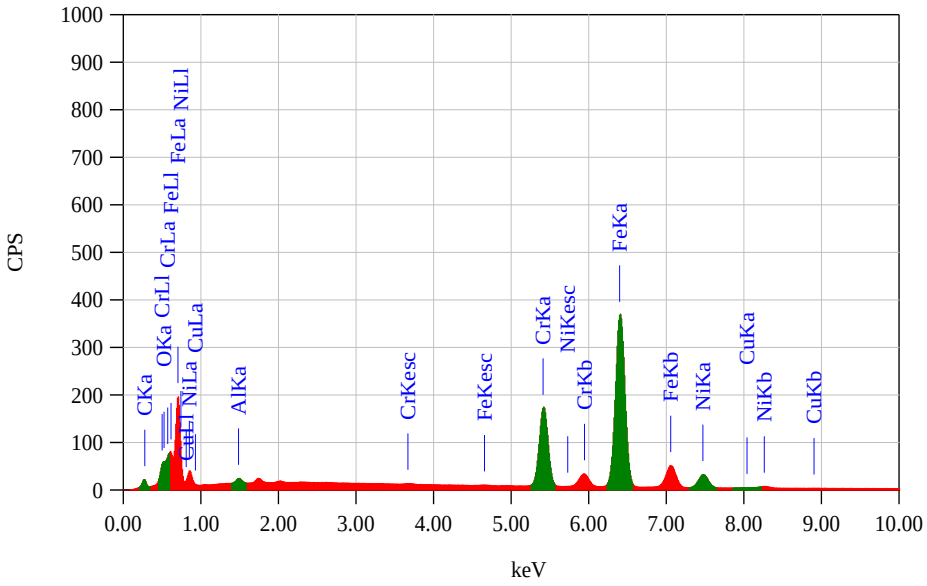
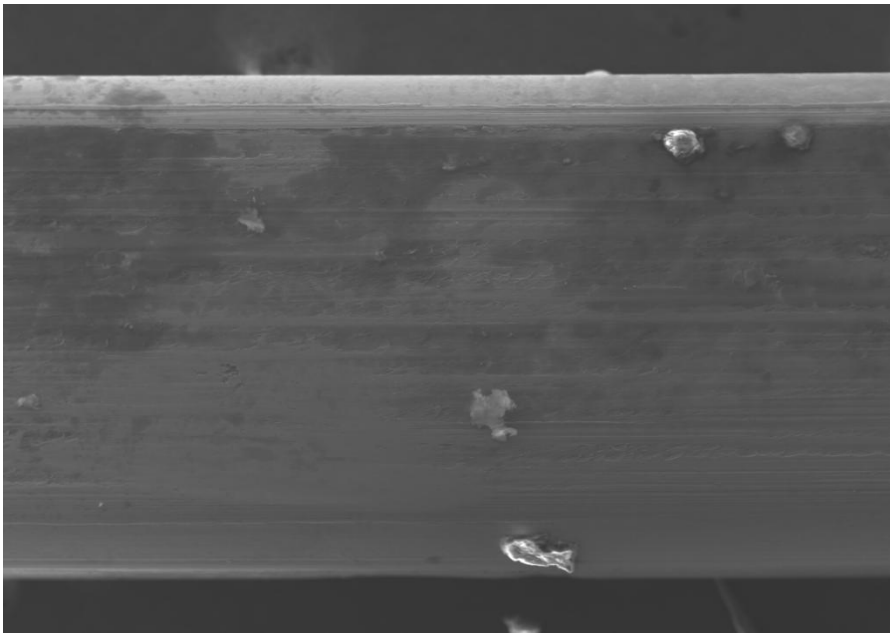


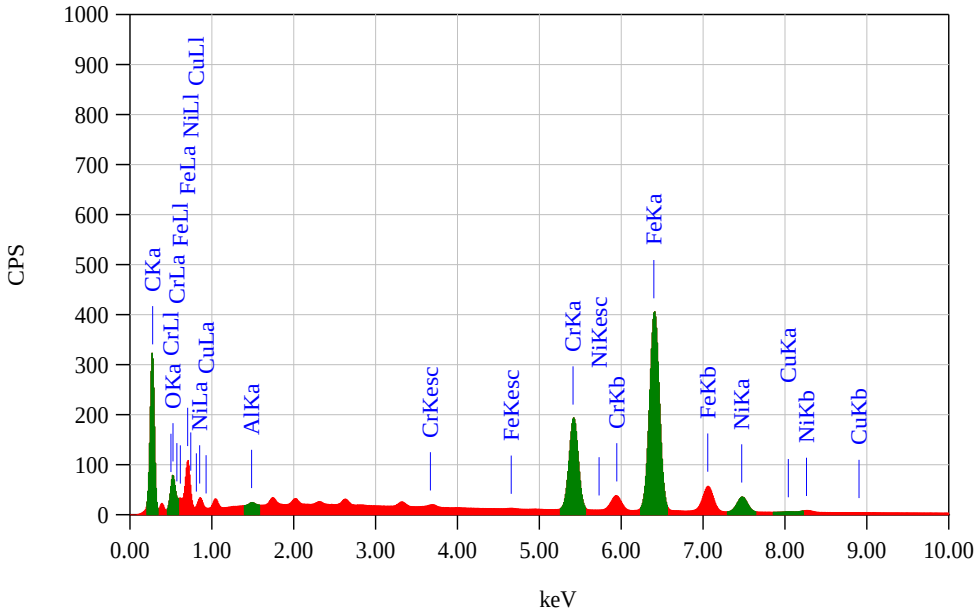
Imagen 9.

Aleación de SS marca GC PACIENTE, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 9.

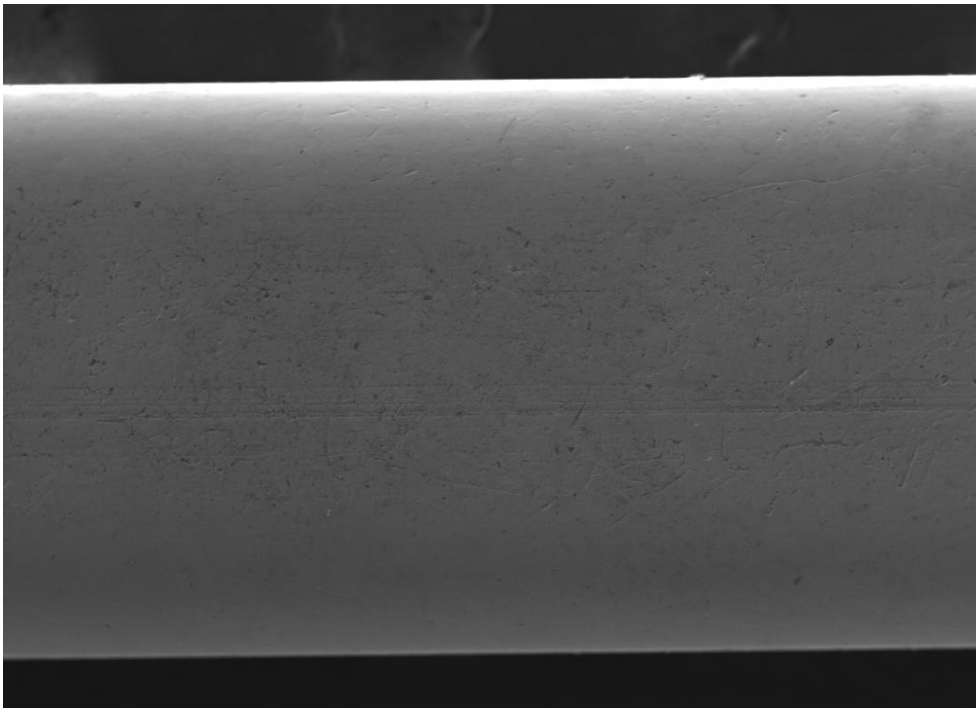
Elementos presentes en aleación de SS marca GC PACIENTE, obtenidos por medio de EDS a 1500x



ANEXO C: Imágenes y gráficos de las distintas aleaciones, según su tipo de tratamiento para la marca ORTHOMETRIC obtenidos por medio de EDS

Imagen 10.

Aleación de NiTiCu marca ORTHOMETRIC NUEVO, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 10.

Elementos presentes en aleación de NiTiCu marca ORTHOMETRIC NUEVO, obtenidos por medio de EDS a 1500x

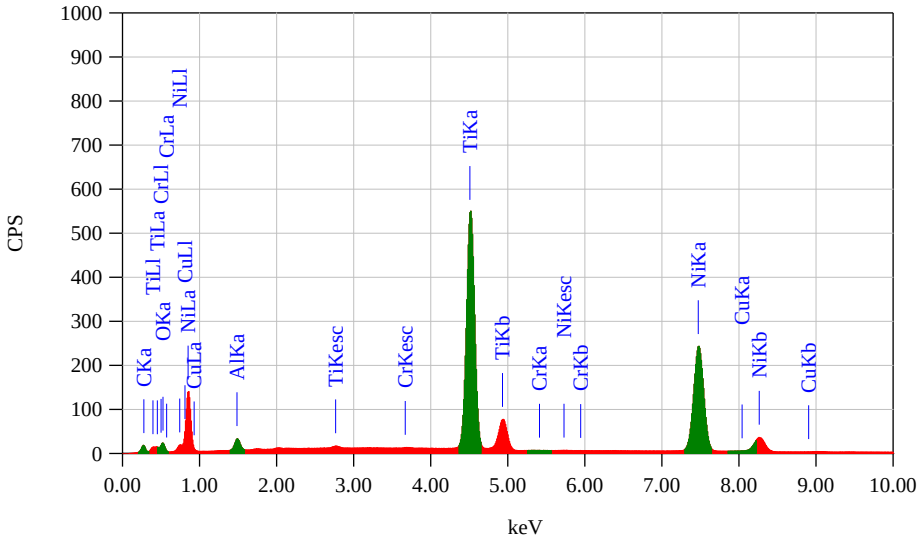
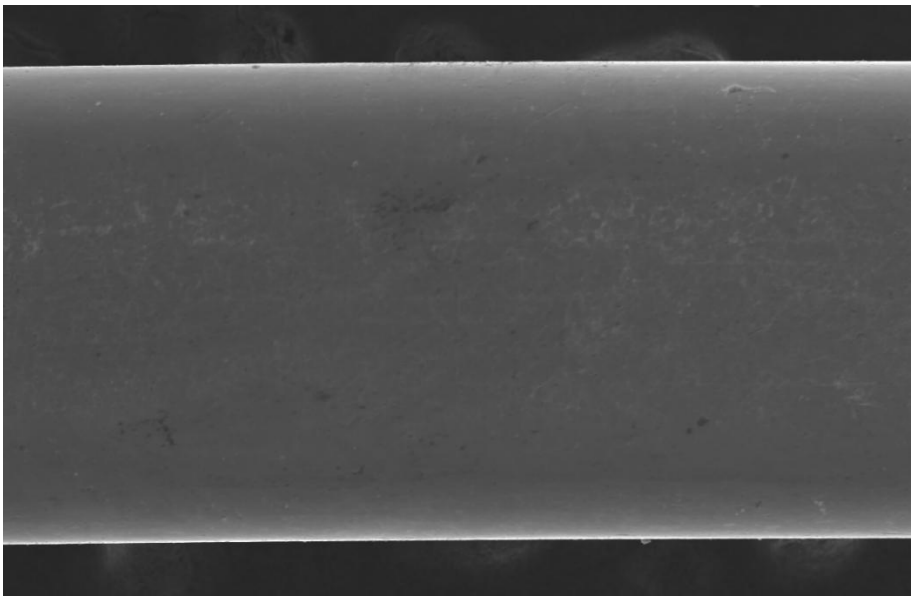


Imagen 11.

Aleación de NiTiCu marca ORTHOMETRIC CONTROL, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 11.

Elementos presentes en aleación de NiTiCu marca ORTHOMETRIC CONTROL, obtenidos por medio de EDS a 1500

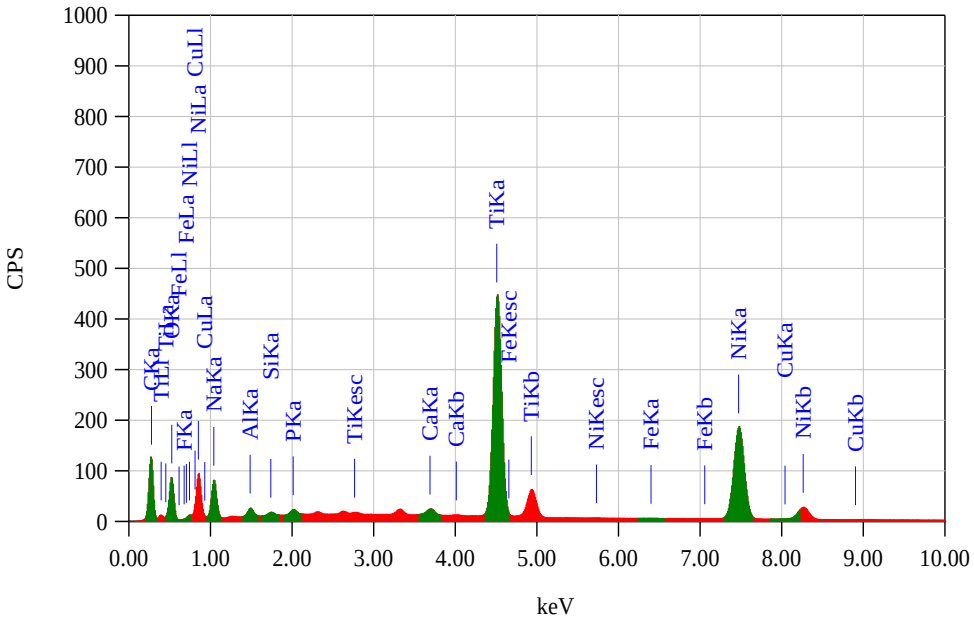
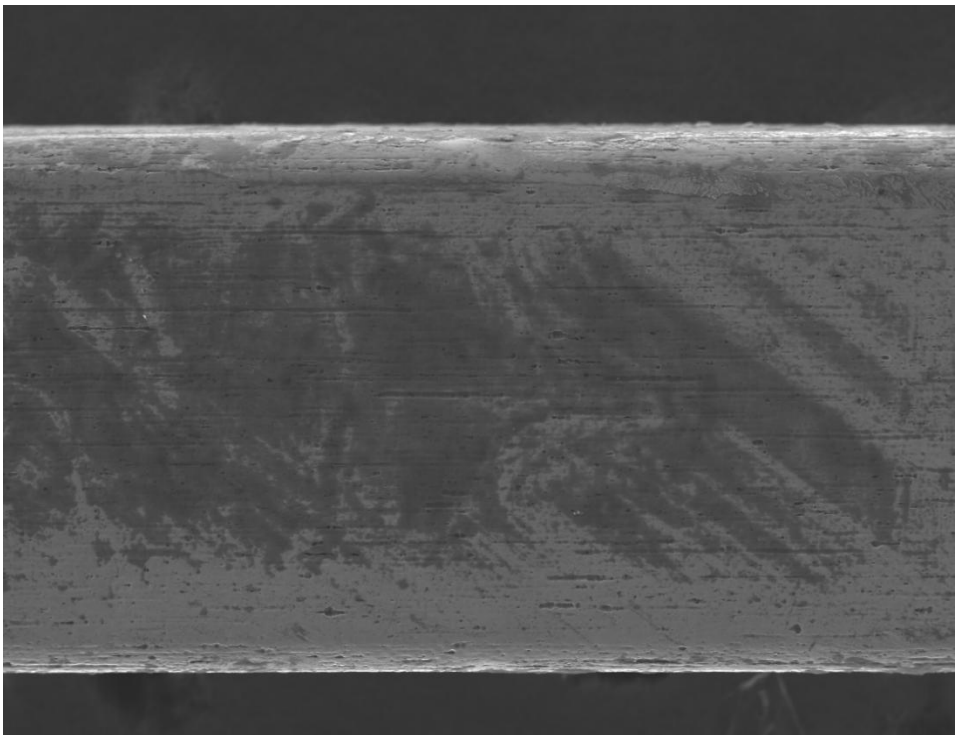


Imagen 12.

Aleación de NiTiCu marca ORTHOMETRIC PACIENTE, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 12.

Elementos presentes en aleación de NiTiCu marca ORTHOMETRIC PACIENTE, obtenidos por medio de EDS a 1500x

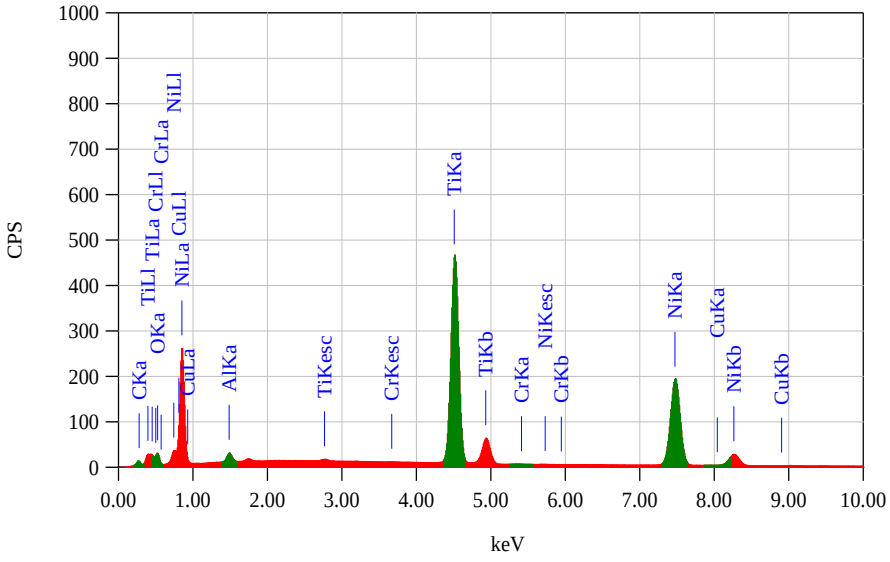
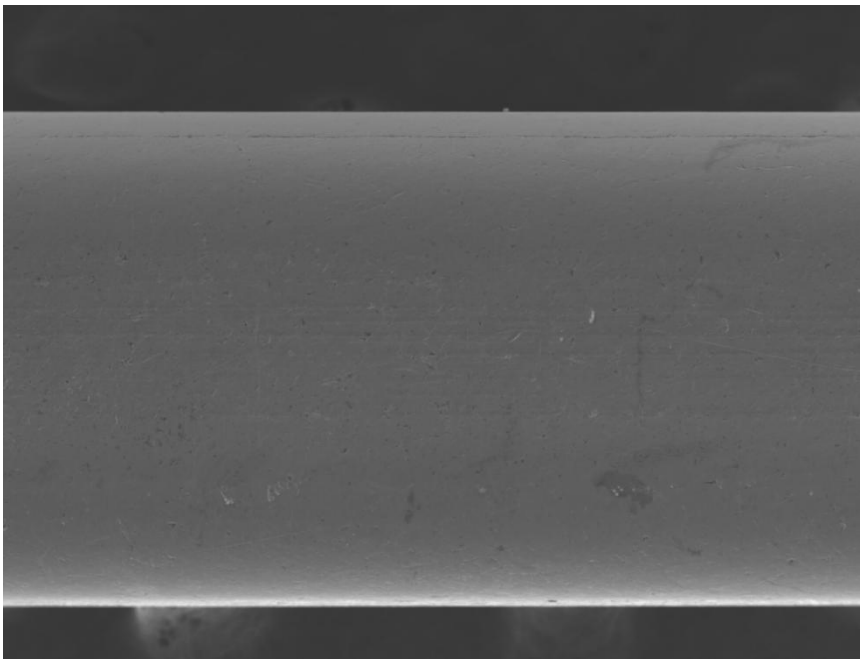


Imagen 13.

Aleación de NiTi marca ORTHOMETRIC NUEVO, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 13.

Elementos presentes en aleación de NiTi marca ORTHOMETRIC NUEVO, obtenidos por medio de EDS a 1500x

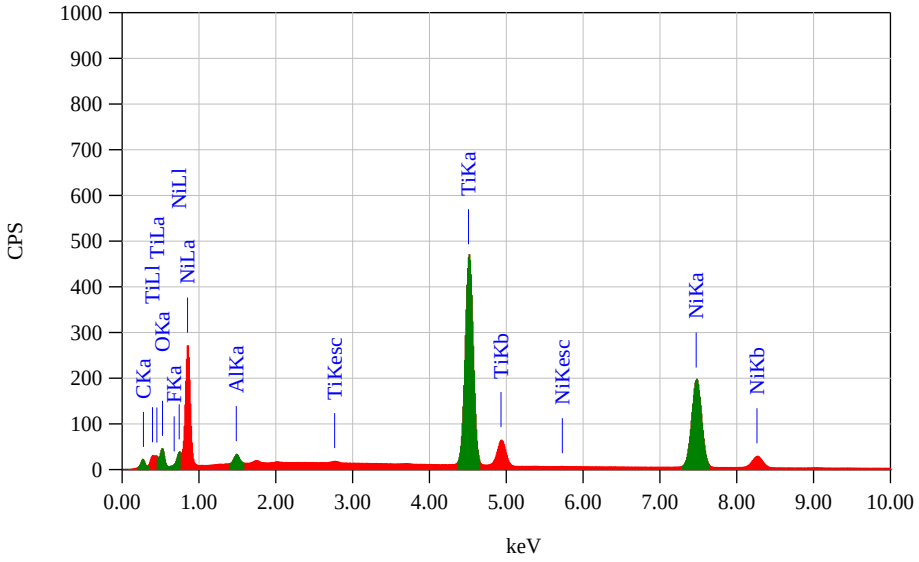
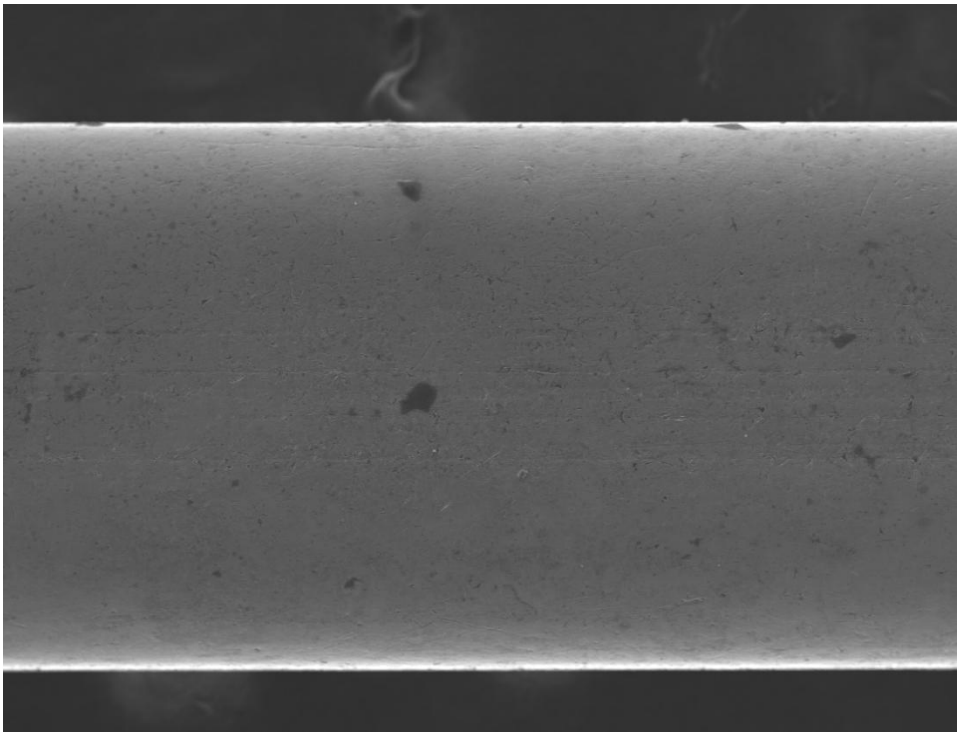


Imagen 14.

Aleación de NiTi marca ORTHOMETRIC CONTROL, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 14.

Elementos presentes en aleación de NiTi marca ORTHOMETRIC CONTROL, obtenidos por medio de EDS a 1500x

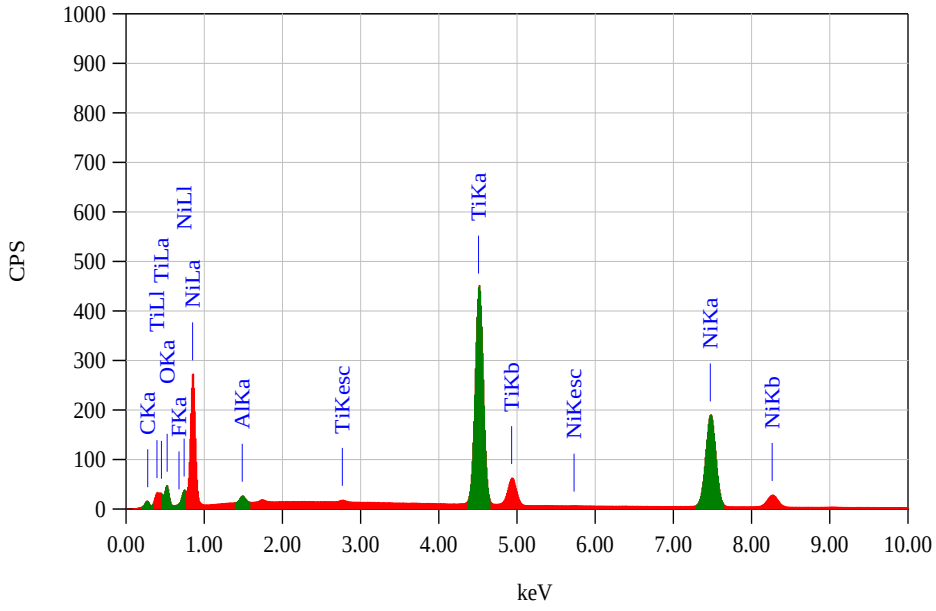
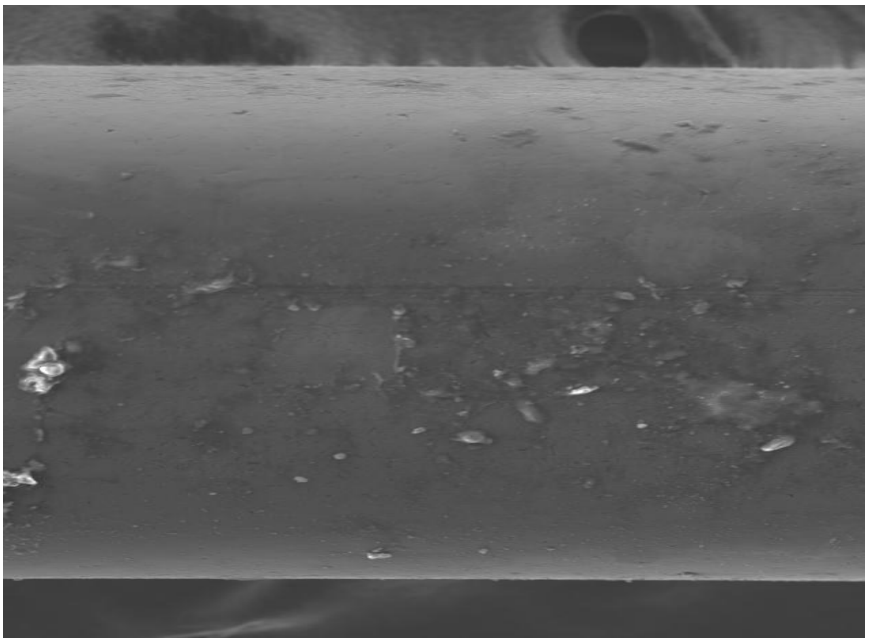


Imagen 15.

Aleación de NiTi marca ORTHOMETRIC PACIENTE, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 15.

Elementos presentes en aleación de NiTi marca ORTHOMETRIC PACIENTE, obtenidos por medio de EDS a 1500x

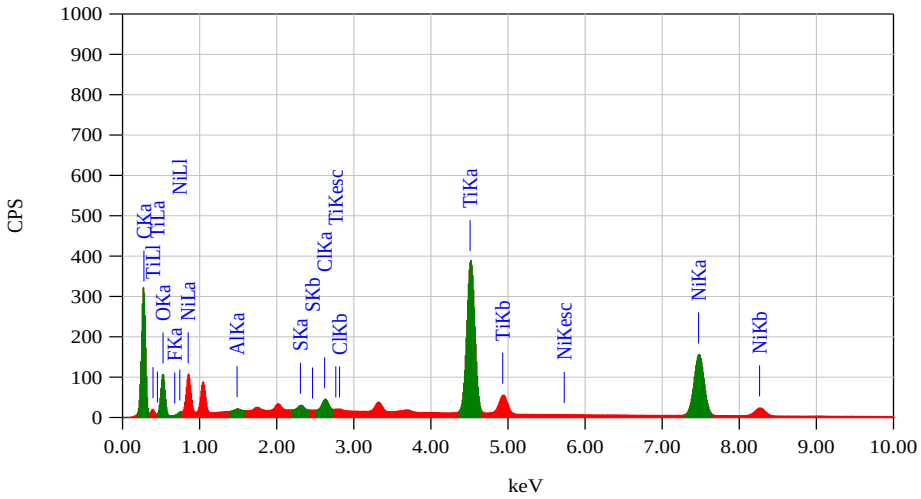
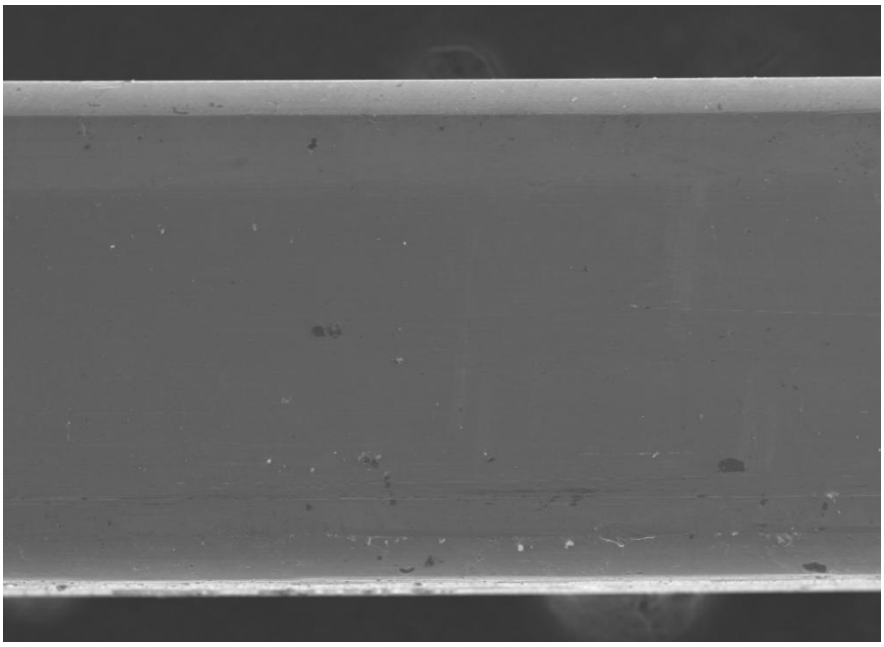


Imagen 16.

Aleación de SS marca ORTHOMETRIC NUEVO, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 16.

Elementos presentes en aleación de SS marca ORTHOMETRIC NUEVO, obtenidos por medio de EDS a 1500x

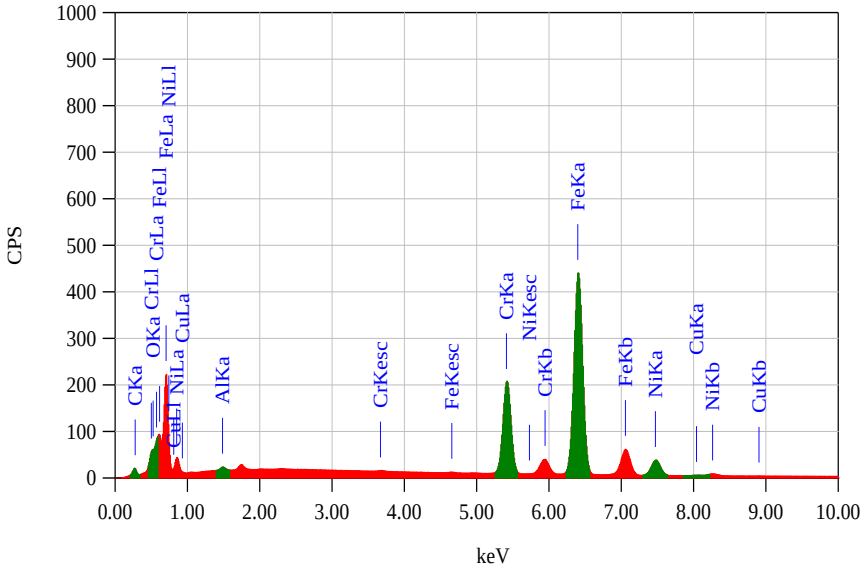
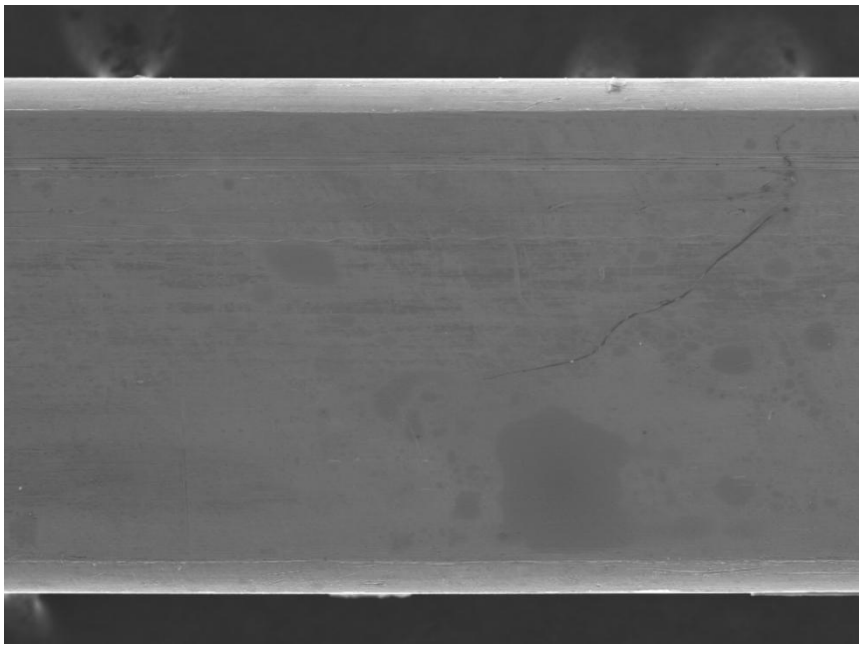


Imagen 17.

Aleación de SS marca ORTHOMETRIC CONTROL, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 17.

Elementos presentes en aleación de SS marca ORTHOMETRIC CONTROL, obtenidos por medio de EDS a 1500x

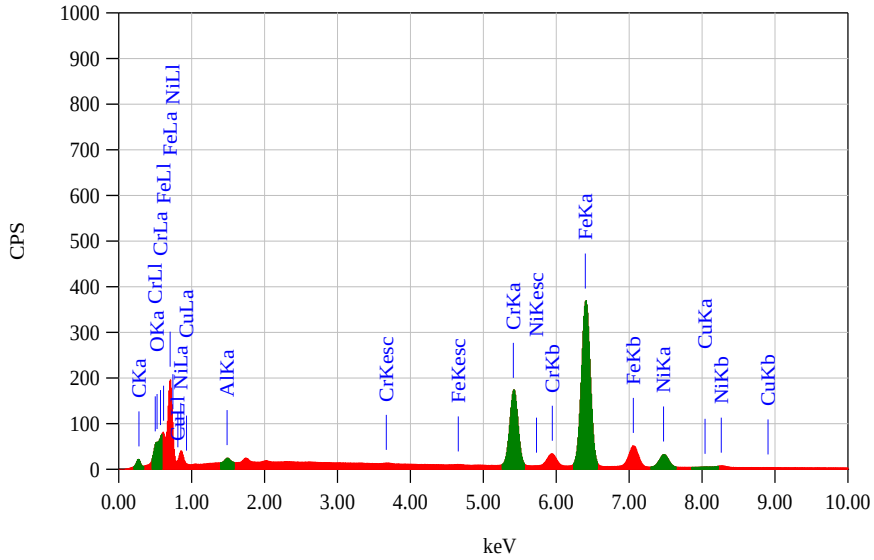
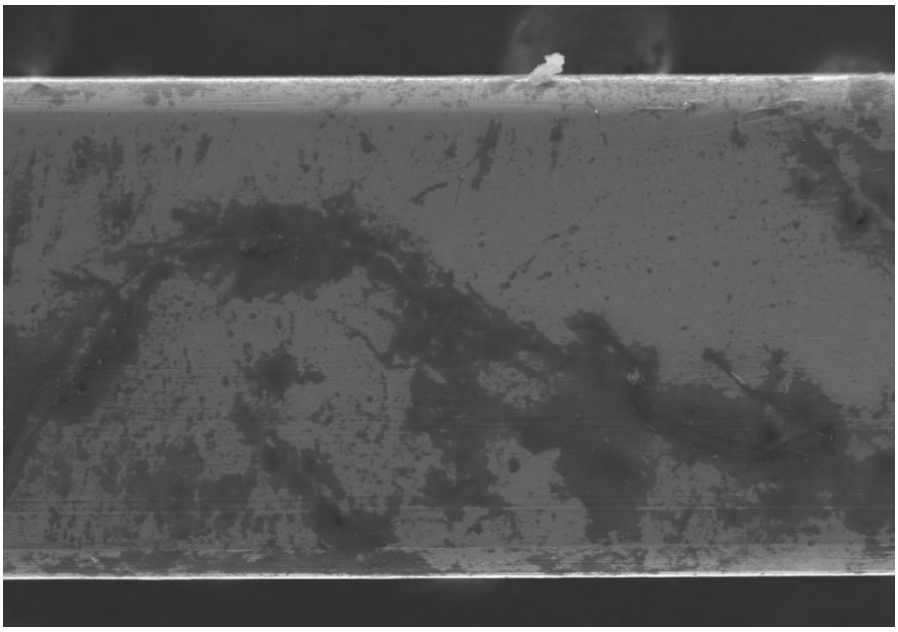


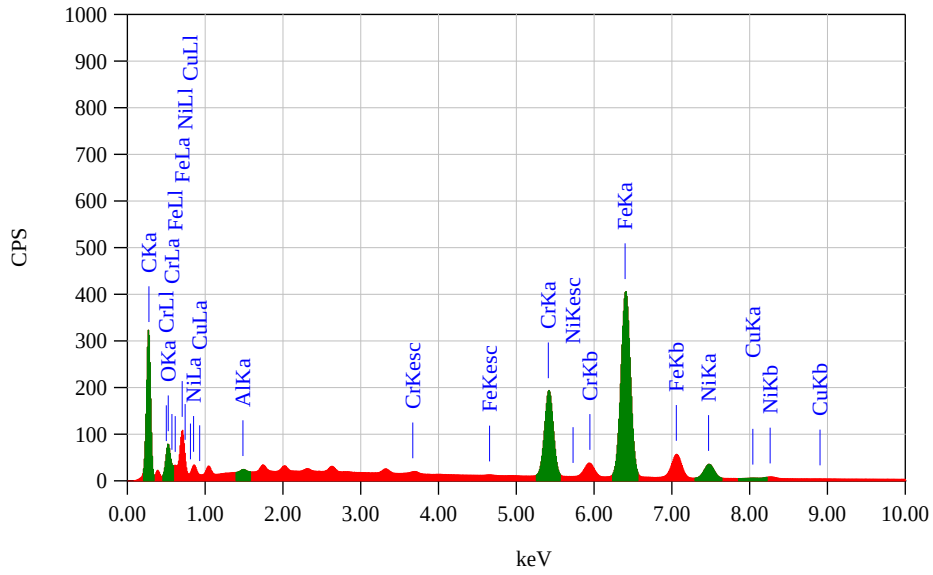
Imagen 18.

Aleación de SS marca ORTHOMETRIC PACIENTE, observada a 100x mediante microscopía de barrido



Gráfica 18.

Elementos presentes en aleación de SS marca ORTHOMETRIC PACIENTE, obtenidos por medio de EDS a 1500x



ANEXO D: Imágenes de la comparación entre marcas marca, en las distintas aleaciones, obtenida por medio de EDS a 1500x

Imagen 19.

Comparación entre marcas GC (izquierda) y Orthometric (derecha), en la aleación de NiTiCu, obtenida por medio de EDS a 1500x

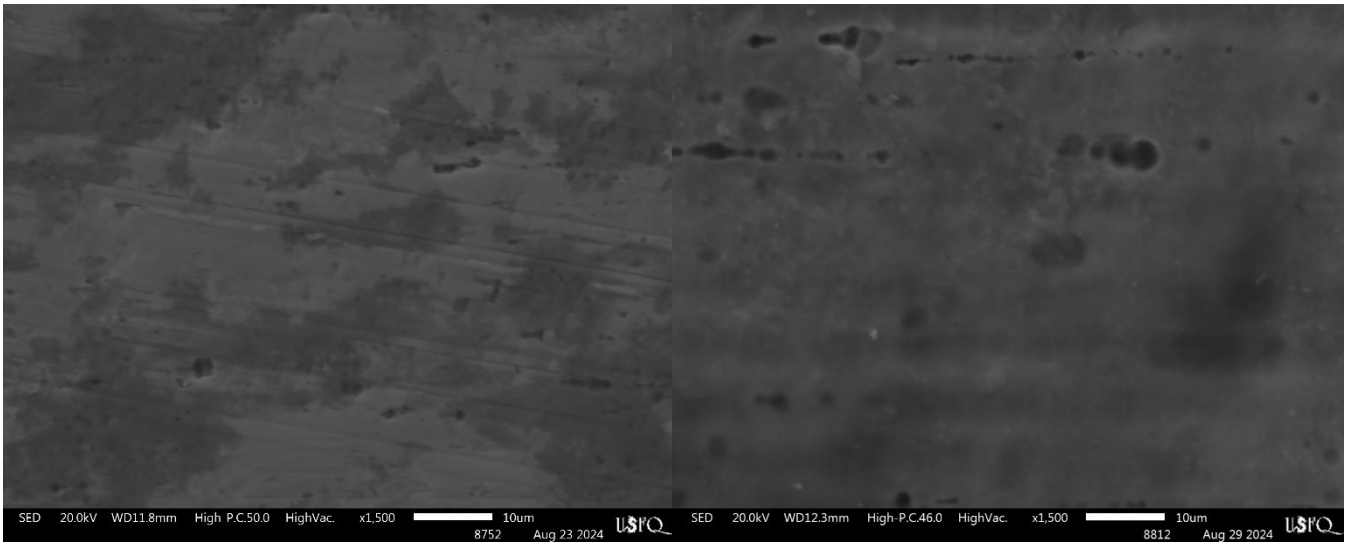


Imagen 20.

Comparación entre marcas GC (izquierda) y Orthometric (derecha), en la aleación de NiTi, obtenida por medio de EDS a 1500x

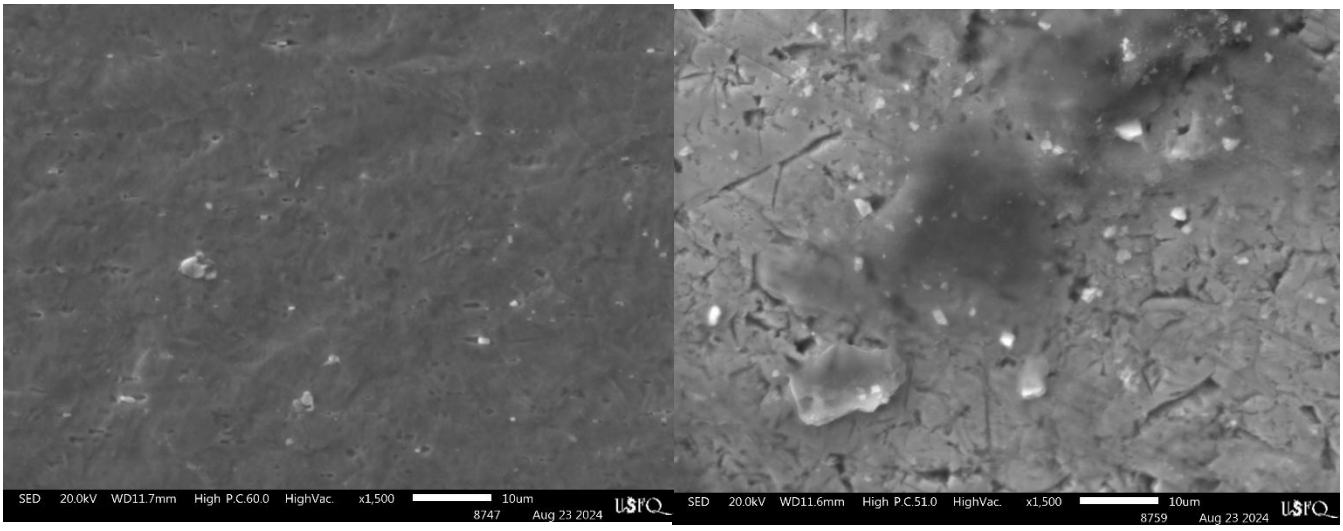
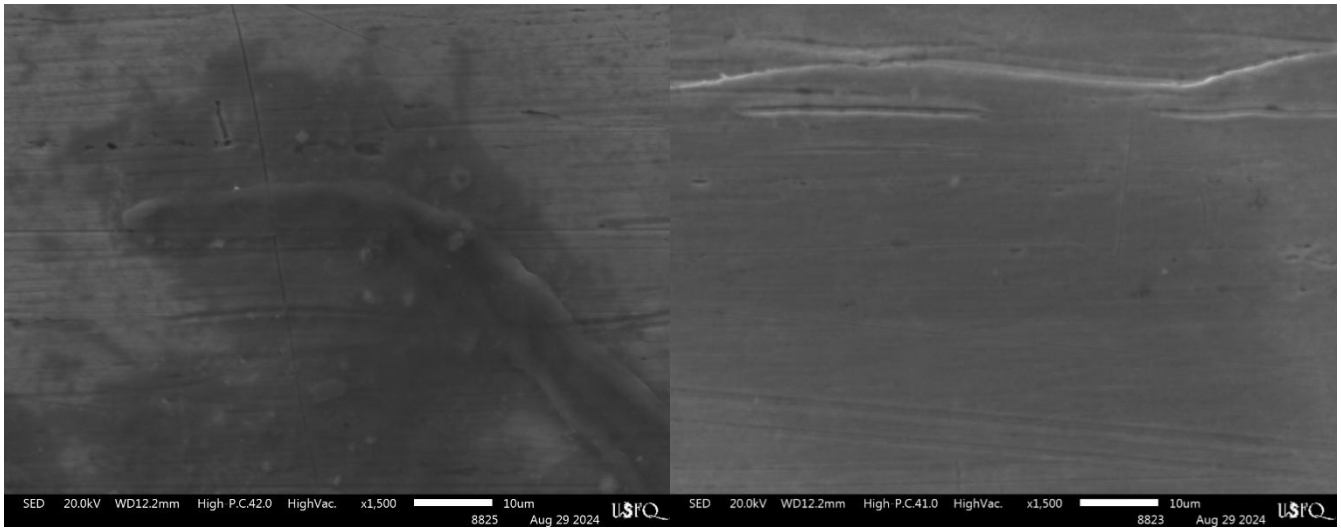


Imagen 21.

Comparación entre marcas GC (izquierda) y Orthometric (derecha), en la aleación de SS, obtenida por medio de EDS a 1500x



ANEXO E: Certificado de uso de recursos

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

Valle de Cumbayá, 22 de noviembre del 2024

A QUIEN PUEDA INTERESAR

Certifico que el estudiante, CORONEL ROMERO CÉSAR DANIEL con cédula de identidad No. 0604247528, utilizó la estufa de cultivo para conservar las muestras de su proyecto de investigación, en el Laboratorio de Bioingeniería del Departamento de Ingeniería Química de la Universidad San Francisco de Quito.

Atentamente,

JOSE FRANCISCO ALVAREZ BARRETO

Digitally signed by JOSE FRANCISCO ALVAREZ BARRETO
Date: 2024.11.28 14:15:45 -05'00'

Jose Alvarez-Barreto, PhD.
Coordinador del Departamento de Ingeniería Química
Universidad San Francisco de Quito, Ecuador
Tel: +593-969413318, +593-2971700 ext. 1328
jalvarezb@usfq.edu.ec