



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA  
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA  
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS DE POSGRADO

TESIS

**“COMPORTAMIENTO CORROSIVO DE ARCOS ORTODÓNCICOS DE CuNiTi,  
NiTi, ACERO INOXIDABLE Y TMA EN SALIVA ARTIFICIAL DE pH NEUTRO Y  
ÁCIDO”**

PRESENTA:

**C.D. YURI ISAÍ AVILÉS OSUNA**

MATRICULA: 222450004

PARA OBTENER EL GRADO DE:

**MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA CON OPCIÓN TERMINAL EN  
ORTODONCIA**

RESPONSABLE Y DIRECTORA DEL PROYECTO:

**D.C. CAROLINA SÁMANO VALENCIA**

DIRECTOR METODOLÓGICO:

**D.S.P. ROSENDO CARRASCO GUTIÉRREZ**

DIRECTOR DISCIPLINARIO:

**M.O. LUIS RAÚL CRUZ PETERNELL**

DIRECTORA EXTERNA:

**DRA. MA. ESTELA CALIXTO RODRÍGUEZ**

Puebla de Zaragoza Junio 2024



# I. DICTAMEN DE APROBACIÓN DE TESIS



Oficio No. FESIEP/CIFE/269/2024

C. Yuri Isai Avilés Osuna  
Estudiante de la Maestría en Estomatología  
con opción en Terminal en Ortodoncia  
Matrícula No.: 222450004  
Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado  
Facultad de Estomatología  
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla  
P R E S E N T E

Sirva este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo, la que suscribe MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana en mi calidad de Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla; para comunicarle una noticia importante en relación con su proceso académico.

Con agrado, le informo que la Secretaría de Posgrado ha otorgado la aprobación para la impresión de su Tesis Titulada:

"Comportamiento corrosivo de arcos ortodóncicos de CuNiTi, NiTi, acero inoxidable y TMA en saliva artificial de PH neutro y ácido"

Esta tesis está inscrita en el libro de registros No. 09, página 01, con el No. de asignación 2024251, en la Secretaría de Investigación de esta Unidad Académica. Usted presentará esta tesis para realizar su examen profesional y así obtener el grado de Maestría en Estomatología con opción en Terminal en Ortodoncia.

La aprobación de la impresión de su tesis represente un hito significativo en su trayectoria académica y profesional. Es el reflejo de su arduo trabajo, dedicación y la profundidad de su investigación en el campo de la Estomatología.

Le insto a que proceda con los pasos necesarios para la impresión y presentación de Tesis, cumpliendo con todas las normativas y plazos establecidos por la Facultad. Esto incluye la revisión final de su documento, asegurándose de que desempeñe todos los requisitos académicos y formatos establecidos, así como la coordinación con la Secretaría para la programación de su examen profesional.

Para cualquier consulta, aclaración o información adicional, le invito a contactar directamente a este Posgrado, estamos aquí para asistirle en cada paso restante de su proceso académico.

Sin otro particular, le reitero mi más atenta y distinguida consideración y le deseo éxito en la etapa final de esta carrera académica.

Atentamente

"Pensar bien, para vivir mejor"

H. Puebla de Z., a martes 18 de junio del 2024.

MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana  
Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado  
Facultad de Estomatología

\*Nota: Se anexa Formato de Impresión de Tesis - C. Yuri Isai Avilés Osuna - Maestría en Estomatología con opción en Terminal en Ortodoncia - S.I.E.P. - Facultad de Estomatología - BUAP. (original) - p.s.c.y.a.

\*C.c.p. Archivo

\*MCO, FJMA/MEP, GNRCO/yaneth

Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado  
Facultad de Estomatología  
31 poniente 1304, Col. Volcanes  
Puebla, Pue.  
C.P. 72410  
Tel. Of. 22\*22 29 55 00  
Ext. 5526

## II. AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN

**BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA**  
**FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA**  
**SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS RECEPCIONAL**

Para obtener el Grado de: **Maestro en Estomatología con opción terminal en Ortodoncia**

**Registro CIFE:** 2024251      **Fecha de Registro ante CIFE:** viernes 22 de marzo del 2024.

**Título de la Tesis:** "Comportamiento corrosivo de arcos ortodóncicos de CuNiTi, NiTi, acero inoxidable y TMA en saliva artificial de PH neutro y ácido"

**Nombre del alumno:** Yuri Isai Aviles Osuna

**Matrícula:** 222450007.

**Domicilio:** Calle 13 sur 2510 Los Volcanes Puebla, Puebla México.

**Tel:** 66\*41 55 88 04.

**Fecha de ingreso a la Facultad:** lunes 03 de enero del 2022.

**Firma:** \_\_\_\_\_

**Director de Tesis:** DC. Carolina Sámano Valencia.      **Grado académico:** Doctorado en ingeniería y ciencia de materiales.

**Adscripción:** Facultad de Estomatología.

**ID:**100526470

**Tel:** 44\*48 19 19 22

**Firma:** \_\_\_\_\_

**Director Disciplinario:** MO. Luis Raúl Cruz Peternell.

**Grado académico:** Maestría en Ortodoncia.

**Adscripción:** Facultad de Estomatología.

**ID:**100529018

**Tel:** 22\*23 10 78 05

**Firma:** \_\_\_\_\_

**Director Metodológico:** DSP. Rosendo Gerardo Carrasco Gutiérrez.      **Grado académico:** Doctorado en Salud Pública.

**Adscripción:** Facultad de Estomatología.

**ID:**100008655

**Tel:** 22\*25 05 30 84

**Firma:** \_\_\_\_\_

**Lector:** MO. Lourdes Alejandra Castro García

**Grado académico:** Maestría en Ortodoncia.

**Adscripción:** Facultad de Estomatología.

**ID:** Asesora Externa

**Tel:** 22\*24 50 55 70

**Firma:** \_\_\_\_\_

**Nombre y firma de aprobación del presidente de la academia/Responsable de la Maestría en Estomatología con Opción terminal en Ortodoncia**

MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez

**Firma:** \_\_\_\_\_

**La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología, autoriza la impresión de la Tesis.**

**MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana**



**Fecha:** martes 18 de junio del 2024.

**Sello** \_\_\_\_\_

### III. OFICIO DE ACEPTACIÓN DE PROYECTO C.I.F.E.



Constancia No. FESIEP/CIFE/144/2024

DC. Carolina Sámano Valencia  
Responsable del Proyecto de Investigación  
Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado  
Facultad de Estomatología  
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla  
PRESENTE

Sirva este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo la que suscribe MEP Gisela Nataly Rubín de Celis Quintana en mi calidad de Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, y tras un detenido análisis y evaluación en el Proyecto de Investigación (Colectivo):

Nombre del Título del Proyecto:

“Comportamiento corrosivo de arcos ortodóncicos de CuNiTi, NiTi, acero inoxidable y TMA en saliva artificial de pH neutro y ácido”

Presentado por:

No.	Cargos	Nombres	ID y/o Matrícula
1	Responsable del Proyecto de Investigación:	DC. Carolina Sámano Valencia	100526470
2	Director Disciplinario:	MO. Luis Rgúl Cruz Peternell	100529018
3	Director Metodológico:	DSP. Rosendo Gerardo Carrasco Gutiérrez.	100008655
4	Asesora Externa:	Dra. María Estela Colixa Rodríguez Instituto de Física "Luis Rivera Terrazas" BUAP	S/N
5	Estudiante de Maestría en Estomatología Terminal en Ortodoncia	C. C. Yuri Isai Avilés Osuna	222450004

HAGO CONSTAR, que, ha sido oficialmente ACEPTADO. Este relevante proyecto, ha sido registrado ante el Comité de Investigación de la Facultad de Estomatología (C.I.F.E.), inscrito en el libro de registros No. 09, página 01, bajo el No. de asignación 2024251 en la Secretaría de Investigación de esta Unidad Académica.

Para los fines legales que los interesados convengan, y sin otro particular, reitero a Usted mi más atenta y distinguida consideración.

Atentamente  
“Pensar bien, para vivir mejor”  
H. Puebla de Z., a viernes 22 de marzo del 2024

MEP. Gisela Nataly Rubín de Celis Quintana,  
Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado  
Facultad de Estomatología

\*C.c.p. Archivo  
\*MCO, FJMA/MEP, GNRCO/Ameth

Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado  
Facultad de Estomatología  
31 poniente 1304, Col. Volcanes  
Puebla, Pue.  
C.P. 72410  
Tel. Of. 22\*22 29 55 00  
Ext. 5526

## IV. REPORTE DE SIMILITUD ANTI PLAGIO

### Tesis final

#### ORIGINALITY REPORT

<b>13%</b> SIMILARITY INDEX	<b>11%</b> INTERNET SOURCES	<b>3%</b> PUBLICATIONS	<b>5%</b> STUDENT PAPERS
--------------------------------	--------------------------------	---------------------------	-----------------------------

#### PRIMARY SOURCES

<b>1</b>	<b>Submitted to BENEMERITA UNIVERSIDAD AUTONOMA DE PUEBLA BIBLIOTECA</b> Student Paper	<b>2%</b>
<b>2</b>	<b>repositorio.umsa.bo</b> Internet Source	<b>1%</b>
<b>3</b>	<b>dspace.ucuenca.edu.ec</b> Internet Source	<b>1%</b>
<b>4</b>	<b>hdl.handle.net</b> Internet Source	<b>1%</b>
<b>5</b>	<b>Submitted to Universidad Nacional de Colombia</b> Student Paper	<b>1%</b>
<b>6</b>	<b>repositorio.uach.mx</b> Internet Source	<b>&lt;1%</b>
<b>7</b>	<b>scielo.isciii.es</b> Internet Source	<b>&lt;1%</b>
<b>8</b>	<b>repositorio.unicoc.edu.co:8080</b> Internet Source	<b>&lt;1%</b>

## V. AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar que reconozco y agradezco que este proyecto de tesis es el producto de una colaboración de varias personas y entidades que han contribuido de diversas maneras a que fuera posible su realización. En primer lugar, agradezco a mi directora de tesis, la Dra. Carolina Sámano Valencia, por su invaluable orientación, paciencia sobre todo y apoyo durante todo el proceso de investigación. Su experiencia y consejos han sido fundamentales para el desarrollo y la culminación de este trabajo. Agradezco también a los miembros del comité, el D.S.P. Rosendo Gerardo Carrasco Gutiérrez, el M.O. Luis R. Cruz por sus valiosas observaciones y sugerencias que enriquecieron este trabajo. Un agradecimiento especial para la Dra. Ma. Estela Calixto Rodríguez que me abrió las puertas de su laboratorio y me guió en el proceso experimental en todo momento con paciencia, siempre de una manera cálida y amena. También agradezco al Dr. Miguel Ángel Contreras Ruiz por su apoyo en el laboratorio, su compromiso y su disponibilidad para resolver mis dudas y preocupaciones han sido fundamental para la culminación exitosa de esta tesis.

A mi familia, gracias por su amor incondicional, apoyo y comprensión a lo largo de estos años de estudio. A mi madre Norma especialmente, por siempre impulsarme a ser mejor ser humano en todos los sentido e hijo de Dios. A mi hermana Zuleyka por creer en mí. A Víctor mi papá y amigos, gracias por su aliento y por estar siempre ahí para mí. También a Enrique “Kikisho” gracias, por escucharme en los momentos de estrés, por celebrar y compartir conmigo cada pequeño logro. Tu fe en mí y tus palabras de ánimo han sido de gran sustento para mantenerme enfocado y positivo.

Quiero extender mi agradecimiento al Instituto de Física “Luis Rivera Terrazas” por proporcionarme los recursos y el entorno académico necesarios para llevar a cabo mi investigación. Agradezco también a mi coordinadora la Dra. Mónica López y demás docentes por compartir sus conocimientos e impúlsame a ser mejor para brindar lo mejor. De igual manera, Al Dr. Farid Dipp por su esfuerzo e interés en nuestro crecimiento personal como sus alumnos.

Paola, Mayra, Omar y Rebeca, quiero recordarles que los aprecio mucho y agradezco las largas horas que pasamos juntos estudiando, compartiendo ideas y superando desafíos. Sus consejos, críticas constructivas y el ambiente que creamos juntos, gracias por las risas y por las celebraciones. Su amistad ha hecho de este viaje una experiencia memorable y gratificante.

Finalmente, a todos aquellos que de alguna manera han contribuido a este proyecto, aunque no estén mencionados individualmente, sepan que su apoyo ha sido muy valioso para mí.

Gracias a Dios y a todos por ser parte de este logro.

## VI. INDICE

<b>1. RESUMEN.....</b>	<b>10</b>
<b>2. INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>11</b>
<b>3. ANTECEDENTES .....</b>	<b>12</b>
<b>3.1 ANTECEDENTES GENERALES.....</b>	<b>12</b>
3.1.1 Características ideales en arcos de ortodoncia .....	12
3.1.2 Aleaciones metálicas en ortodoncia .....	13
3.1.3 La saliva .....	15
3.1.4 Saliva artificial .....	17
3.1.6 Tipos de corrosión.....	19
3.1.7 Métodos electroquímicos .....	20
3.1.8 Corriente eléctrica en la corrosión metálica .....	21
3.1.9 Potenciostato .....	21
3.1.10 Voltametría cíclica.....	21
3.1.11 Técnica de resistencia a la polarización para mediciones de corrosión .....	22
3.1.12 Efectos adversos de la corrosión en el cuerpo humano .....	23
<b>3.2 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS .....</b>	<b>24</b>
<b>4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....</b>	<b>26</b>
4.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN .....	26
<b>5. JUSTIFICACIÓN .....</b>	<b>27</b>
<b>6. HIPÓTESIS .....</b>	<b>27</b>
<b>7. OBJETIVOS .....</b>	<b>27</b>
7.1 Objetivo general .....	27
7.2 Objetivos específicos.....	28
<b>8. MATERIALES Y MÉTODOS.....</b>	<b>28</b>
8.1 Diseño del estudio .....	28
8.2 Población y muestra .....	28
8.3 Criterios de selección .....	29
<b>8.4 Variables.....</b>	<b>30</b>
8.5 Concordancia y fiabilidad.....	30
8.6 Ubicación espacio temporal.....	31
8.7 Procedimientos, técnicas y fuentes de recolección.....	31
8.7.1 Procedimiento de la simulación de corrosión electroquímica.....	32
8.7.2 Microscopía electrónica de barrido y mapeo elemental de composición química.....	34
8.8 Análisis estadístico .....	35
<b>9. RESULTADOS .....</b>	<b>36</b>
9.1 Procedimiento de envejecimiento electroquímico .....	36

9.2 Comparación de corrosión entre aleaciones.....	38
9.3 Resultados de corrosión entre marcas .....	41
9.4 Análisis de la superficie mediante microscopio electrónico de barrido y mapeo químico elemental eds.....	45
<b>10. DISCUSIÓN .....</b>	<b>84</b>
<b>11. CONCLUSIÓN.....</b>	<b>88</b>
<b>12. BIOÉTICA.....</b>	<b>89</b>
<b>13. BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>89</b>

# “COMPORTAMIENTO CORROSIVO DE ARCOS ORTODÓNCICOS DE CuNiTi, NiTi, ACERO INOXIDABLE Y TMA EN SALIVA ARTIFICIAL DE PH NEUTRO Y ÁCIDO”

## 1. RESUMEN

**Introducción:** La ortodoncia corrige problemas dentofaciales usando aparatos ortodóncicos de diversos materiales que deben ser biocompatibles y funcionales. Los arcos metálicos deben tener características ideales como elasticidad y baja fricción, pero la corrosión es un problema común que puede liberar iones metálicos tóxicos, especialmente en aleaciones con níquel o cromo. Este estudio compara la corrosión de cuatro aleaciones de arcos ortodóncicos (acero inoxidable, níquel-titanio, cobre níquel-titanio y titanio molibdeno) de diferentes marcas (Ormco<sup>TM</sup>, American Orthodontics<sup>TM</sup>, TD Orthodontics<sup>TM</sup> y Borgatta<sup>TM</sup>) mediante pruebas con saliva artificial a distintos pH. **Objetivo:** Comparar el comportamiento corrosivo de arcos ortodóncicos de CuNiTi, NiTi, acero inoxidable y TMA en saliva artificial de pH neutro y ácido. **Materiales y métodos:** Se utilizaron pruebas electroquímicas con un potencióstato y se realizó voltametría cíclica y resistencia a la polarización a las muestras para determinar la potencia de corrosión, se obtuvieron datos para calcular la tasa de corrosión que pueden sufrir en un periodo de tiempo de un mes. Con el uso de microscopía electrónica de barrido (SEM) se realizaron imágenes de la superficie de las muestras control y experimentales y se obtuvieron datos de un mapeo químico elemental. **Resultados:** Las diferentes aleaciones reaccionan de manera distinta a las variaciones en el pH, la superficie en las imágenes obtenidas en SEM revela los ataques de corrosión en donde la mayoría son por picadura, presentando irregularidades, grietas y cavidades, así como zonas con herrumbre. En el mapeo químico elemental se observaron cambios en la composición elemental de las muestras experimentales contra las muestras control, existiendo la presencia de oxígeno y carbono en las muestras atacadas por corrosión. Sin embargo, el número de muestras presentó una limitante para obtener datos estadísticos significativos. **Conclusión:** las aleaciones muestran variaciones en su susceptibilidad a la corrosión cuando están expuestas a saliva artificial con pH neutro o ácido.

**Palabras clave:** Corrosión, aleaciones metálicas, arcos ortodóncicos.

## 2. INTRODUCCIÓN

La ortodoncia es la especialidad dental que vigila y corrige los problemas de crecimiento y maduración de los componentes dentofaciales, por medio de la evaluación e implementación de fuerzas utilizando aparatos ortodóncicos. Estos son elaborados con diversidad de materiales, como las aleaciones de metales nobles y no nobles que deben cumplir con propiedades que les permitan ser aceptados por el cuerpo, y al mismo tiempo lograr un adecuado funcionamiento en la cavidad oral.

Se han descrito distintas características ideales que un arco metálico utilizado durante el tratamiento de ortodoncia debe tener, como una elevada elasticidad, baja rigidez, aceptable formabilidad, baja fricción de la superficie, que permita soldar aditamentos auxiliares, biocompatible y ambientalmente estable. Sin embargo, dentro de las características negativas que se observan tanto en brackets como en arcos, está la corrosión, la cual se presenta por igual en aleaciones de acero inoxidable, níquel titanio, cromo cobalto, así como titanio molibdeno.

La biocompatibilidad se ve alterada en los arcos de ortodoncia por la corrosión, pues esta conlleva a un desprendimiento de iones provenientes del metal que partiendo de la cavidad oral viajan al organismo provocando una reacción, existiendo el riesgo de llegar a la toxicidad o alergia especialmente en arcos que contengan níquel o cromo en sus aleaciones.

Actualmente existen distintas compañías en el mercado que nos ofrecen arcos de diferentes aleaciones metálicas, como lo son Ormco™ y American Orthodontics™. En México encontramos marcas que brindan arcos a un costo reducido, comparado con marcas internacionales, dando así más alcance para su adquisición como TD Orthodontics™ y Borgatta™; sin embargo, es importante comparar el proceso de corrosión que sufren los arcos ante la exposición de saliva a distintos pH con las marcas líderes en el mercado. Es por eso que el propósito del presente estudio *in vitro* fue evaluar mediante una curva de polarización cíclica la corrosión de 4 aleaciones de arcos ortodóncicos: acero inoxidable (SS), níquel titanio (NiTi), cobre níquel titanio (CuNiTi), y titanio molibdeno (TMA) de 4 marcas diferentes Ormco™, American Orthodontics™, TD Orthodontics™ y Borgatta™. La evaluación se realizó mediante curvas de oxidación del arco antes y después de tener contacto con la saliva artificial a pH basal y pH ácido, además de la visualización y mapeo químico de la superficie de los arcos mediante SEM. La información recabada permitirá la toma de decisiones clínicas futuras de los tratamientos ortodóncicos y la satisfacción de los pacientes.

### 3. ANTECEDENTES

#### 3.1 ANTECEDENTES GENERALES

En el tratamiento de ortodoncia el movimiento dental se da por la aplicación de fuerza que es generada por los arcos de aleaciones metálicas y elásticos utilizados durante el tratamiento ortodóncico, esta fuerza crea estímulos en el ligamento periodontal desencadenando cambios que se traducen en movimiento. Los aditamentos metálicos se presentan en varias formas como ansas, ligaduras, así como de arcos, que almacenan y desprenden energía de una manera constante (1).

En la actualidad el ortodoncista tiene la posibilidad de seleccionar entre diferentes arcos disponibles en el mercado, y así adaptarse a la necesidad específica de cada situación clínica, en este sentido la elección tanto de la aleación y el tamaño del arco apropiado proporcionará resultados óptimos y predecibles en el tratamiento. Es por esto que el ortodoncista debe estar familiarizado con las propiedades mecánicas y las aplicaciones clínicas relevantes de las diferentes aleaciones de arcos ortodóncicos. Estas propiedades abarcan una excelente capacidad de recuperación elástica, baja rigidez, alta adaptabilidad, alta energía acumulada, biocompatibilidad y estabilidad ambiental, baja fricción superficial, y la habilidad de unirse a auxiliares y accesorios (2).

##### 3.1.1 Características ideales en arcos de ortodoncia

**Deflexión elástica máxima:** conocida también como flexibilidad máxima o rango de activación. Está relacionada con el límite elástico y el módulo de elasticidad del material. Valores altos de recuperación elástica permiten realizar mayores activaciones lo que resulta en un mayor tiempo de trabajo del arco. Esto, a su vez, conlleva una menor alteración de los arcos o ajustes requeridos (3). También es una medida para conocer que tanto un arco puede ser deflexionado sin provocar deformación permanente, o sin sobrepasar los límites del material (4).

**Rigidez:** Es la cantidad de la fuerza entregada por un aparato y proporcional al módulo de elasticidad. Los bajos índices de rigidez o deflexión de la carga brindan la capacidad de aplicar fuerzas más bajas, así como mantener una fuerza constante a lo largo del tiempo a medida que el dispositivo se desactiva y por último una mayor precisión y facilidad para aplicar una fuerza dada (5).

**Resiliencia:** Esta propiedad indica la energía disponible para mover los dientes, representada por el área bajo la curva que describe la deformación elástica del alambre (6).

**Biocompatibilidad:** Incluye la resistencia a la corrosión y la aceptación del tejido a los elementos del alambre. La estabilidad ambiental garantiza que el alambre conserve sus propiedades deseables durante largos períodos después de ser

fabricado. Esto, a su vez, asegura un comportamiento predecible del arco durante su uso (7).

**Asociabilidad.** Es la capacidad de unir aditamentos a los alambres de ortodoncia mediante soldadura blanda, brinda un beneficio adicional al realizar modificaciones en el aparato (8).

**Fricción.** La fricción se describe como la fuerza de resistencia que se produce cuando dos objetos en movimiento entran en contacto. En el contexto de la ortodoncia, la fricción, junto con el agarre y la formación de muescas, contribuye a la resistencia al deslizamiento durante las etapas de alineación, nivelación y cierre de espacios dentales. Se ha demostrado que una fricción elevada puede dificultar la aplicación de las fuerzas óptimas necesarias para el movimiento dental sin dañar los tejidos de soporte. En las técnicas de arco continuo para el cierre de espacios y la retracción canina, se produce un desplazamiento relativo del bracket a lo largo del alambre. Cuando hay una fricción excesiva entre el bracket y el alambre, existe el riesgo de perder el anclaje o la adhesión, lo que resulta en un movimiento dental insuficiente o nulo. Para facilitar el movimiento dental deseado con el menor impedimento posible, es preferible utilizar un material de alambre que genere la mínima fricción en la interfaz entre el soporte y el alambre (9).

### **3.1.2 Aleaciones metálicas en ortodoncia**

En el campo de la ortodoncia, se utilizan diferentes aleaciones de metales en la fabricación de arcos ortodónticos y otros dispositivos para lograr diversos objetivos terapéuticos. Las aleaciones metálicas se eligen en función de sus propiedades específicas y su capacidad para satisfacer las necesidades de cada paciente. La elección de la aleación adecuada es esencial para lograr resultados eficaces y cómodos en el proceso de ortodoncia (10).

#### **Acero inoxidable**

Los alambres de ortodoncia hechos de acero inoxidable comenzaron a usarse en la década de 1920, hasta ese momento las aleaciones de oro eran la primera opción para la fabricación de alambres, bandas, ganchos, ligaduras y espuelas. Los procesos de fabricación de alambres de acero inoxidable mejoraron las propiedades y permitieron la fabricación de diferentes formas de alambre, lo que con el tiempo convenció a los escépticos ortodoncistas de la época.

El acero inoxidable austenítico es la opción principal para la producción de alambres, brackets, bandas y ortoimplantes, ya que presenta una excelente resistencia a la corrosión y destacadas características mecánicas. Sin embargo, este material no es perfecto y se pueden encontrar algunos inconvenientes, como alergias, sensibilización y soldadura en frío. No obstante, Este tipo de aleación ha sido fundamental en la práctica ortodóncica desde hace varias décadas y continúa

siendo una parte esencial en la ortodoncia moderna. Por lo tanto, un mejor conocimiento de este material es de suma importancia para el ortodoncista.

La estructura austenítica se crea cuando la aleación se calienta a 912°C o más. Se agrega níquel para estabilizar la fase austenítica (estructura cristalina cúbica centrada en las caras) a temperatura ambiente. La cantidad mínima de níquel necesaria para estabilizar la estructura austenítica es de alrededor del 8%. Esta estructura es particularmente tenaz y dúctil.

Se ha informado que un acero inoxidable súper austenítico, conocido como sr-50a, tiene una resistencia a la corrosión localizada similar a la de las aleaciones de titanio porque la película pasiva se ve reforzada por el efecto sinérgico de altas concentraciones de nitrógeno (0,331%) y molibdeno (6,77%). Esta aleación se ha utilizado experimentalmente para fabricar brackets y alambres de ortodoncia con resultados muy prometedores (11).

### **Níquel Titanio**

El nitinol, una aleación estequiométrica de níquel-titanio (NiTi), se introdujo por primera vez para su uso en ortodoncia en 1971 (3), obtuvo interés considerable por sus aplicaciones biomédicas debido a sus propiedades superelásticas con efecto memoria de forma y también por su biocompatibilidad. Cuando se aplica una fuerza externa, la deformación de la mayoría de los metales se induce con un trozo de red; la deformación de la aleación de NiTi se induce con transformación martensítica. La transformación martensítica se puede revertir calentando la aleación para que vuelva a la fase austenita y se transforma gradualmente al volver a la condición de energía estable.

Se obtiene una clara ventaja del nitinol cuando se inserta un alambre rectangular en las primeras etapas del tratamiento especialmente deseable porque proporciona una fuerza relativamente constante durante un largo período de tiempo, que se considera una fuerza fisiológicamente deseable para el movimiento de los dientes. A menudo se subestima el potencial alérgico de estas aleaciones, tanto por parte de los fabricantes industriales como por los profesionales que las emplean. Las aleaciones de níquel-titanio contienen más del 50% de níquel en su composición, lo que aumenta la posibilidad de liberación de este metal en la cavidad bucal, lo que puede causar reacciones alérgicas. La liberación de estas partículas desde los aparatos de ortodoncia implica que el paciente está expuesto a cierto nivel de corrosión y envejecimiento de las aleaciones utilizadas (12).

### **Cobre Níquel Titanio**

Los arcos de Cobre-Níquel-Titanio (CuNiTi) son arcos de aleación relativamente reciente como herramienta para los ortodoncistas. Fueron introducidos en 1994 por Ormco™ y pueden ser manufacturados para transformarse entre las estructuras cristalinas flexibles (martensítico) y las que conservan la forma (austenítico). Por lo tanto, son arcos activados por el calor corporal que se conectan más fácilmente a temperatura ambiente y se vuelven funcionales a las temperaturas que se

encuentran en la boca. Según la casa comercial (Ormco™, Glendora, CA, EE. UU.) este arco se fabrica en tres variantes, las cuales se clasifican según sus temperaturas de acabado austenítico en 27°C Cobre Ni–Ti, 35°C Cobre Ni–Ti y 40°C Cobre Ni–Ti. El fabricante ajusta la temperatura variando el contenido de cobre y cromo en estos cables. El Ni-Ti de cobre a 27°C generalmente tendrá memoria de forma en el ambiente oral, excepto en los momentos transitorios cuando se ingieren alimentos calientes, mientras que el Ni-Ti de cobre a 35°C exhibirá memoria de forma con menos frecuencia *in vivo*, porque la temperatura está cerca de la temperatura corporal. El alambre de Cobre Ni-Ti de 40°C se activará (convertido a la estructura de austenita) con poca frecuencia con la ingestión de alimentos fríos porque su temperatura está por encima de la temperatura corporal.

Se han realizado algunos estudios mecánicos y se ha demostrado que los alambres de CuNiTi presentan menos cambios en sus curvas de tensión-deformación debido a la deformación cíclica que la aleación de NiTi binaria más estable. También tienen una histéresis de tensión más estrecha y una temperatura de transformación y entrega de fuerza más estables. Por lo tanto, estos alambres también ayudan en el movimiento de los dientes a través de una fuerza continua ligera, lo que evita la hialinización de la membrana periodontal, la necrosis, la reabsorción y la pérdida de anclaje y disminuye la probabilidad de reabsorción radicular (12-14).

## **Beta Titanio**

La aleación de beta titanio (TMA) se ha popularizado en el área de la ortodoncia en la década actual. Fue introducida alrededor de 1980. Las aleaciones estabilizadas en beta-fase con titanio contienen alrededor de 80% de titanio, 11,5% molibdeno, 6% zirconio y 4,5% de estaño.

El módulo de elasticidad del beta-titanio es aproximadamente el doble que el del nitinol y menos de la mitad que el del acero inoxidable. Su rigidez lo hace ideal en aplicaciones donde se requiere menos fuerza que el acero, pero donde los materiales de módulo más bajo serían inadecuados para desarrollar las magnitudes de fuerza requeridas. Sin embargo, es la aleación con peor coeficiente de fricción lo que consecuentemente limita la habilidad de poder contribuir al deslizamiento de los dientes (15).

### **3.1.3 La saliva**

La saliva se define como una secreción mixta que es producto de una mezcla entre los fluidos que provienen de las glándulas salivales mayores y menores, así como del fluido crevicular. Esta sustancia biológica contiene agua, mucina, proteínas, sales, enzimas y bacterias que residen normalmente en la cavidad oral (16).

Es un fluido incoloro y ligeramente opalescente, con una viscosidad que puede variar, que se secreta continuamente en la cavidad bucal. Este líquido es estéril cuando sale de las glándulas salivales, pero inmediatamente deja de serlo al

mezclarse con el fluido crevicular, restos de alimentos, microorganismos y células descamadas de la mucosa oral. La secreción de saliva promedio oscila entre 500 y 1500 mL al día en adultos, con un volumen medio de 1.1 mL en boca. El control de la secreción está mediado por el sistema nervioso autónomo. Cuando se está en reposo la secreción puede oscilar entre 0.25 mL/min y 0.35 mL/min y proviene principalmente de las glándulas submandibulares y sublinguales. El mayor volumen de saliva en boca se produce antes, durante y después de los alimentos, donde alcanza su pico máximo en el transcurso del medio día, y de forma considerable disminuye por la noche durante el sueño.

La viscosidad de la saliva es una característica que le permite resistir su flujo cuando se le aplica una fuerza. La mucina es la glicoproteína responsable de esta viscosidad. La capacidad amortiguadora de la saliva es su habilidad para neutralizar los cambios de pH, protegiendo así los tejidos bucales de los ácidos provenientes de los alimentos o la placa dental, lo que ayuda a reducir el riesgo de caries. Los amortiguadores actúan transformando una solución en una menos ionizada, liberando pocos iones de  $H^+$  u  $OH^-$ . El bicarbonato es el principal amortiguador en la saliva, y su concentración varía según el flujo salival, siendo utilizado para evaluar el riesgo de caries. Además del bicarbonato, el fosfato y las proteínas también contribuyen a la capacidad amortiguadora de la saliva. Las funciones de la saliva principalmente son humedecer y ablandar los alimentos para así facilitar la digestión y al mismo tiempo humectar la mucosa oral; la composición de la saliva funciona como coadyuvante para poder excretar elementos desechables y regular la pérdida o retención de agua (17).

### **Componentes de la saliva**

Los elementos inorgánicos de la saliva están presentes en formas iónicas y no iónicas y actúan como electrolitos. Los más importantes incluyen sodio, potasio, cloruro y bicarbonato. También están presentes el amoníaco, calcio, fluoruro, yodo, magnesio, fosfatos, sulfatos, tiocianatos y otros amortiguadores no específicos. Estos elementos influyen en la osmolaridad de la saliva, la cual es la mitad de la osmolaridad del plasma, haciendo que la saliva sea hipotónica en comparación con el plasma.

Dentro de los elementos orgánicos proteicos de la saliva mixta o total se incluyen albúmina, amilasa,  $\beta$ -glucuronidasa, carbohidrasas, cistatinas, enterasas, fibronectina, gustinas, histatinas, inmunoglobulinas A, G y M, calicreína, lactoferrina, lipasa, deshidrogenasa láctica, lisozima, mucinas, peptidasas, fosfatasas, proteínas ricas en prolina, ribonucleasas, peroxidadas, proteínas del suero, proteínas ricas en tirosina y proteínas unidas a vitaminas. Los elementos orgánicos no proteicos son creatinina, glucosa, lípidos, nitrógeno, ácido siálico, urea y ácido úrico (18).

## **pH salival**

El pH mide el grado de acidez o alcalinidad de una sustancia orgánica o inorgánica, especialmente en estado líquido. Esta unidad de medida se representa en una escala que va del pH=0 al pH=14. El pH salival indica, en una escala logarítmica, la concentración de iones hidrógeno en la saliva. En condiciones normales, sin la presencia de alimentos, el pH salival es neutro con un valor promedio de 7.0 y se mantiene relativamente constante. Sin embargo, al ingerir alimentos, el pH disminuye dependiendo del tipo de alimento consumido, como agua o carbohidratos fermentables. La estabilidad del pH salival depende de la capacidad amortiguadora de la saliva. Un pH menor a 5.5 es considerado crítico, ya que provoca la disolución del esmalte dental, un proceso que continúa durante 20 a 30 minutos hasta que la saliva neutraliza la acidez.

La saliva tiene un pH que varía entre 6.7 y 7.5, pero en condiciones de estimulación puede alcanzar entre 7.5 y 8.25. Esto significa que la saliva estimulada aumenta su pH conforme se incrementa la tasa de flujo salival. La saliva posee un mecanismo amortiguador que intenta mantener un pH óptimo. Sin embargo, este mecanismo a veces falla, especialmente debido a la ingesta excesiva de alimentos o bebidas ácidas, mala higiene bucal, falta de control de la placa bacteriana, caries, enfermedad periodontal, estrés que desequilibra el sistema nervioso y reduce el flujo salival, medicación que disminuye el flujo de saliva y el consumo de tabaco (19).

### **3.1.4 Saliva artificial**

Los objetivos de los sustitutos de la saliva son garantizar la lubricación de los tejidos orales, aliviar la sensación de boca seca y proteger los tejidos dentales de las caries. Los sustitutos de la saliva difieren particularmente en su sustancia base, composición química o viscosidad. Hasta la fecha, un amplio número de sustitutos de la saliva basados particularmente en mucina, carboximetilcelulosa, hidroxietilcelulosa, goma xantana, semillas de lino u óxido de polietileno han sido desarrollados e introducidas en el mercado. Se ha estudiado la propiedad de lubricación de la mucina y la carboximetilcelulosa contenidos en la saliva artificial y el agua; y se ha demostrado que alivian los síntomas, pero no tienen un efecto duradero (20).

### **3.1.5 Corrosión**

La consideración de la corrosión en las aleaciones metálicas utilizadas en un tratamiento de ortodoncia es importante por varias razones como:

1. La salud y seguridad del paciente: ya que puede liberar iones metálicos en la boca del paciente. Estos iones pueden ser tóxicos o causar reacciones alérgicas en algunas personas.

2. Durabilidad de los Dispositivos: la corrosión puede afectar la durabilidad de los dispositivos ortodónticos, como los brackets, los alambres y los tornillos. Si las aleaciones metálicas se corroen, pueden debilitarse y romperse, lo que requeriría la sustitución de los dispositivos. Esto no solo es inconveniente para el paciente, sino que también puede aumentar los costos del tratamiento y prolongar la duración del mismo.
3. Integridad Estructural: La corrosión puede causar cambios en la textura y la rugosidad de la superficie de los arcos aumentando la fricción y esta puede obstaculizar el movimiento dental deseado prolongando la duración del tratamiento ortodóntico y retrasar la consecución de los resultados deseados. Para superar la fricción excesiva, a menudo se requiere una aplicación de fuerza adicional por parte del ortodoncista, esto puede aumentar el riesgo de daño a los dientes, las encías y otras estructuras periodontales. Si los arcos ortodónticos se corroen, pueden perder su capacidad para aplicar fuerzas de manera efectiva en la corrección de la maloclusión, lo que afectaría negativamente los resultados del tratamiento.
4. Estética y Comodidad: la corrosión también puede afectar la apariencia y la comodidad del paciente. Las manchas, el desgaste y los cambios en el color de los dispositivos pueden ser antiestéticos, y los bordes ásperos o irregulares pueden causar molestias en la boca.
5. Efecto sobre los Tejidos Blandos: la corrosión puede dañar los tejidos blandos de la boca, como las encías y la mucosa bucal. Esto puede causar irritación, úlceras o heridas en la boca del paciente, lo que dificulta la higiene oral y puede generar molestias.

Además, es importante que los ortodoncistas y los pacientes sigan las pautas de cuidado y mantenimiento recomendadas para garantizar la durabilidad y la seguridad de los dispositivos ortodónticos (21-23).

La corrosión es el deterioro de las propiedades de los materiales causado por su interacción con el entorno. Aunque se relaciona principalmente con los metales, es un fenómeno inevitable para la mayoría de ellos y afecta a muchos otros tipos de materiales. De hecho, todos los materiales, no solo los metálicos, pueden sufrir degradación. La mayor parte de los procesos de corrosión implican reacciones electroquímicas, es decir, de reducción-oxidación. Para que estas reacciones ocurran, se requieren tres componentes principales: (1) electrodos (un ánodo y un cátodo), (2) un electrolito que sirve como conductor, típicamente una solución acuosa en la mayoría de los casos, y (3) una conexión eléctrica entre los electrodos. El ánodo experimenta una pérdida de electrones, lo que resulta en un aumento de su estado de oxidación. Esto lleva a la disolución del metal en forma de cationes en el electrolito, siendo este último el principal afectado por el fenómeno corrosivo. Por otro lado, en el cátodo, los aniones metálicos ganan electrones, reduciendo así su estado de oxidación y retornando a su estado base. La susceptibilidad de un metal a la corrosión está determinada por su potencial electroquímico, el cual varía dependiendo de la composición del electrolito. Un potencial electroquímico más positivo indica una mayor resistencia del material, mientras que un valor más negativo señala una mayor reactividad ante la corrosión. (24).

### 3.1.6 Tipos de corrosión

**Ataque uniforme:** La corrosión uniforme es la forma más habitual de deterioro de los metales. Afecta a todos los metales en diversos grados y ocurre cuando el metal experimenta una reacción química con su entorno, pero no se hace evidente hasta que una gran parte del metal ha sido afectada (24).

**Corrosión en picadura:** La corrosión por picadura, también denominada pitting, ocurre en materiales que han sido pasivados. Esto se debe a la acumulación de agentes oxidantes y al aumento del pH en áreas específicas debido a las características geométricas del sistema. Esta situación deteriora la capa pasivada, lo que facilita el desarrollo de la corrosión en esas zonas localizadas (25).

**Corrosión por fisura:** La corrosión por fisura es parecida a la corrosión galvánica y ocurre en áreas estrechas donde hay una concentración de oxígeno significativamente menor que en otras partes del sistema. En estas áreas con menor oxígeno, se induce un efecto en el que actúan como ánodos, lo que facilita el proceso corrosivo en las fisuras (25).

**Corrosión galvánica:** Sucede al unirse dos metales en presencia de una solución conductora o un electrolito. En esta situación, el metal más electronegativo se convierte en el ánodo, mientras que el metal más electropositivo o noble actúa como cátodo. Como resultado, el metal más electropositivo es el que principalmente experimenta corrosión. Estas células de corrosión galvánica se forman debido a las diferencias en el potencial electroquímico entre los metales, ya sea dos tipos diferentes de metales o un mismo metal en distintas áreas. La creación de estas células galvánicas puede ocurrir en diversas condiciones, como variaciones en el pH, la rugosidad de la superficie y el trabajo del material debido a dobleces repetidos. Un factor crucial es la relación de área entre el ánodo y el cátodo; cuanto mayor sea esta relación, más rápida será la velocidad de corrosión. (26).

**Corrosión por cavitación:** Suele presentarse en sistemas de transporte de líquidos que están fabricados con materiales pasivados. Este fenómeno ocurre debido a cambios de presión en el sistema, generando flujos turbulentos que originan la formación de burbujas de aire. Estas burbujas colapsan violentamente contra el material del sistema, dañando la capa de pasivación y promoviendo así la corrosión. Este proceso es similar a la corrosión por picaduras, pero en el caso de la cavitación, los efectos destructivos suelen ser de mayor magnitud. (27).

**Corrosión desgarrante:** Este tipo de corrosión describe el proceso que se produce en áreas de material sometidas a carga, similar a la interfaz entre una ranura y un arco. Se caracteriza por la presencia de grietas, poros grandes y signos de delaminación, probablemente causados por la fricción generada durante el movimiento. Se observa una degradación significativa de la estructura granular con una reducción en su tamaño. Este aspecto no se reproduce en experimentos de laboratorio (28).

**Corrosión microbiológica:** La corrosión microbiológica, también conocida como biocorrosión, es un tipo de deterioro de materiales causado por la actividad de microorganismos, como bacterias, hongos, algas u otros organismos biológicos. Estos microorganismos pueden producir ácidos, enzimas u otros compuestos que facilitan la corrosión de metales y otros materiales. Este tipo de corrosión puede ocurrir en una amplia variedad de entornos, como sistemas de agua, suelos, estructuras subterráneas, e incluso en ambientes marinos. La biocorrosión puede presentarse en instrumentos médicos, especialmente en aquellos que están en contacto con fluidos corporales (28).

**Corrosión por estrés:** La corrosión por estrés puede ocurrir en ortodoncia debido a la tensión generada por los aparatos ortodónticos, como los arcos, al estar sujetos a los brackets adheridos a los dientes. Este estrés mecánico puede causar deformación en los materiales metálicos utilizados, lo que puede aumentar su susceptibilidad a la corrosión. Además, la combinación de saliva, alimentos y bacterias en la boca crea un ambiente corrosivo que puede acelerar el proceso de corrosión en áreas donde se concentra el estrés, como en los puntos de contacto entre los brackets y los arcos. Esto puede llevar a la formación de grietas, fracturas o pérdida de integridad de los materiales ortodónticos, lo que puede afectar negativamente el tratamiento ortodóntico y la salud bucal del paciente (29).

**Corrosión por fatiga:** La corrosión por fatiga podría relacionarse con un tratamiento de ortodoncia en situaciones donde los materiales utilizados en los brackets y los alambres de los arcos estén sometidos a cargas cíclicas repetitivas. Durante el proceso de masticación y otros movimientos de la boca, los brackets y los alambres pueden experimentar tensiones repetidas. Esta carga cíclica podría acelerar la corrosión de los materiales ortodónticos, especialmente en áreas donde se forman microgrietas o defectos debido al estrés repetido (30).

### 3.1.7 Métodos electroquímicos

Los métodos electroquímicos son técnicas analíticas que se basan en la medición de corrientes eléctricas generadas por reacciones electroquímicas que ocurren en una celda electroquímica. Estos métodos implican el uso de electrodos para llevar a cabo las reacciones químicas y la medición de corrientes eléctricas o potenciales para determinar las concentraciones de especies químicas en solución, la cinética de las reacciones, la resistencia a la corrosión de los materiales, entre otros parámetros. Algunos de los métodos electroquímicos más comunes incluyen la voltamperometría, la resistencia a la polarización, la espectroelectroquímica, la impedancia electroquímica y la cronoamperometría, entre otros. Los métodos electroquímicos se dividen principalmente en dos grupos:

1. **Métodos potenciométricos:** Estos métodos se basan en la medición del potencial eléctrico entre dos electrodos en una celda electroquímica. La potenciometría se utiliza para determinar el potencial de electrodo de una

reacción, la concentración de especies químicas en solución y para estudiar equilibrios redox.

2. **Métodos amperométricos:** En estos métodos, se mide la corriente eléctrica que fluye entre los electrodos de una celda electroquímica a un potencial fijo o en respuesta a un potencial aplicado. La voltamperometría y la polarografía son ejemplos de técnicas amperométricas que se utilizan para estudiar la cinética de reacciones electroquímicas, determinar la concentración de analitos y caracterizar la composición de muestras (31).

### 3.1.8 Corriente eléctrica en la corrosión metálica

La corriente eléctrica puede tomar dos formas: continua, cuando su intensidad permanece constante, y alterna, cuando la dirección de la diferencia de potencial cambia a intervalos regulares. En la electrólisis, un fenómeno estudiado en la física, se analiza la conducción eléctrica en líquidos acompañada de reacciones químicas. Este proceso revela la presencia de iones libres en el líquido conductor o electrolito, donde tiene lugar el intercambio iónico. En la conducción de la corriente en un electrolito, se utilizan dos conductores, conocidos como electrodos: el cátodo, conectado al polo negativo, y el ánodo, conectado al polo positivo. En el electrolito, los iones negativos se dirigen hacia el ánodo, donde pierden su carga y se convierten en átomos, mientras que los iones positivos se dirigen hacia el cátodo, donde ganan electrones y también se convierten en átomos. Para realizar la electrólisis bajo un potencial controlado, se emplea un dispositivo capaz de generar energía eléctrica de manera regulada, conocido en el mercado como potencióstato-galvanostato, junto con una célula o celda electroquímica que posee una tapa con varias aperturas o cavidades, para introducir/colocar los tres electrodos, y si es necesario para colocar una línea de nitrógeno, un termómetro, etc. (32).

### 3.1.9 Potencióstato

Un potencióstato es un dispositivo utilizado en electroquímica para controlar y medir con precisión el potencial eléctrico entre un electrodo de trabajo y un electrodo de referencia, mientras se aplica una corriente controlada a través del sistema electroquímico de tres electrodos: Electrodo de trabajo (cátodo-metal a analizar), contraelectrodo (ánodo, malla de platino) y el electrodo de referencia (Ag/AgCl). Este dispositivo es esencial para llevar a cabo experimentos, como la voltamperometría y la resistencia a la polarización, donde es necesario mantener un potencial constante o aplicar un potencial controlado durante el curso de la experimentación (33).

### 3.1.10 Voltametría cíclica

La voltametría cíclica es una técnica electroquímica utilizada para estudiar las propiedades redox de una muestra. En esta técnica, se aplica un potencial variable de forma lineal y cíclica a través de un rango específico a un electrodo de trabajo,

mientras se registra la corriente resultante. El potencial se varía de manera lineal y continua en una dirección, luego se invierte y se varía de manera lineal en la dirección opuesta. Esto crea un ciclo de potencial-versus-corriente conocido como un ciclo voltamétrico.

Durante la voltametría cíclica, se pueden observar picos y valles en el gráfico de corriente versus potencial, que corresponden a las reacciones electroquímicas que tienen lugar en el electrodo de trabajo. Estos picos y valles proporcionan información sobre la cantidad de especies electroactivas presentes en la muestra, así como sobre la cinética y la termodinámica de las reacciones de reducción y oxidación también conocida como reacciones redox (33,34).

### **3.1.11 Técnica de resistencia a la polarización para mediciones de corrosión**

Una prueba de resistencia a la polarización (PR) es un método donde se estudia la velocidad de corrosión y se obtiene información sobre la resistencia a la corrosión de los materiales en un entorno acuoso. El procedimiento de resistencia a la polarización consta en aplicar al metal diferencias de potencial muy pequeñas (normalmente menos de 30 mV) por arriba y por debajo de su potencial de corrosión. En este pequeño rango en las proximidades del potencial de corrosión, la respuesta de corriente obtenida es lineal.

La magnitud de corrosión se puede calcular utilizando la ley de Faraday si se conoce la constante B. En los instrumentos existentes comerciales, B tiene un valor supuesto de aproximadamente 18 mV, y para la mayoría de las aleaciones a base de hierro, la densidad de corriente de  $1,0 \mu\text{A cm}^{-2}$  corresponde a una tasa de corrosión de aproximadamente 11  $\mu\text{m}$  por año.

La ventaja de la técnica LPR es que la medición es simple y rápida (el tiempo de respuesta es de solo unos minutos), y la tasa de corrosión se evalúa casi instantáneamente. La desventaja es que solo se puede realizar con éxito en ambientes electrolíticos acuosos relativamente limpios, y no funcionará en gases o emulsiones de agua/aceite donde la suciedad de los electrodos evitará que se realicen mediciones.

En dispositivo de tres electrodos, un electrodo sirve como muestra de prueba, el segundo como electrodo auxiliar y el tercero como electrodo de referencia contra el cual se controla con precisión el potencial de la muestra. El flujo de corriente es a través del electrodo de prueba y el electrodo auxiliar. Tal sonda minimiza los errores debidos a la caída de Ohmic (IR) y es particularmente adecuada para líquidos con mala conductividad iónica (35).

### 3.1.12 Efectos adversos de la corrosión en el cuerpo humano

La cavidad bucal, con sus propias características fisiológicas, térmicas, microbiológicas y bioquímicas, constituye un ambiente ideal para la biodegradación de los materiales dentales. La biodegradación en sí se ve fuertemente favorecida por alimentos y bebidas que promueven aún más la corrosión. Una dieta rica en cloruro de sodio y bebidas carbonatadas ácidas proporciona un aporte regular de sustancias corrosivas. La terapia de ortodoncia se realiza con un aparato fijo cuyos componentes están hechos de diversas aleaciones. La corrosión bucal provoca la liberación de muchos iones diferentes. Estos iones ingresan al sistema biológico de la cavidad bucal y afectan los tejidos circundantes. Pueden producirse numerosos efectos secundarios, que van desde reacciones de hipersensibilidad y proliferación de tejidos hasta citotoxicidad y genotoxicidad. La citotoxicidad es un mecanismo de toxicidad mediado inmunológicamente que produce muerte celular local ya sea por apoptosis o necrosis.

La genotoxicidad o teratogenicidad es un proceso que puede causar malformaciones en el feto durante el embarazo y afectar su desarrollo futuro. Una sustancia genotóxica o teratogénica tiene la capacidad de producir malformaciones en el feto y afectar el desarrollo del niño. En cuanto a los materiales dentales, se ha observado que se liberan de forma gradual y lenta, lo que hace poco probable que alcancen concentraciones significativas para causar efectos teratogénicos.

La alergia e hipersensibilidad se refieren a respuestas inmunológicas exageradas a sustancias que generalmente no son nocivas para el cuerpo humano. En el contexto de los materiales dentales, hay cuatro tipos principales de reacciones alérgicas que pueden ocurrir por contacto: las reacciones anafilácticas, que son mediadas por la inmunoglobulina E; las reacciones citotóxicas, que son mediadas por la inmunoglobulina M o G; las reacciones mediadas por complejos inmunes y activación del complemento; y las reacciones de hipersensibilidad retardada, que son mediadas por linfocitos T.

La alergia de contacto se basa en compuestos de bajo peso molecular que se vuelven inmunogénicos al interactuar con proteínas del organismo huésped. Esto da lugar a la formación de antígenos que desencadenan la sensibilización de las células del sistema inmunológico. Las características principales de la alergia de contacto incluyen su naturaleza adquirida, su especificidad, su capacidad para generar memoria inmunológica y su capacidad de ser modulada por células. Un requisito previo para que se desarrolle la alergia de contacto es que exista una unión estable entre el metal o la sal y la porción proteica que posee electrones (36).

El níquel es un metal muy extendido en el medio ambiente, un nutriente esencial, pero también un alérgeno de contacto muy común. La alergia al níquel ocurre con más frecuencia que las alergias a otros metales en general. La prevalencia de la alergia al níquel se ha estimado en un 28,5% de la población general y no puede considerarse un riesgo potencial bajo (37).

Debido a su alta biocompatibilidad, anteriormente se consideraba que el titanio no tenía potencial alérgico; sin embargo, algunos autores informan que el titanio puede ser erosivo si coexiste con otros tipos de metales o cuando se expone a iones de fluoruro en un ambiente ácido. Esto sugiere que durante el tratamiento de ortodoncia que incluye la presencia de varios tipos de aleaciones metálicas en los medios de la cavidad bucal, pueden ocurrir reacciones de este tipo (38).

### **3.2 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS**

Huang y cols., en 2005 presentaron un estudio donde se investiga la resistencia a la corrosión de arcos de níquel-titanio (NiTi) mediante un ensayo potenciodinámico cíclico en saliva artificial con diversas acideces. Incubados durante 15 días a 37 °C. Los ensayos de corrosión mostraron que tanto el fabricante del alambre como el pH de la solución tenían una influencia estadísticamente significativa en el potencial de corrosión, la velocidad de corrosión, la corriente pasiva, el potencial de ruptura y la susceptibilidad a la corrosión por grietas. Se menciona la necesidad de evaluar distintas aleaciones de arcos ante distintos pH para evaluar la corrosión que puedan presentar (39).

Figueira y cols., en 2008 evaluaron la susceptibilidad de muestras comerciales de NiTi a la resistencia a la corrosión y el efecto del pH en el comportamiento de corrosión en solución con diferentes valores de pH. Aunque el aumento del valor de pH provocó una disminución del potencial de corrosión, no se detectaron diferencias significativas en el comportamiento pasivo para el rango de pH estudiado, lo que permite concluir que el NiTi presenta una buena resistencia a la corrosión. Sin embargo, es bien sabido que durante un tratamiento de ortodoncia no solamente puede utilizarse un tipo de aleación, sino que se hace hincapié que sean evaluadas otras aleaciones a la corrosión (40).

En 2009 Nadav Segal y cols., estudiaron el efecto del estrés y la transformación de fase sobre las propiedades de corrosión de un alambre de ortodoncia superelástico de níquel-titanio. Se le aplicaron 3 puntos de flexión al arco, se aplicó saliva artificial a 37°C durante dos horas para realizar pruebas electroquímicas. El estrés aumentó la velocidad de corrosión en los alambres de ortodoncia de níquel-titanio y beta-titanio. Las alteraciones en la tensión/deformación asociadas con la transformación de fase en níquel-titanio superelástico podrían alterar la velocidad de corrosión de maneras diferentes a las de los arcos que no experimentan transformación de fase (41).

G. Perinetti y cols., evaluaron en 2010 la cantidad de 110 arcos de sección rectangular de aleación de níquel-titanio (NiTi), 55 de cada uno de los siguientes: Thermaloy® y NeoSentalloy®. Cada uno de estos se dividió en cinco subgrupos iguales. Uno de estos cinco subgrupos no se sometió a ningún tratamiento y sirvió como control, mientras que los otros cuatro se sometieron a 30 días de incubación a 37°C en saliva artificial fluorada (FS) a 1500 ppm de fluoruro de tratamiento solo (dos subgrupos) o combinado con una sesión de termociclado (FS + Th). Se

realizaron análisis de la topografía de la superficie y las propiedades de tracción mediante microscopía electrónica de barrido (una muestra por subgrupo), microscopía de fuerza atómica y una máquina de ensayo universal para la resistencia a la tracción última. se encontraron diferencias significativas en la rugosidad de la superficie y la resistencia a la fractura entre los dos tipos de arcos (Thermalloy® y NeoSentalloy®) bajo diferentes condiciones de tratamiento. Se observó un aumento en la rugosidad de la superficie a pH 3.5 para ambos tratamientos, Los parámetros de superficie no mostraron cambios significativos entre los dos tratamientos en las condiciones iniciales y a pH 3.5, aunque se observaron aumentos leves en los arcos tratados en general (42).

En el estudio de 2013 de Mirjalili y cols., compararon el comportamiento corrosivo del Niti y el acero inoxidable en presencia de iones de fluoruro, en donde los resultados revelaron que el Nitinol no mostró corrosión por picadura en la solución de saliva, sin embargo, el acero ss304 si mostró corrosión por picadura, mientras que los iones de flúor tienen un efecto deterioro en el efecto de corrosión en el Nitinol. Mencionan que es importante también considerar que en un medio hostil como la cavidad oral se debe contemplar que el pH salival varía y no se mantiene constante (43).

En 2018 el estudio de Konrad Małkiewicz y cols., compararon la resistencia a la corrosión de arcos de ortodoncia hechos de acero inoxidable, aleaciones de titanio molibdeno y níquel titanio de la marca 3M. El estudio se realizó en condiciones de laboratorio utilizando diferentes técnicas de análisis, como pruebas potenciodinámicas, pruebas de espectroscopía de impedancia electroquímica y pruebas de espectroscopía de reflectancia cercana. Los resultados de estas pruebas se analizaron para determinar la resistencia a la corrosión de cada aleación. Los resultados del estudio indican que la aleación de acero inoxidable es la más susceptible a la corrosión debido a sus fluctuaciones de temperatura, cambios de pH, alta humedad y acción de fuerzas mecánicas. Por otro lado, las aleaciones de titanio molibdeno y níquel titanio mostraron una mayor resistencia a la corrosión en comparación con el acero inoxidable (44).

En 2020 Zigante M. y cols., evaluaron hasta qué punto la sintomatología, la edad y el sexo autoinformados son predictores de sensibilización alérgica al titanio y al níquel en pacientes en tratamiento con aparatos de ortodoncia fijos. El estudio analizó 228 pacientes de entre 11 y 45 años, el 68% de ellos eran mujeres y el 52% eran adolescentes. Las pruebas de sensibilización alérgica incluyeron prueba epicutánea de titanio, dióxido de titanio, oxalato de titanio, nitrato de titanio y sulfato de níquel. Se utilizó el cuestionario sobre síntomas potencialmente relacionados con la sensibilización al titanio y al níquel. La prevalencia de sensibilización alérgica al titanio en pacientes sometidos a tratamiento de ortodoncia fue del 4% (2% sólo al titanio sin níquel) mientras que al níquel del 14% (12% níquel sin titanio). Los síntomas relacionados con la sensibilización alérgica al níquel o al titanio fueron debilidad del sentido del olfato y/o del gusto, hinchazón de la lengua o la cara y ojos llorosos (45).

Papaioannou P. y cols., en 2021 tuvieron como objetivo crear una nueva configuración confiable para evaluar los alambres de ortodoncia disponibles comercialmente. el estudio incluye varias técnicas como: la prueba de potencial de circuito abierto seguido de 5 ciclos de voltamperometría cíclica para materiales de aleaciones metálicas de NiTi y Acero inoxidable. La prueba electroquímica y la caracterización del comportamiento frente a la corrosión de los alambres se calcularon mediante curvas electroquímicas a pH = 1. Dentro de sus resultados demuestran que el NiTi fue la aleación que sufrió más corrosión. Una debilidad del estudio es que solo se evaluó con un pH extremadamente bajo, cosa que es poco probable encontrar esa condición en la cavidad oral. Aportan un protocolo que es un paso para una mejor comprensión y evaluación del comportamiento de corrosión de los alambres de ortodoncia (46).

#### **4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

El resultado satisfactorio de un tratamiento ortodóncico depende de varios aspectos, como un diagnóstico preciso, la elección adecuada de los dispositivos utilizados, la aplicación correcta de técnicas biomecánicas, la utilización de materiales de alta calidad y la adherencia del paciente a las indicaciones proporcionadas por el ortodoncista, además de otros factores externos relevantes. La corrosión de los arcos de ortodoncia representa una problemática en términos de estabilidad del material como de salud oral. La corrosión puede provocar cambios en la estructura y la apariencia de los arcos, así como la liberación de iones metálicos en la cavidad oral. Estas partículas pueden tener efectos indeseables, como la acumulación de placa bacteriana, la irritación de los tejidos blandos o incluso reacciones alérgicas en personas sensibles a ciertos metales. Algunos de los síntomas más comunes presentados en pacientes con reacciones a ciertos metales son inflamación de la lengua, de la cara, ojos llorosos, urticaria, debilidad del sentido del gusto y el olfato. Conociendo el riesgo a la salud, es de carácter inquietante e importante evaluar distintas aleaciones metálicas utilizadas en los arcos metálicos ortodóncicos brindando el beneficio de aportar información importante a los profesionales del área para la toma de decisiones en los tratamientos y así elegir los mejores materiales para sus pacientes. Será necesario comparar aleaciones metálicas más usadas durante un tratamiento de ortodoncia y a su vez comparar ciertas marcas que se encuentran en el mercado internacional y nacional para saber si comparten características ideales ante la corrosión por exposición de diferentes pH de saliva.

##### **4.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN**

¿Existe diferencia en el comportamiento corrosivo de los diferentes arcos de ortodoncia de Acero Inoxidable, NiTi, TMA y CuNiTi en saliva artificial con pH neutro y ácido?

## **5. JUSTIFICACIÓN**

Debido a la gran variedad de aleaciones metálicas existentes en el mercado, es fundamental evaluar el nivel de corrosión de arcos ortodóncicos de las principales aleaciones empleadas durante el tratamiento de ortodoncia, como lo son el Acero Inoxidable, NiTi, TMA y CuNiTi, para así entender mejor su comportamiento corrosivo y brindar al ortodoncista evidencia que le sea útil a la toma de decisiones para aplicaciones clínicas.

La corrosión de las aleaciones dentales es el factor principal que contribuye a la toxicidad, las reacciones alérgicas y los posibles efectos carcinogénicos, ya que este proceso es el responsable de liberar los compuestos asociados a dichos riesgos. Actualmente se sabe que el Níquel es un alérgeno de contacto muy común, pero existen distintos metales en aleaciones que son importante evaluar ante el potencial de corrosión que pueden presentar dentro de la cavidad oral y contemplar que pueden liberar iones metálicos generando reacciones hipersensibles en el cuerpo humano.

Por otra parte, la evaluación del nivel de corrosión de arcos de ortodoncia en condiciones *in vivo* puede presentar limitaciones debido a la variabilidad de los factores orales individuales. Por lo tanto, es relevante llevar a cabo una investigación *in vitro*, utilizando saliva artificial con un pH específico que nos permita establecer condiciones controladas y estandarizadas para evaluar el comportamiento de dichas aleaciones metálicas.

## **6. HIPÓTESIS**

### **6. 1 Hipótesis científica**

Los arcos ortodóncicos de aleaciones de acero inoxidable, CuNiTi, NiTi y TMA sufren diferentes comportamientos corrosivos en saliva artificial en pH ácido o pH neutro.

### **6. 2 Hipótesis nula**

Los arcos ortodóncicos de aleaciones de acero inoxidable, CuNiTi, NiTi y TMA no sufren diferentes comportamientos corrosivos en saliva artificial en pH ácido o pH neutro.

## **7. OBJETIVOS**

### **7.1 Objetivo general**

Comparar el comportamiento corrosivo de arcos ortodóncicos de CuNiTi, NiTi, acero inoxidable y TMA en saliva artificial de pH neutro y ácido

## 7.2 Objetivos específicos

- Comparar el comportamiento corrosivo de las aleaciones
- Identificar el comportamiento corrosivo de los arcos de CuNiTi ante saliva artificial de pH ácido y neutro
- Identificar el comportamiento corrosivo de los arcos de NiTi ante saliva artificial de pH ácido y neutro
- Identificar el comportamiento corrosivo de los arcos de TMA ante saliva artificial de pH ácido y neutro
- Identificar el comportamiento corrosivo de los arcos de Acero Inoxidable ante saliva artificial de pH ácido y neutro

## 8. MATERIALES Y MÉTODOS

### 8.1 Diseño del estudio

<b>Diseño</b>	Experimental Prospectivo Longitudinal Analítico <i>In vitro</i>
---------------	---

### 8.2 Población y muestra

**Tipo de muestreo:** Muestreo no probabilístico por conveniencia.

**Población:**

Compañías nacionales: TD Orthodontics™ y Borgatta™

Compañías internacionales: Ormco™ y American Orthodontics™

- Arco de ortodoncia de acero inoxidable de las marcas: TD Orthodontics™, Borgatta™, Ormco™ y American Orthodontics™
- Arco de ortodoncia de NiTi de las marcas: TD Orthodontics™, Borgatta™ y American Orthodontics™
- Arco de ortodoncia de CuNiTi de las marcas: TD Orthodontics™, Ormco™ y American Orthodontics™
- Arco de ortodoncia de TMA de las marcas: TD Orthodontics™, Ormco™ y American Orthodontics™

\* El arco de ortodoncia de NiTi de la marca Ormco™ no pudo ser conseguido para este estudio por ausencia del producto del distribuidor del estado de Puebla, México.

\* Borgatta™ no ofrece las aleaciones de CuNiTi y TMA.

**Muestra:**

- 1 arco 0.019x 0.025” de acero inoxidable de TD Orthodontics™
- 1 arco 0.019x 0.025” de acero inoxidable de Borgatta™
- 1 arco 0.019x 0.025” de acero inoxidable de Ormco™
- 1 arco 0.019x 0.025” de acero inoxidable de American Orthodontics™
- 1 arco 0.016”x 0.022” de NiTi de TD Orthodontics™
- 1 arco 0.016”x 0.022” de NiTi de Ormco™
- 1 arco 0.016”x 0.022” de NiTi de American Orthodontics™
- 1 arco 0.014x 0.025” de CuNiTi de TD Orthodontics™
- 1 arco 0.014x 0.025” de CuNiTi de Ormco™
- 1 arco 0.014x 0.025” de CuNiTi de American Orthodontics™
- 1 arco 0.017x 0.025” de TMA de TD Orthodontics™
- 1 arco 0.017x 0.025” de TMA de Ormco™
- 1 arco 0.017x 0.025” de TMA de American Orthodontics™

**8.3 Criterios de selección**

*Tabla 1. Criterios de selección, inclusión, exclusión y eliminación.*

<b>Criterios de selección</b>	<p><b>Criterios de inclusión:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Arco ortodoncicos prefabricados y nuevos</li> <li>• Arcos de acero inoxidable</li> <li>• Arcos de CuNiTi</li> <li>• Arcos de NiTi</li> <li>• Arcos de TMA</li> </ul> <p><b>Criterios de exclusión:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Arcos previamente usados</li> <li>• Arcos con defectos en fabricación</li> <li>• Arcos de otras aleaciones</li> </ul> <p><b>Criterios de eliminación:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Arcos fracturados</li> <li>• Arcos doblados</li> </ul>
-------------------------------	--

## 8.4 Variables

Tabla 2. Variables

Variable	Definición Operacional	Unidades de Medición	Estadística a Utilizar
<b>Variables Independientes</b>			
Tipo de Material de Arco	El tipo de material de arco ortodóncico utilizado en el estudio, [ <b>cuniti, niti, acero inoxidable y TMA.</b> ]	Categórica (Nominal Policotómica)	Análisis estadístico descriptivo
pH de la Saliva Artificial	El nivel de pH de la saliva artificial utilizado en el estudio. [ <b>neutro o ácido.</b> ]	Categórica (Nominal Dicotómica)	No aplica
<b>Variable Dependiente</b>			
Corrosión de Arcos	La tasa de corrosión experimentada por los arcos ortodóncicos en cada condición de estudio [ <b>cm/h y cm/mes</b> ] Se toma como referencia el potencial de reducción que tiene cada elemento metálico.	Cuantitativa por razón continua Elemento / Potencial de reducción original Ni <sup>2+</sup> = -0.257v Cu <sup>2+</sup> = 0.342v Cu <sup>1+</sup> = 0.520v Ti <sup>2+</sup> = -0.163v Ti <sup>3+</sup> = -0.37v Fe <sup>2+</sup> = -0.44v Fe <sup>3+</sup> = -0.037v	Estadística descriptiva (media, desviación estándar) y pruebas de diferencia (ANOVA)
Cambios en la superficie	Observación de la superficie de los arcos bajo el microscopio electrónico de barrido antes y después de la prueba de corrosión. <b>Se reportará si hay o no cambios</b>	Cualitativa (nominal dicotómica)	No aplica

## 8.5 Concordancia y fiabilidad

Las pruebas se llevaron a cabo en equipos calibrados y por el experto encargado del manejo y cuidado de los mismos. El estudiante recibió capacitación sobre el funcionamiento de los equipos, la preparación de las muestras y la interpretación de los resultados. Agradecemos al Dr. Miguel Ángel Contreras Ruiz por su apoyo en el manejo del potencióstato y al Dr. Rutilo Silva González en el manejo del SEM.

## 8.6 Ubicación espacio temporal

Las pruebas se llevaron a cabo en el Laboratorio de Materiales Semiconductores para Aplicaciones Fotovoltaicas del Instituto de Física “Ing. Luis Rivera Terrazas” de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.

## 8.7 Procedimientos, técnicas y fuentes de recolección.

Consistió en dos fases

### 1. Simulación de corrosión

**Instrumento:** Potenciostato Reference 600 GAMRY INSTRUMENTS™.

Las mediciones del procedimiento electroquímico se realizaron por igual en las muestras en saliva artificial de pH 4.0 (ácido) y pH 7.1 (neutro), utilizando el potenciostato Reference 600 GAMRY INSTRUMENTS™ conectado a una computadora personal. Para ejecutar las mediciones se utilizó el software Framework Echem Analyst de GAMRY INSTRUMENTS™, EE. UU. (Warminster, PA, EE. UU) en Windows.

### 2. Análisis de superficie, espectro EDS y mapeo químico elemental.

**Instrumento:** Microscopio electrónico de barrido JEOL™ modelo JSM-7800F Schottky Field Emission.

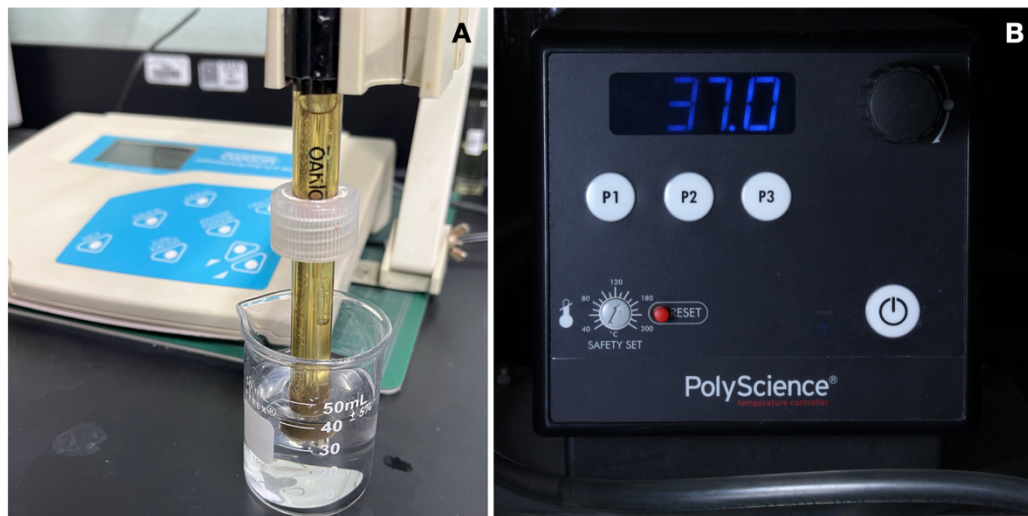
El análisis de superficies se lleva a cabo mediante un microscopio electrónico de barrido (SEM), una poderosa herramienta de imágenes que permiten ver detalles extremadamente pequeños de materiales con grandes amplificaciones, excelente claridad y profundidad de campo. Se diferencian enormemente de los microscopios ópticos convencionales, como el microscopio óptico, ya que éstos utilizan electrones para crear imágenes en lugar de luz.

La espectroscopía de rayos X de dispersión de energía (EDS) es una técnica analítica utilizada para la identificación y cuantificación de elementos químicos en una muestra.

El mapeo químico elemental es una técnica utilizada para visualizar y cuantificar la distribución espacial de los elementos químicos presentes en una muestra. Se obtienen imágenes detalladas sobre la composición y distribución de elementos químicos y poder analizar la estructura de materiales a nivel microscópico.

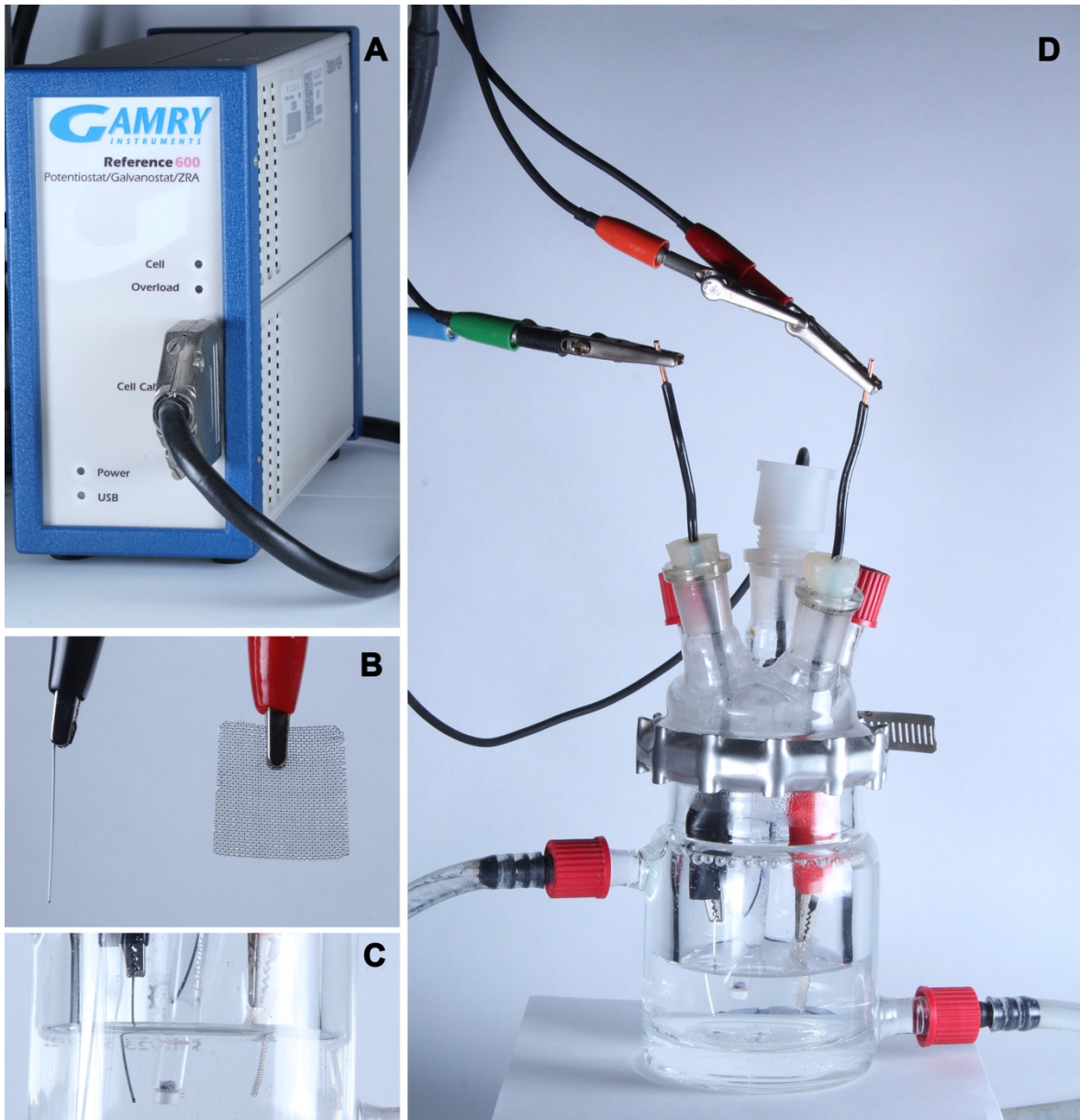
### 8.7.1 Procedimiento de la simulación de corrosión electroquímica

1. Cada arco ortodóncico seleccionado se seccionó con una pinza de corte recto de alicate a la medida de 3cm. Se obtuvieron 3 trozos de cada arco metálico ortodóncico:
  - Trozo #1 (control): No se realizó la prueba con el potencióstato
  - Trozo #2 (pH neutro)
  - Trozo #3 (pH ácido)
2. Cada muestra fue pesada antes y después del proceso electroquímico en una balanza analítica A&D Weighing™ modelo MB-5.
3. El electrolito utilizado fue saliva artificial Viarden™, el pH fue medido con un medidor de pH digital Oakton™ 510 series y se estableció como pH neutro: 7.1 (Figura 1 A).
4. Para el electrolito de pH ácido, se agregó a la saliva artificial ácido láctico al 85% para obtener un pH de 4.0.
5. Se procedió a limpiar con acetona la superficie de cada muestra
6. Las muestras, excepto la muestra control, se mantuvieron inmersas en el electrolito el cual se mantuvo a una temperatura de 37°C por medio de un recirculador de la marca PolyScience™ (Figura 1 B).
7. Cada muestra experimental fue conectada al electrodo de trabajo de un extremo y ajustado de tal manera que quede sumergido el 50% de la muestra en el electrolito, de igual manera se utilizó el electrodo de Ag/AgCl como electrodo de referencia  $E^0(0.197 \text{ mV vs SHE})$  y como contraelectrodo una malla de platino (Figura 2).



Imágenes propias

**Figura 1.** (A) medidor de pH digital Oakton™ 510 series. (B) recirculador manteniendo temperatura fija a 37°C de la marca PolyScience™.



Imágenes propias

**Figura 2. Montaje en el potenciostato.** (A) Potenciostato Reference 600 GAMRY INSTRUMENTS™. (B) Electrodo de trabajo (caimán negro) sujeta la muestra, Contraelectrodo, malla de platino (caimán rojo). (C) Electrodo de referencia (Cloruro de Plata E(Ag/AgCl) la muestra sumergida en su 50% en el electrolito al igual que el contraelectrodo. (D) Montaje en la celda experimental del potenciostato, en el exterior están conectadas las mangueras dirigidas al recirculador de temperatura.

8. El procedimiento de la prueba electroquímica se basó en el protocolo de Papaioannou P, et al., para simular el comportamiento de corrosión de los alambres de ortodoncia, el cual comienza con 10 minutos de potencial de circuito abierto (OCP) hasta que la superficie alcanzó un estado estable.
9. Seguido de voltamperometría cíclica (CV) en el rango entre  $-0,6$  y  $1,0$  V vs. Ag/AgCl en direcciones anódica y catódica. Con una velocidad de barrido

de 10 mV/s. Se realizaron cinco ciclos. Se midió la corriente producida en la superficie. Cuando el voltaje recorre en dirección anódica, se genera corrosión en la superficie de la muestra. Los iones metálicos y los electrones se producen debido a la oxidación. Los iones metálicos se disuelven en la solución mientras que los electrones dan lugar a una carga negativa en la superficie de la muestra. La carga negativa de la superficie atrae positivamente las partículas cargadas de la solución y los iones metálicos producen una capa pasiva. Cuando el voltaje circula en dirección catódica, se produce una reducción que conduce a la destrucción de la capa protectora pasiva. Los electrones pueden reaccionar con los iones de hidrógeno que se encuentran en el electrolito ácido, el agua y el oxígeno. Los iones de hidróxido formados pueden reaccionar con iones metálicos. Estas reacciones pueden producir hidrógeno gaseoso y productos de hidróxido.

10. Se midió la OCP nuevamente durante 10 minutos (OCP-2).
11. El último paso fue la simulación por la resistencia a la polarización a 300 mV versus OCP o 750 mV versus OCP durante 1200 segundos para determinar la velocidad de corrosión de las muestras experimentales.
12. De cada muestra experimental se obtuvieron 3 principales gráficas: de voltametría cíclica (Figura 4 y 5), resistencia a la polarización (Figura 6 y 7) y Log Vs E. (figura 8 y 9) interpretación de las curvas proporciona información sobre el comportamiento de corrosión a través del proceso de envejecimiento electroquímico realizado en cada muestra experimental.
13. Por medio del desarrollo de una ecuación matemática se realizó el cálculo de la cantidad de corrosión en centímetros que se pueden llegar a correr las aleaciones por hora por un periodo de tiempo de 30 días como rango de tiempo.

$$Corrosion\ Rate = \frac{Weight\ Loss}{(Area)(Time)(Density)} = 0$$

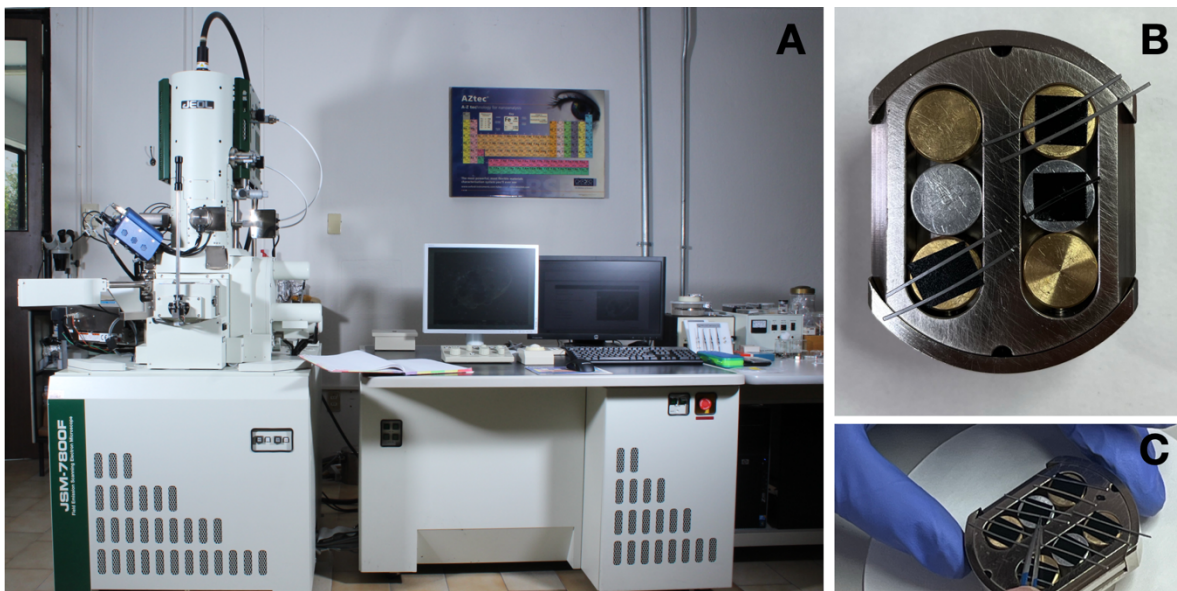
Donde *Corrosion Rate* es la tasa de corrosión, *Weight Loss* es la pérdida del peso que las muestras sufrieron en el proceso de envejecimiento electroquímico, *Area* es el área total de la muestra, *Time* es el tiempo total que se llevó a cabo la prueba electroquímica de resistencia a la polarización y *Density* es el valor de la densidad que describe la cantidad de masa contenida en un volumen determinado, en este caso de cada muestra.

### 8.7.2 Microscopía electrónica de barrido y mapeo elemental de composición química.

1. Cada muestra se limpió con agua desionizada y se cortó una parte de aproximadamente 2cm de largo con pinzas de corte recto para ser colocados en el porta muestras del microscopio.

2. Se obtuvieron imágenes de la superficie de las muestras experimentales y las muestras control a 65x, 100x, 200x, 500x a 15kV utilizando microscopio electrónico de barrido de la marca JEOL™ modelo JSM-7800F Schottky Field Emission.
3. Se obtuvieron espectros EDS de la composición química elemental de cada aleación lo cual se utilizó para comparar los cambios de elementos entre muestras experimentales vs control.
4. Se obtuvieron imágenes de un mapeo químico elemental para observar la distribución de elementos en el arco control con los arcos que fueron experimentales.

La misma metodología se realizó en todas las muestras experimentales.



Imágenes propias

**Figura 3.** (A) microscopio electrónico de barrido JEOL JSM-7800F Schottky Field Emission. (B, C) Distribución de las muestras en la porta muestra para ser colocadas en SEM.

## 8.8 Análisis estadístico

La captura de los datos se llevó a cabo en Microsoft Excel 2019.

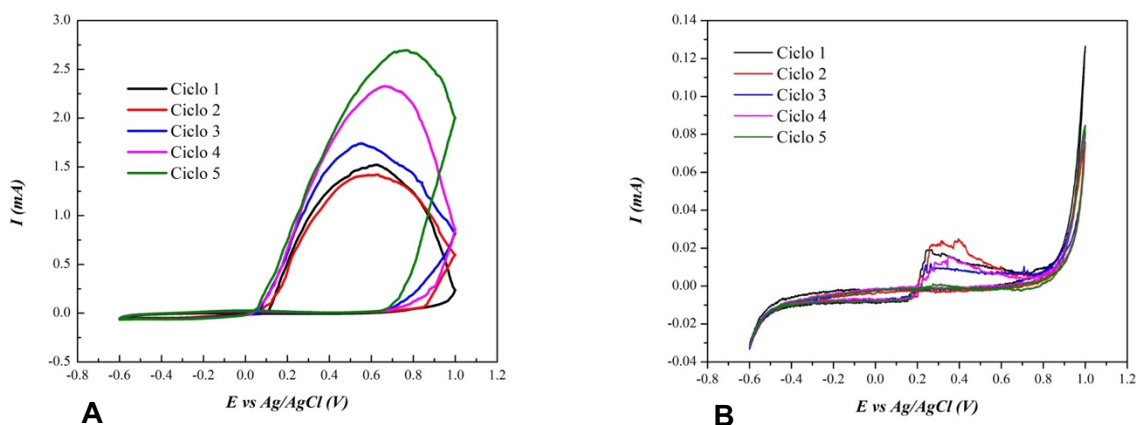
Se llevó a cabo la estadística descriptiva y distribución de los datos tanto de la corrosión de pH ácido como de corrosión pH neutro comparando los 4 grupos correspondientes a las aleaciones acero inoxidable, NiTi, CuNiTi y TMA, utilizando el software Jamovi. Se realizó pruebas de ANOVA de una vía para analizar las aleaciones entre sí, también, para comparar cada aleación entre las marcas junto con una prueba de T de student para grupos independientes.

## 9. RESULTADOS

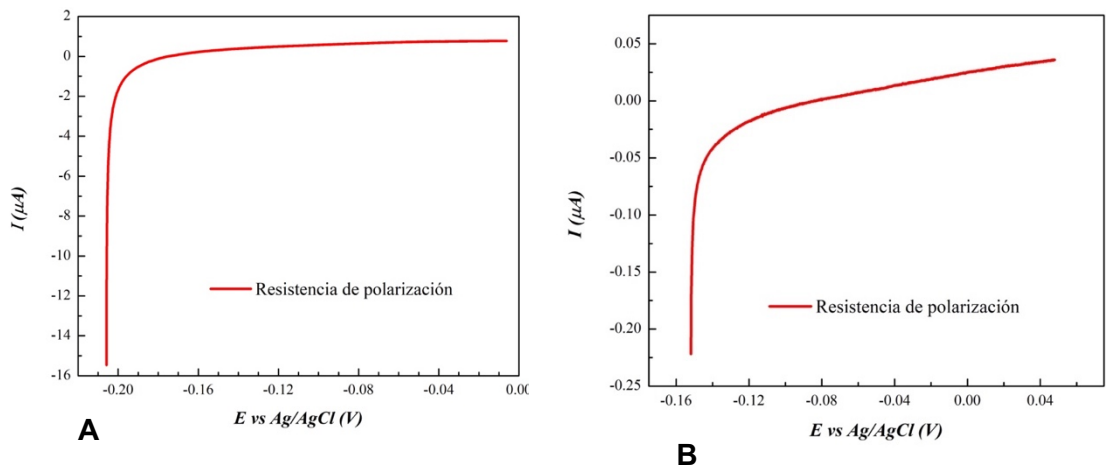
### 9.1 Procedimiento de envejecimiento electroquímico

Después de cada prueba electroquímica se obtuvieron datos que fueron utilizados para obtener 3 principales gráficas de cada muestra: voltametría cíclica, resistencia a la polarización y Log Vs E. Se obtuvieron datos para realizar ecuaciones y calcular la tasa de la corrosión por cm que sufren cada una de las muestras.

La voltamperometría cíclica se utilizó para determinar el potencial (V) en el cual ocurren las reacciones de oxidación. Se aprecian distintas formas en las curvas cuando se realiza el experimento con pH neutro y pH ácido. Las curvas en medio son las señales de oxidación de la muestra. Cada curva demuestra que hay una dinámica en el material de la muestra, durante cada ciclo la superficie del material va cambiando (deteriorando). En la figura 4 A. la curva de la mayoría de los ciclos comienza a ascender en cuando hay un valor de 0.2 V y llega a su pico más alto en los ciclos 1, 2 y 3 a los 0.6V, en los ciclos 4 y 5 a los 0.7 V. En la Figura 4 B. hay un cambio donde las curvas comienzan a ascender por una reacción de evolución de hidrógeno (esto se debe por las condiciones del electrolito al tener pH ácido está degradando el agua que existe en el mismo, generando hidrógeno y se expresa de manera negativo en la gráfica) y termina ascendiendo por una reacción de evolución de oxígeno (El electrolito también libera oxígeno y se expresa con un aumento positivo en la gráfica). Se observa también que a los 0.2 V tendiendo su pico más alto en la curva en el ciclo 1 los 0.2 V, el ciclo 2 a los 0.3 V en el ciclo 3 a los 0.25 V, en una saliva artificial con pH neutro el material necesita un potencial (V) mayor para poder lograr un proceso de corrosión, en el ciclo 1 el pico más alto es a 0.6V, en el ciclo 5 es a 0.7 V. En saliva pH ácido el material presenta corrosión a un potencial menor. Como conclusión, el pH ácido de la saliva artificial potencializa a que el material sufra corrosión a menor potencial aplicado.

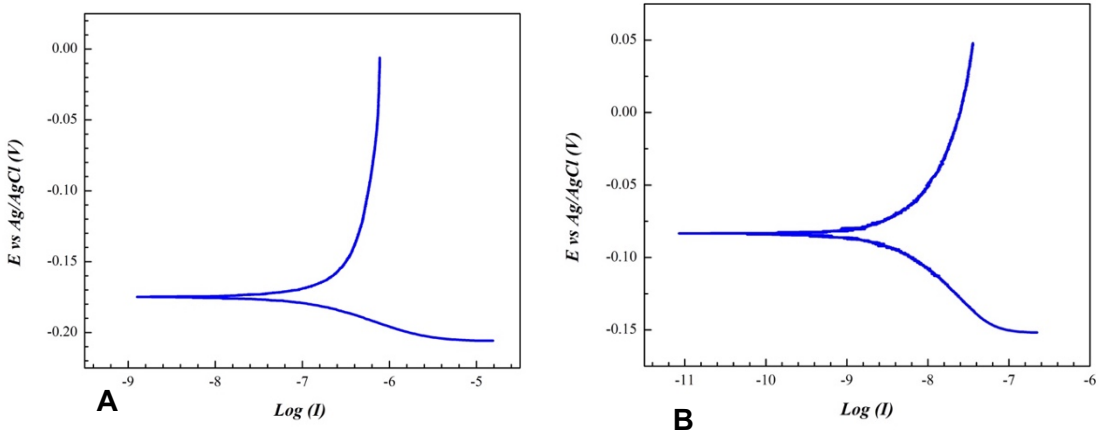


**Figura 4.** Gráficas de Voltametría Cíclica. 5 ciclos con voltaje entre -0.6 mV a 1mv muestra experimental de acero inoxidable de marca Borgatta™. **A.** En saliva artificial de pH 7.1 (neutro). **B.** En saliva artificial de pH 4.0 (ácido).



**Figura 5.** Gráficas de Resistencia a la polarización. Muestra de acero inoxidable de la marca Borgatta™. **A.** En saliva artificial de pH 7.1 (neutro). **B.** Gráfica de Resistencia a la polarización. Muestra de acero inoxidable de la marca Borgatta™ en saliva artificial de pH 4.0 (ácido).

La grafica de Log Vs E. muestra una forma diferente a la gráfica de resistencia a la polarización para observar la dinámica de procesos de oxidación y reducción de las muestras. (Figura 6)



**Figura 6.** Log Vs E. Muestra de acero inoxidable de la marca Borgatta™ **A.** En saliva artificial de pH 7.1 (neutro). **B.** En saliva artificial de pH 4.0 (ácido).

Los datos de todas las muestras se registraron en una tabla, los cuales mediante la ecuación de tasa de corrosión se realizó el cálculo para determinarla en las muestras dependiendo su pH en un tiempo que va de una hora hasta el cálculo por mes. Se muestra la tabla 3 como ejemplo

Tabla 3. Resultados de la tasa de corrosión de muestras de la aleación de acero inoxidable de la marca Borgatta™

Muestra	Weight loss (g)	Area (cm <sup>2</sup> )	Time (h)	Density (g/cm <sup>3</sup> )	Corrosion Rate (cm/h)	Corrosion Rate (cm/mes)
Control	0	0.030241	0.66666667	10.0812	0.00000	0
pH ácido	0.000973	0.030241	0.66666667	9.98183	0.00484	3.481210449
pH neutro	0.000581	0.030241	0.66666667	10.018	0.00288	2.071203219

## 9.2 Comparación de corrosión entre aleaciones

Las aleaciones fueron evaluadas según su comportamiento corrosivo ante una saliva artificial en pH ácido y neutro, a un tiempo estimado de 30 días (1 mes) por medio de la prueba electroquímica. El análisis de la estadística descriptiva (Tabla 4) nos muestra la media y desviación estándar de la tasa de corrosión obtenida de cada tipo de aleación. La corrosión se presentó en todas las aleaciones independientemente del pH desde la primera hora de la prueba electroquímica. La aleación más afectada con un valor en tasa de corrosión de  $1.95 \pm 1.85$  cm/mes fue la de acero inoxidable, seguida del NiTi con valor en tasa de corrosión de  $0.840 \pm 1.10$  cm/mes. La aleación con menor tasa de corrosión en pH ácido fue TMA con  $0.0749 \pm 0.131$  cm/mes. Por otro lado, en las muestras sometidas a pH neutro simulando un mes de envejecimiento electroquímico se observó que la aleación más afectada por la tasa de corrosión fue el acero inoxidable con un valor de  $1.03 \pm 1.01$  cm/mes. La aleación menos afectada fue TMA con  $0 \pm 0.00415$  cm/mes.

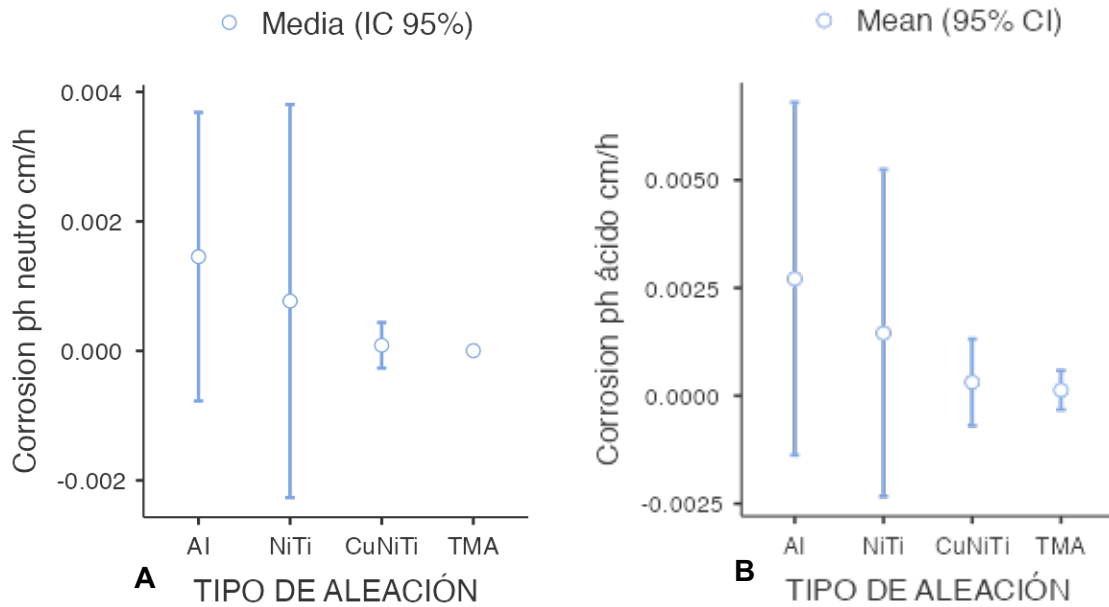
Tabla 4. Estadística descriptiva de la tasa de corrosión por tiempos y tipo de aleación

Aleación	Corrosión pH ácido cm/h	Corrosión pH ácido cm/mes	Corrosión pH neutro cm/h	Corrosión pH neutro cm/mes
<b>Acero Inoxidable</b>	0.00270 ± 0.00257	1.95 ± 1.85	0.00143 ± 0.00140	1.03 ± 1.01
<b>NiTi</b>	0.00117 ± 0.00257	0.840 ± 1.10	1.10e-4 ± 0.00122	0.0804 ± 0.878
<b>CuNiTi</b>	1.00e-4 ± 4.05e-4	0.0749 ± 0.291	1.00e-5 ± 1.42e-4	0.00576 ± 0.103
<b>TMA</b>	3.00e-5 ± 1.82e-4	0.0749 ± 0.131	0 ± 5.77e-6	0 ± 0.00415

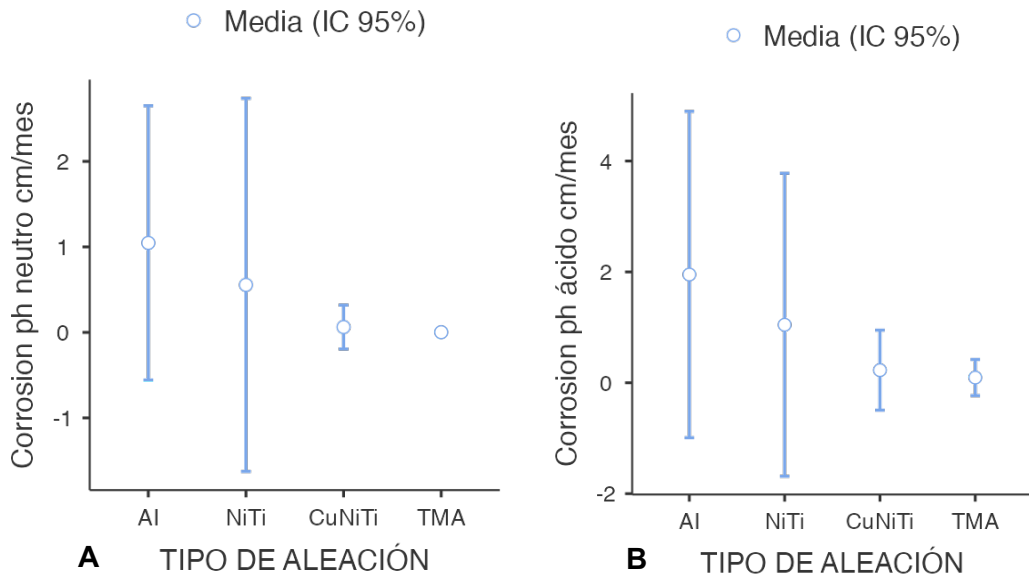
Se realizó una comparativa entre todos los grupos utilizando ANOVA de una vía donde no hay diferencia estadística significativa entre las aleaciones y los resultados de corrosión por pH (Tabla 5).

Tabla 5 Valor de ANOVA entre las Aleaciones según su tasa de corrosión dependiendo el pH y el tiempo.

Corrosión por pH y tiempo	Valor de P
Corrosión pH ácido cm/h	0.307
Corrosión pH ácido cm/mes	0.307
Corrosión pH neutro cm/h	0.329
Corrosión pH neutro cm/mes	0.329



**Figura 7.** Comparativo de la tasa de corrosión entre aleaciones en unidades cm/h. **A.** pH neutro en cm/h. **B.** pH ácido en cm/h.



**Figura 8.** Comparativo de la tasa de corrosión entre aleaciones en unidades de cm/mes. **A** pH neutro en cm/mes **B.** pH ácido en cm/mes.

### 9.3 Resultados de corrosión entre marcas

#### Aleación: Acero Inoxidable

**pH 4.0 ácido:** La marca Borgatta™ mostró sufrir una tasa de corrosión más elevada en la simulación de un mes como tiempo de uso que el resto de las otras marcas, con 3.481cm/mes, se muestra en la gráfica 11 la comparación entre marcas. La marca TD Orthodontics™ presentó menos tasa de corrosión con un valor de 0.1184 cm/mes.

**pH 7.1 neutro:** De igual manera la marca Borgatta™ fue la más afectada con un valor de 2.07cm/mes de tasa de corrosión y la menos afectada fue la marca de la marca TD Orthodontics™ con un valor de 0.1184 cm/mes (gráfica 12).

Sin embargo, en el análisis de ANOVA se comparan las marcas de a entre sí, no existen diferencias estadísticamente significativas ya que proporciona un valor de P de 0.062 (tabla 6).

Tabla 6. Comparativo de corrosión entre marcas de acero inoxidable

Estudio comparativo de corrosión entre los arcos de acero inoxidable			
Variación de pH y cm/tiempo	Promedio	Desviación	P valor
Corrosión pH ácido cm/h	0.0027	0.0026	*0.14
Corrosión pH neutro cm/h	0.0015	0.0014	
Corrosión pH ácido cm/mes	1.9526	1.8500	*0.14
Corrosión pH neutro cm/mes	1.0467	1.0080	
**P=0.062			
* T de student para grupos independientes **ANOVA			

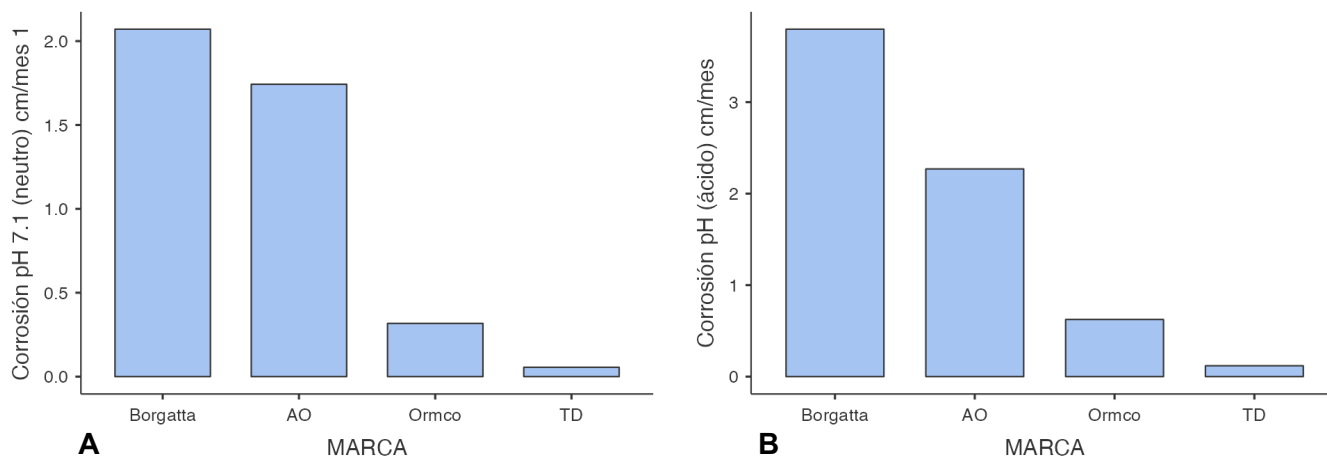


Figura 9. Graficas de barras comparando la corrosión de acero inoxidable entre marcas. A. pH neutro cm/mes. B. pH ácido cm/mes.

## Aleación: NiTi

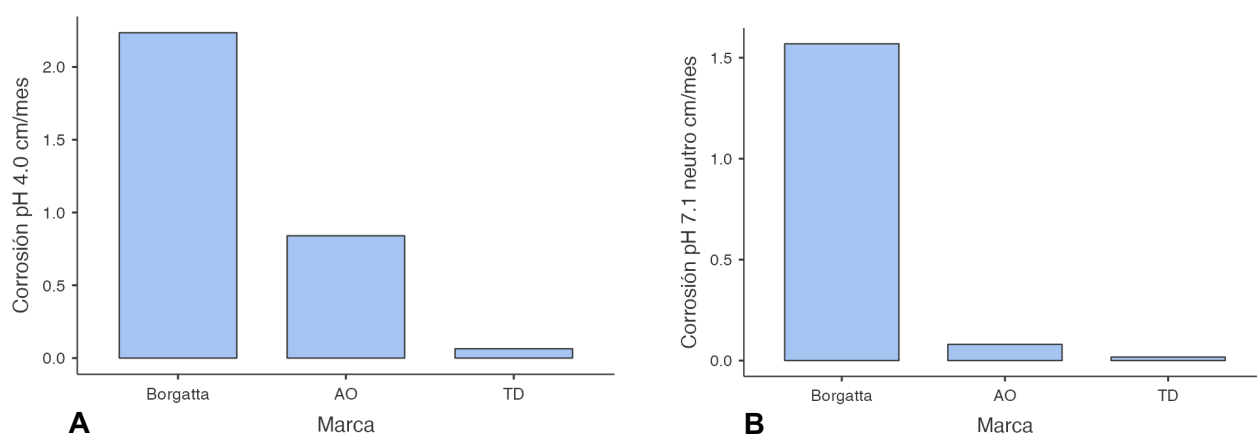
**pH 4.0 ácido:** La marca Borgatta™ mostró una tasa de corrosión más elevada en la simulación de un mes como tiempo de uso que el resto de las otras marcas, con 2.235 cm/mes, se muestra en la gráfica 13 la comparación entre marcas. La marca TD Orthodontics™ presentó menos tasa de corrosión con un valor de 0.1184 cm/mes.

**pH 7.1 neutro:** De igual manera la marca Borgatta™ fue la más afectada con un valor de 2.07cm/mes de tasa de corrosión y la menos afectada fue la marca de la marca TD Orthodontics™ con un valor de 0.1184 cm/mes (gráfica 14).

Sin embargo, en el análisis de ANOVA donde se comparan las marcas de NiTi entre sí, no existen diferencias estadísticamente significativas con un valor de P de 0.278 (tabla 7).

Tabla 7. Comparativo de corrosión entre marcas de NiTi.

Estudio comparativo de corrosión por marcas de NiTi			
Variación de pH y cm/tiempo	Promedio	Desviación	P valor
Corrosión pH ácido cm/h	0.00145	0.001524	*0.157
Corrosión pH neutro cm/h	0.00077	0.001221	
Corrosión pH ácido cm/mes	1.04643	1.1002	*0.159
Corrosión pH neutro cm/mes	0.55568	0.8783	
**P=0.278			
* T de student para grupos independientes **ANOVA			



**Figura 10.** Graficas de barras comparando la corrosión de NiTi entre marcas. **A.** pH ácido cm/mes. **B.** pH neutro cm/mes.

## Aleación: CuNiTi

**pH 4.0 ácido:** La marca TD Orthodontics™ mostró una tasa de corrosión más elevada en la simulación de un mes como tiempo de uso comparado con resto de las otras dos marcas, con 0.562 cm/mes, se muestra en la gráfica 15 la comparación entre marcas. La marca American Orthodontics™ presentó menos tasa de corrosión con un valor de 0.045cm/mes.

**pH 7.1 neutro:** de manera similar la marca TD Orthodontics™ fue la más afectada con un valor de 2.07cm/mes de tasa de corrosión y la menos afectada fue la marca de la marca American Orthodontics™ en la cual no se registró cambios de comportamiento corrosivo en el proceso electroquímico (Figura 19).

No obstante, en el análisis de ANOVA donde se comparan las marcas de CuNiTi entre sí, no existen diferencias estadísticamente significativas con un valor de P de 0.296 (tabla 8).

Tabla 8. Comparativo de corrosión entre marcas de CuNiTi.

Estudio comparativo de corrosión por marcas de CuNiTi			
Variación de pH y cm/tiempo	Promedio	Desviación	P valor
Corrosión pH ácido cm/h	0.00031333	0.0004046	*0.27
Corrosión pH neutro cm/h	8.6667E-05	0.0001415	
Corrosión pH ácido cm/mes	0.22786021	0.2905	*0.26
Corrosión pH neutro cm/mes	0.06254949	0.8783	
**P=0.296			
* T de student para grupos independientes **ANOVA			

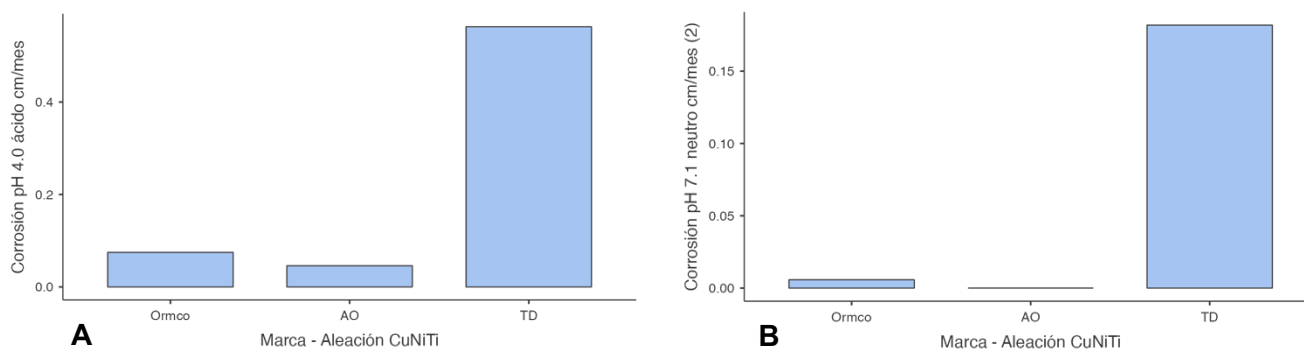


Figura 11. Graficas de barras comparando la corrosión de CuNiTi entre marcas A. pH ácido. B. pH neutro.

## Aleación: TMA

**pH 4.0 ácido:** La marca American Orthodontics™ mostró una tasa de corrosión más alta en la simulación de un mes como tiempo de uso comparado con resto de las otras dos marcas, con 0.245 cm/mes, se muestra en la gráfica 17 de comparación entre marcas. La marca Ormco™ presentó menos tasa de corrosión con un valor de 0.014 cm/mes.

**pH 7.1 neutro:** En cambio las marcas American Orthodontics™ y Ormco™ comparten como resultado después de la prueba electroquímica que no fueron atacadas por algún proceso corrosivo. La marca que si tuvo datos de ser afectada fue TD Orthodontics™ con valor de 0.0071 cm/mes (gráfica 18).

No obstante, en el análisis de ANOVA donde se comparan las marcas de TMA entre sí, no existen diferencias estadísticamente significativas con un valor de P de 0.285 (tabla 9).

Tabla 9 Comparativo de corrosión entre marcas de TMA.

Estudio comparativo de corrosión por marcas de TMA			
Variación de pH y cm/tiempo	Promedio	Desviación	P valor
Corrosión pH ácido cm/h	0.00013	0.000181	*0.35
Corrosión pH neutro cm/h	3.33E-06	5.77E-06	
Corrosión pH ácido cm/mes	0.094025	0.131407	*0.35
Corrosión pH neutro cm/mes	0.002399	0.0041547	
**P=0.285			
* T de student para grupos independientes **ANOVA			

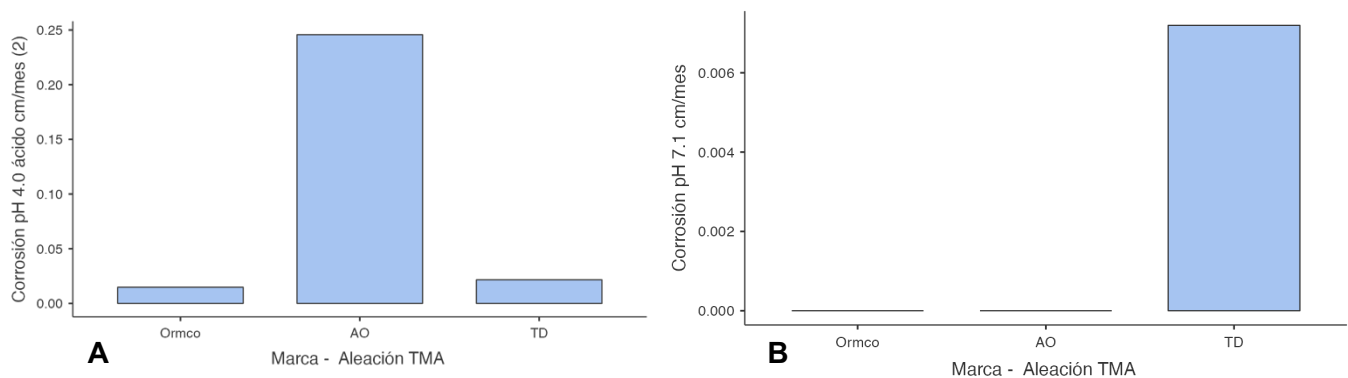


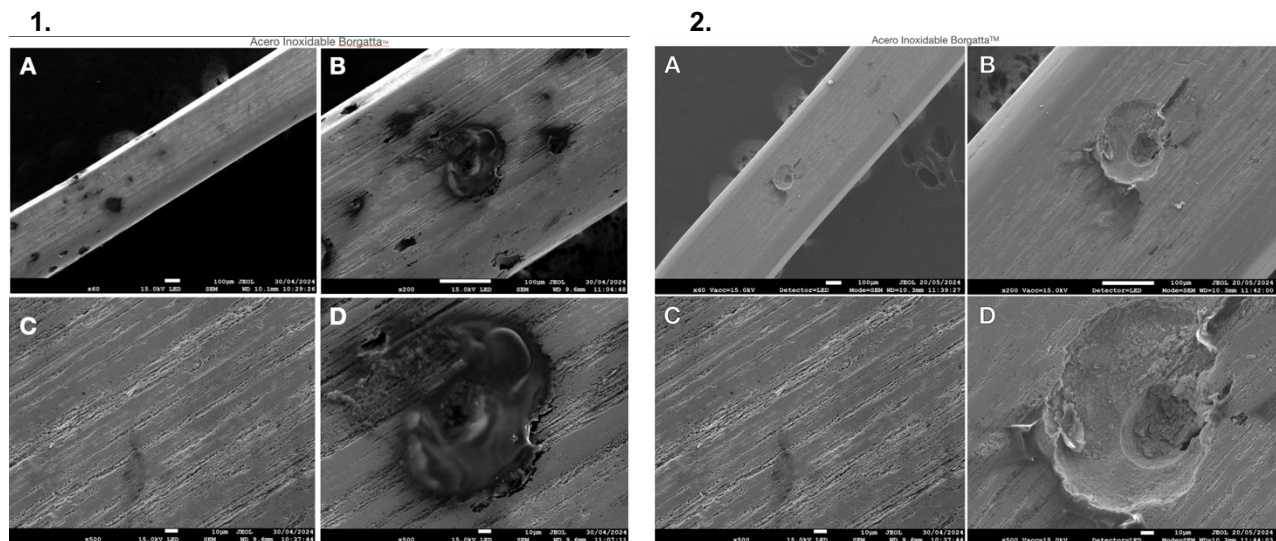
Figura 12. Graficas de barras comparando la corrosión de A. pH ácido. B. pH neutro.

## 9.4 Análisis de la superficie mediante microscopio electrónico de barrido y mapeo químico elemental eds.

La morfología de la superficie de los arcos de ortodoncia se evaluó mediante la realización de imágenes, en las cuales se observó corrosión por picaduras y grietas, irregularidades, algunos escombros y rayones.

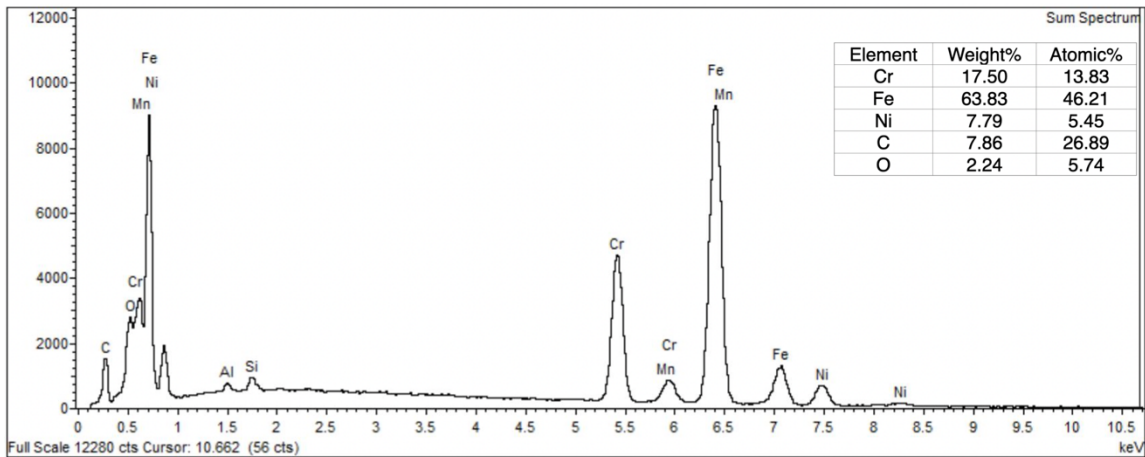
### Acero inoxidable Borgatta™

En las imágenes obtenidas por el microscopio electrónico de barrido de la muestra de arco experimental en saliva artificial de pH 4.0 (Figura 13-1) se observó una variedad de estructuras superficiales como grietas, depósitos y cavidades de diferentes tamaños y profundidades. En la imagen (figura 13-1 D) se aprecia zona con herrumbre, estos son signos comunes de corrosión localizada y pueden propiciar a la aparición de puntos pequeños hasta grandes cavidades. En la muestra de arco control (figura 13-1 C) las imágenes revelaron que la superficie presentaba un déficit en el terminado y pulido, mostrando irregularidades, porosidades y grietas. La muestra experimental en saliva artificial pH 7.1 (figura 13-2) se observó una menor cantidad de depósitos y cavidades en su superficie comparada con la muestra experimental en saliva artificial de pH ácido. Sin embargo, la imagen con 500x de amplificación (Figura 13-2 D) se observa una cavidad grande y profunda como signo de corrosión por picadura.

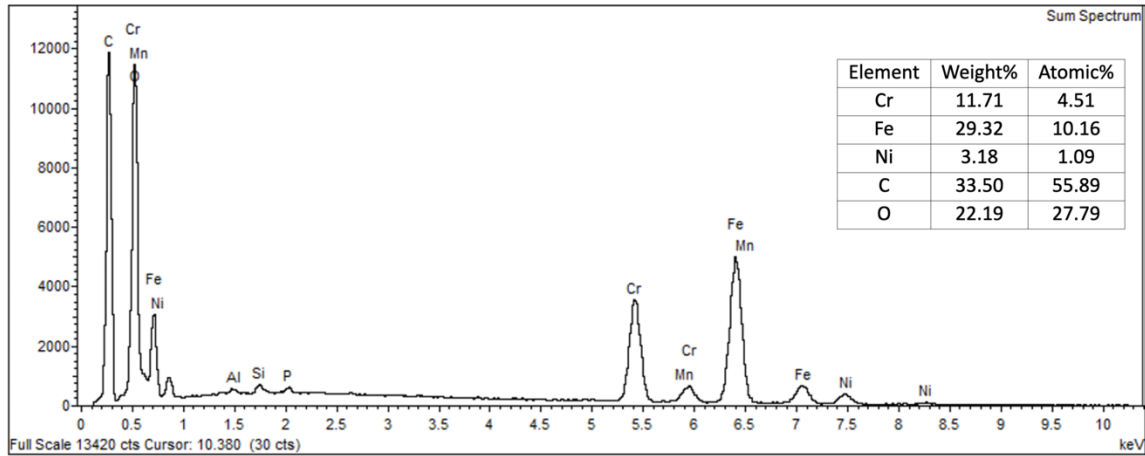


**Figura 13. Imágenes microscópicas tomadas con SEM de Acero Inoxidable de la marca Borgatta™ (1.) muestra experimental en pH ácido vs muestra control y (2.) pH neutro vs muestra control. (1 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido (C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación. (1 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (2 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación. (2 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro.**

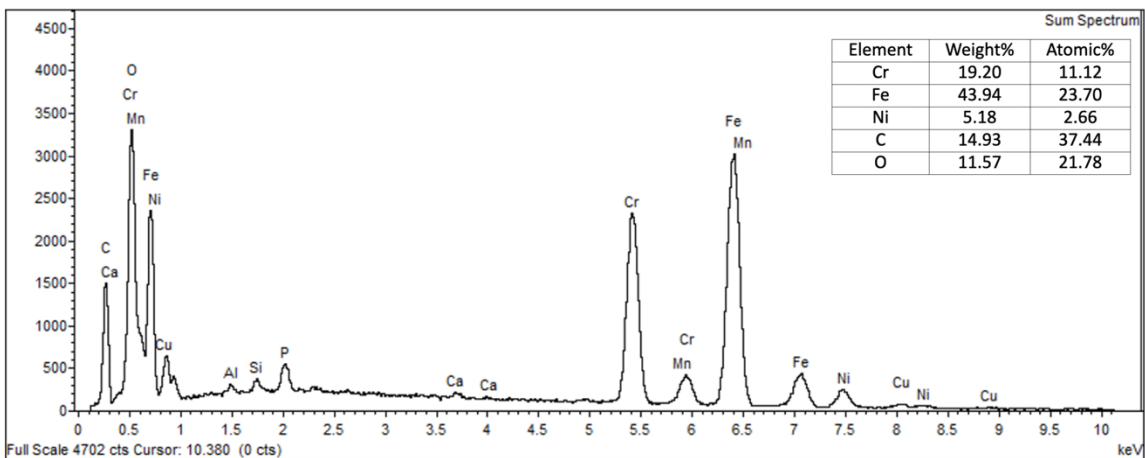
## Mapeo químico elemental y composición química por EDS



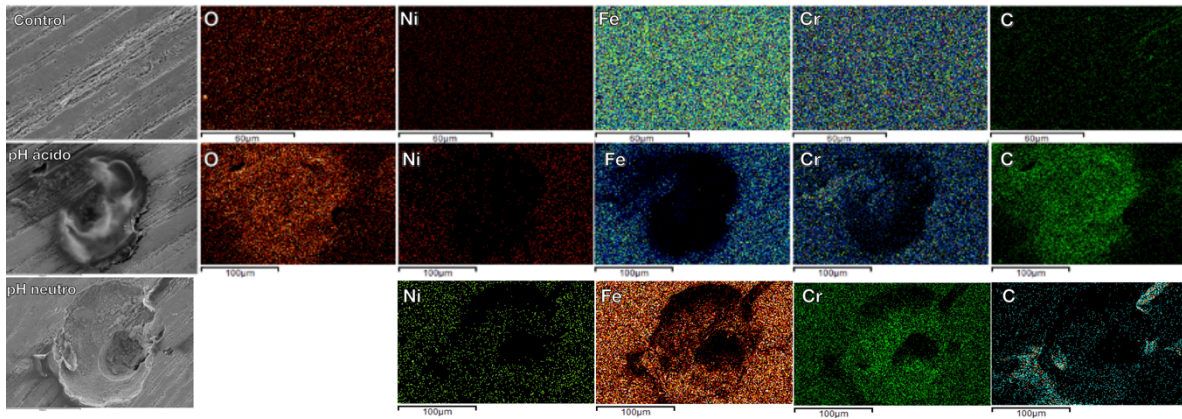
**Figura 14.** Espectro EDS de acero inoxidable de la marca Borgatta™ muestra control



**Figura 15.** Espectro EDS de acero inoxidable de la marca Borgatta™ muestra experimental en saliva artificial de pH 4.0 (ácido).



**Figura 16.** Espectro EDS de acero inoxidable de la marca Borgatta™ muestra experimental en saliva artificial de pH 7.1 (neutro).



**Figura 17.** Mapeo elemental EDS de acero inoxidable de la marca Borgatta™

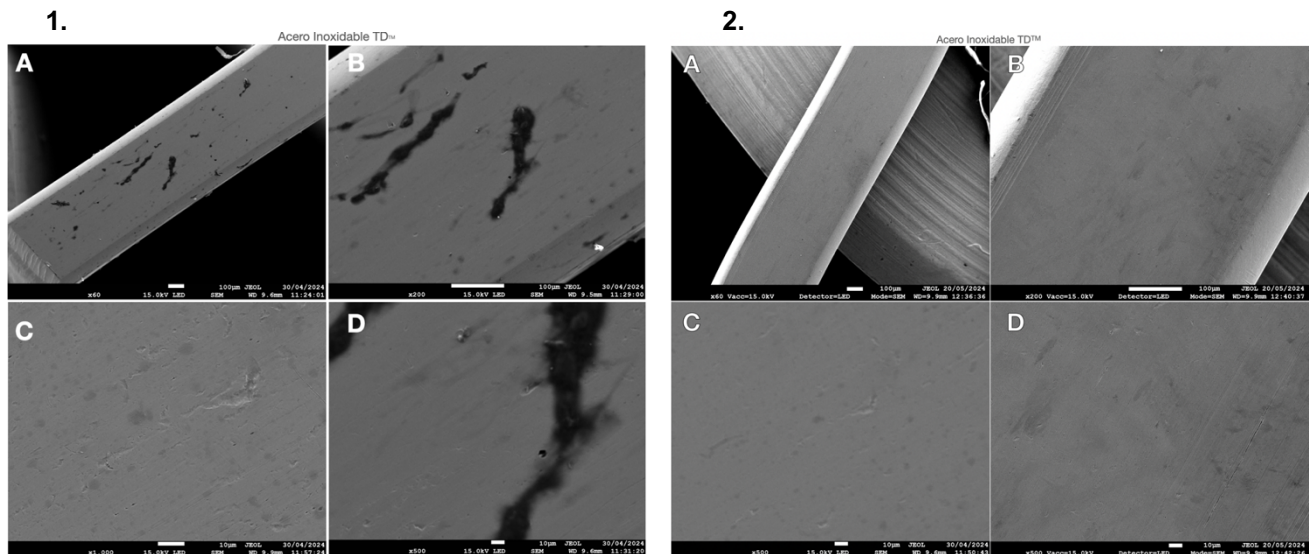
Al activar el detector EDS en el microscopio electrónico de barrido, se obtuvieron los espectros de las figuras 14, 15, 16 en donde podemos observar los elementos dominantes en cada muestra. En la figura 14 (muestra control) se observa las intensidades más elevadas que corresponden a los elementos de la aleación de acero inoxidable Hierro (Fe), Cromo (Cr). En la figura 15 (Muestra pH ácido) observamos crecimiento en los elementos detectados de Carbono (C), Oxígeno (O), y una disminución de los elementos principales de esta aleación que son Fe y Cr. En la figura 16 (Muestra en pH neutro) el espectro muestra como hay un aumento de los elementos C y O, una ligera disminución de los elementos principales Fe y Cr.

Para identificar las zonas donde está cada elemento químico detectado, se hizo un mapeo elemental (Figura 17). El resultado final proporcionó una visualización detallada para entender las propiedades y el comportamiento de la aleación en las distintas condiciones presentadas en este estudio. En la muestra control se aprecia una homogeneidad elemental en la muestra. Sin embargo, en la muestra experimental que fue sometida en saliva artificial de pH ácido en la zona de herrumbre se aprecia como los elementos O y C son los más dominantes, se observan más coloreados, respecto a los elementos Fe y Cr se ve una ausencia de estos identificándose como una mancha oscura. En la muestra experimental que fue sometida a pH neutro se observa que hay una pérdida de los elementos principales de la aleación Fe y Cr y hay un aumento del elemento C alrededor de la cavidad de la muestra en imagen.

## Acero inoxidable TD Orthodontics™

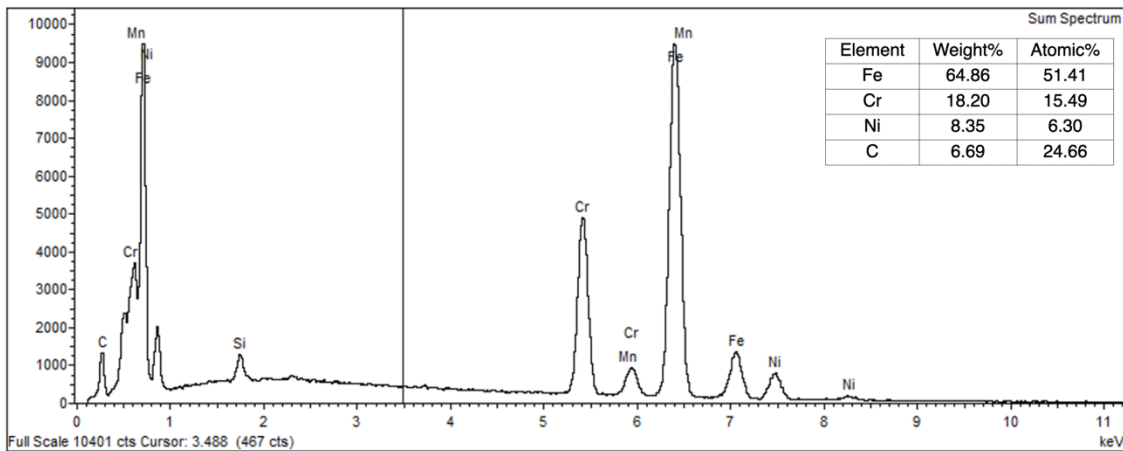
En las imágenes obtenidas por el microscopio electrónico de barrido de la muestra de arco experimental de acero inoxidable de la marca TD Orthodontics™ en saliva artificial de pH 4.0 (Figura 18-1) se observó una variedad de manchas oscuras superficiales dispersas a lo largo de la muestra de diferentes tamaños. En la imagen (figura 18-1 D) se aprecia más de cerca la zona oscura, estos son signos de inicio de corrosión y pueden propiciar a que aparezcan zonas de herrumbre o cavidades. En la muestra de arco control (figura 18-1 C) las imágenes revelaron presentaba una superficie ligeramente agrietada.

La muestra experimental en saliva artificial pH 7.1 (figura 18-2) se observó una menor cantidad de zonas oscuras en su superficie comparada con la muestra experimental en saliva artificial de pH ácido. La imagen con 500x de amplificación (figura 18-2 D) se observan manchas tenues sobre la superficie.

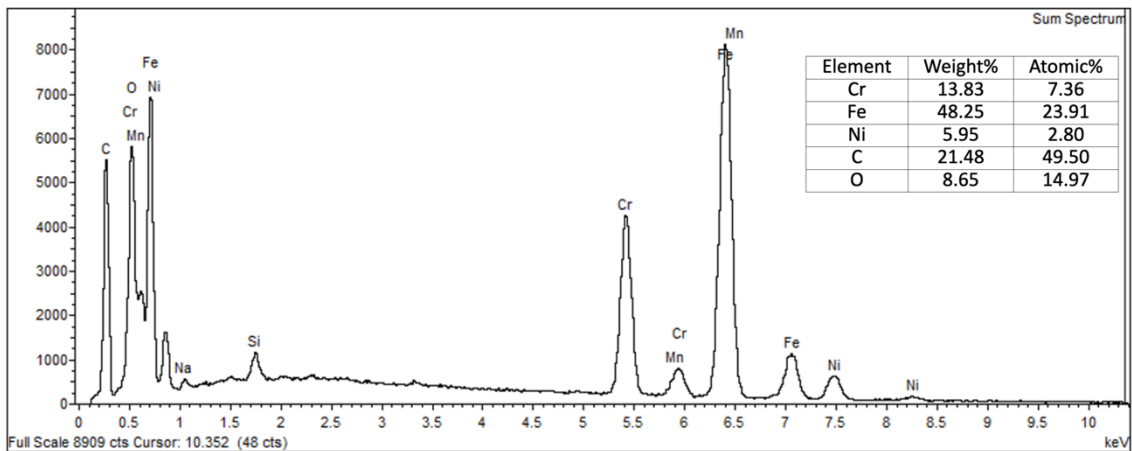


**Figura 18. Imágenes microscópicas tomadas con SEM de Acero Inoxidable de la marca TD Orthodontics™ (1.) muestra experimental en pH ácido vs muestra control y (2.) pH neutro vs muestra control. (1 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 C) imagen de la muestra control a x1000 de amplificación. (1 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (2 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación, (2 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro.**

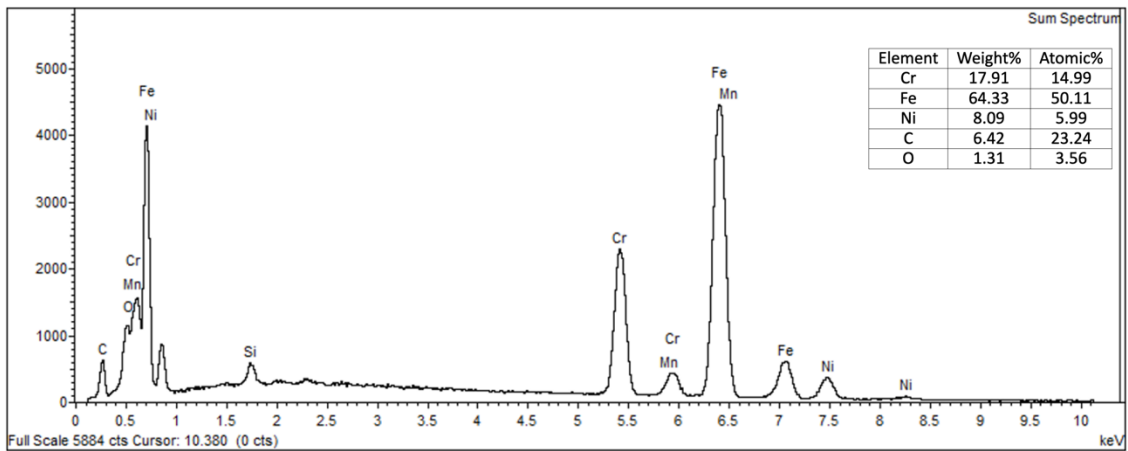
## Mapeo químico elemental y composición química por EDS



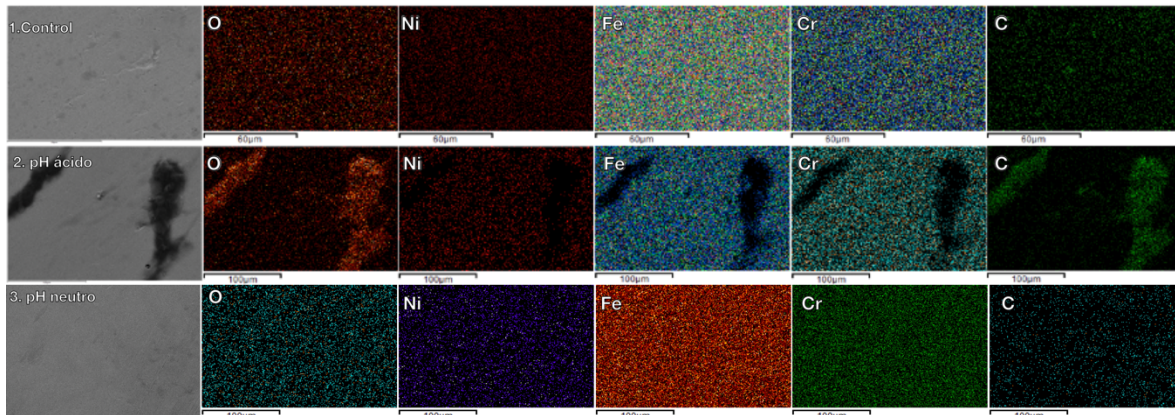
**Figura 19.** Espectro EDS de acero inoxidable de la marca TD Orthodontics™ muestra control.



**Figura 20.** Espectro EDS de acero inoxidable de la marca TD Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 4.0 (ácido).



**Figura 21.** Espectro EDS de acero inoxidable de la marca TD Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 7.1 (neutro).



**Figura 22.** Mapeo Elemental EDS de acero inoxidable de la marca TD Orthodontics™

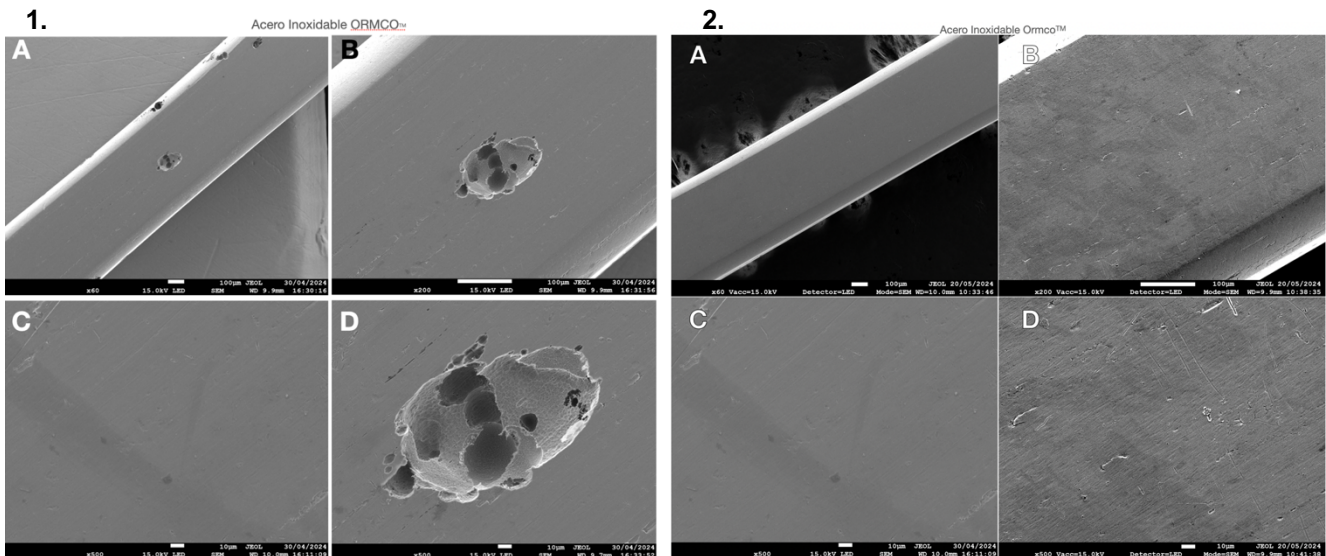
Mediante el detector EDS en el microscopio electrónico de barrido, se obtuvieron los espectros de las figuras 19, 20 y 21 en donde podemos observar los elementos dominantes en cada muestra. En la figura 10 del espectro de la muestra control se observa las intensidades más elevadas que corresponden a los elementos principales de la aleación de acero inoxidable Hierro (Fe), Cromo (Cr). En la figura 20 (Muestra pH ácido) observamos crecimiento en los elementos detectados de Carbono (C), Oxígeno (O), y una disminución de los elementos principales de esta aleación que son Fe y Cr. En la figura 21 (Muestra en pH neutro) el espectro muestra que no hay cambios significativos entre la muestra control con la experimental

Se hizo un mapeo elemental para identificar las zonas donde está cada elemento químico detectado (Figura 22). En la muestra control se aprecia una homogeneidad elemental en la muestra. Sin embargo en la muestra experimental que fue sometida en saliva artificial de pH ácido en la zona de herrumbre se aprecia como los elementos O y C son los más dominantes, se observan de un color intenso, respecto a los elementos Fe y Cr se ve una ausencia de estos identificándose como una mancha oscura. En la muestra experimental que fue sometida a pH neutro no se observan cambios ignificativos, los elementos presentan un reparto equilibrado a lo largo de la muestra.

## Acero inoxidable Ormco™

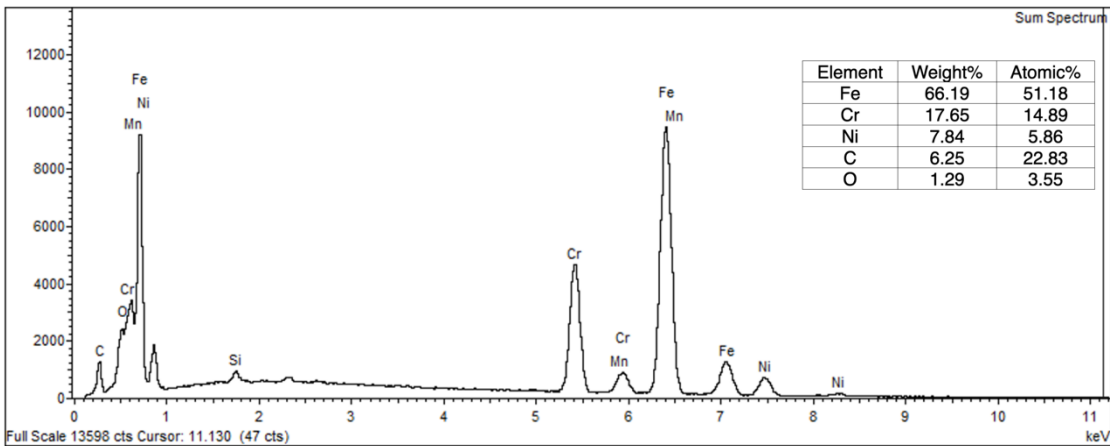
En las imágenes obtenidas por el microscopio electrónico de barrido de la muestra de arco experimental de acero inoxidable de la marca Ormco™ en saliva artificial de pH 4.0 (Figura 23-1) se observó una variedad de depósitos y cavidades de diferentes tamaños y profundidades. En la imagen (figura 23-1 A) se observan distintas cavidades a lo largo de la muestra. En la imagen (figura 22 D) se aprecia una cavidad grande e irregular como signo de corrosión por picadura. En la muestra de arco control (figura 23-1 C) las imágenes revelaron que la superficie de la muestra era en su mayoría lisa, deduciendo que tiene un buen terminado y pulido.

La muestra experimental en saliva artificial pH 7.1 (figura 23-2) No se observaron cavidades como en la muestra experimental de saliva artificial de pH ácido. La imagen con 500x de amplificación (Figura 23-2 D) se observa inicio de zonas oscuras, y una superficie ligeramente más rugosa comparada con la muestra control (figura 23-2 C).

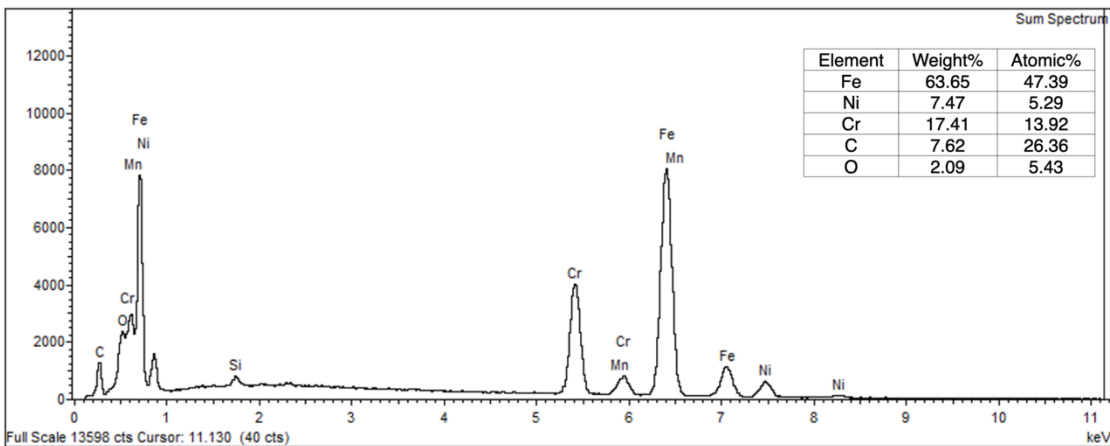


**Figura 23. Imágenes microscópicas tomadas con SEM de Acero Inoxidable de la marca Ormco™ (1.) muestra experimental en pH ácido vs muestra control y (2.) pH neutro vs muestra control. (1 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación. (1 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (2 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación, (2 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro.**

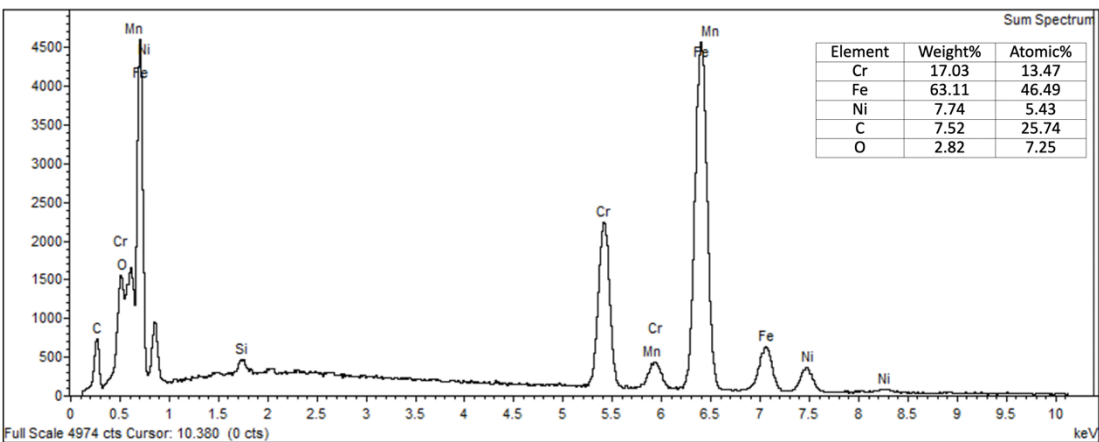
## Mapeo químico elemental y composición química por EDS



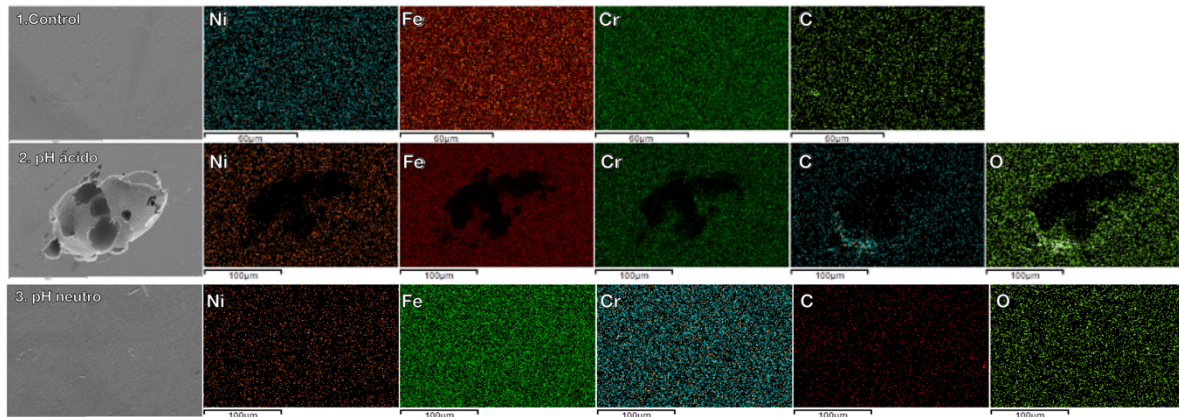
**Figura 24.** Espectro EDS de acero inoxidable de la marca Ormco™ muestra control.



**Figura 25.** Espectro EDS de acero inoxidable de la marca TD Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 4.0 (ácido).



**Figura 26.** Espectro EDS de acero inoxidable de la marca TD Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 7.1 (neutro).



**Figura 27.** Mapeo Elemental EDS de acero inoxidable de la marca Ormco™

Mediante el detector EDS en el microscopio electrónico de barrido, se obtuvieron los espectros de las figuras 24, 25 y 26 en donde podemos observar los elementos dominantes en cada muestra. En la figura 24 (muestra control) se observa las intensidades más elevadas que corresponden a los elementos principales de la aleación de acero inoxidable Hierro (Fe), Cromo (Cr). En la figura 25 (Muestra pH ácido) observamos un mínimo crecimiento en los elementos detectados de Carbono (C), Oxígeno (O), y una ligera disminución de los elementos principales de esta aleación que son Fe y Cr. En la figura 26 (Muestra en pH neutro) el espectro muestra que no hay cambios significativos entre la muestra control con la experimental

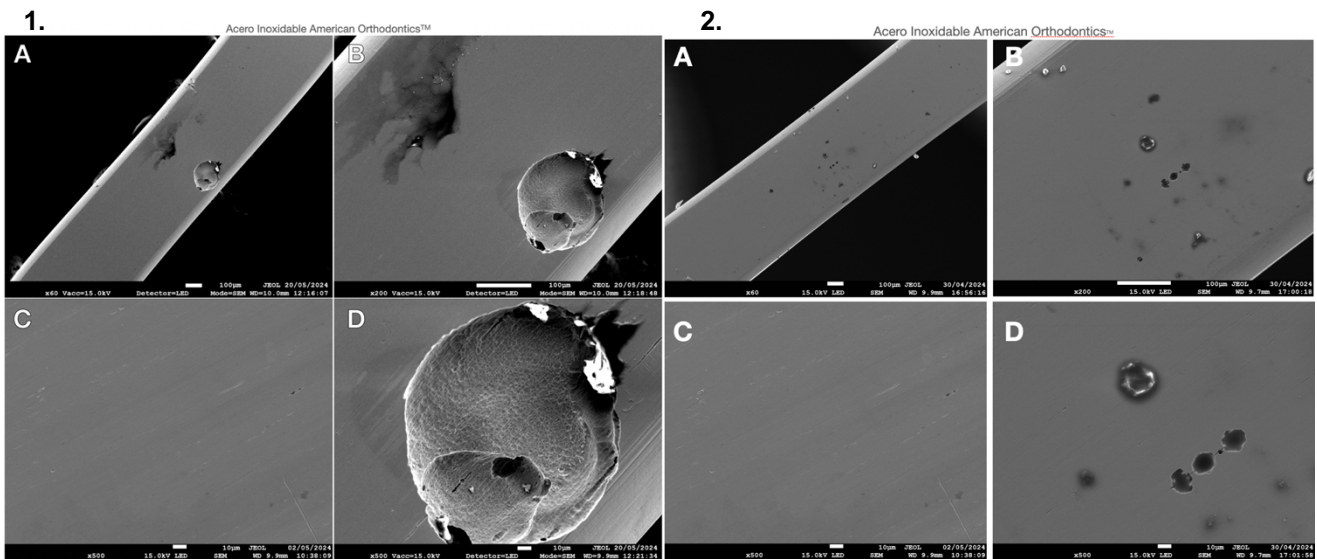
Mapeo elemental (Figura 27). En la muestra control se aprecia una homogeneidad elemental en la muestra. Sin embargo, en la muestra experimental que fue sometida en saliva artificial de pH ácido en la zona de la cavidad por corrosión se aprecia como los elementos O y C aumentan alrededor de la cavidad, se observan de un color intenso, respecto a los elementos Fe y Cr se ve una ausencia de estos en el área de la cavidad identificándose como una mancha oscura. En la muestra experimental que fue sometida a pH neutro no se observan cambios significativos, existe una distribución equilibrada a lo largo de la muestra.

## Acero inoxidable American Orthodontics™

Las imágenes obtenidas mediante el microscopio electrónico de barrido de la muestra de arco experimental de acero inoxidable de la marca American Orthodontics™ en saliva artificial de pH 4.0 (Figura 28-1) se observó una superficie atacada en una zona específica presentado una mancha oscura como inicio de corrosión y una cavidad como corrosión por picadura. En la imagen (figura 28-1 D) se aprecia la cavidad en una amplificación de 500x.

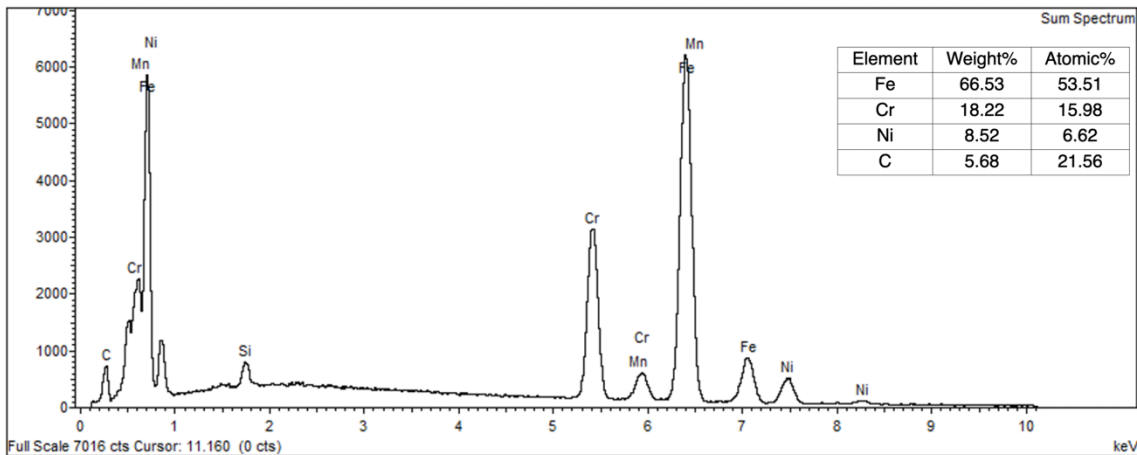
En la muestra de arco control (figura 28-1 C) Se observa una superficie lisa y bien pulida de la muestra.

La muestra experimental en saliva artificial pH 7.1 (figura 28-2) se observó con cavidades de menor tamaño en su superficie comparada con la muestra experimental en saliva artificial de pH ácido a su vez se aprecias escombros. En la imagen con 500x de amplificación (Figura 28-2 D) se observan cavidades cercanas entre si como signo de corrosión por picadura, también una zona con herrumbre a lado de las cavidades.

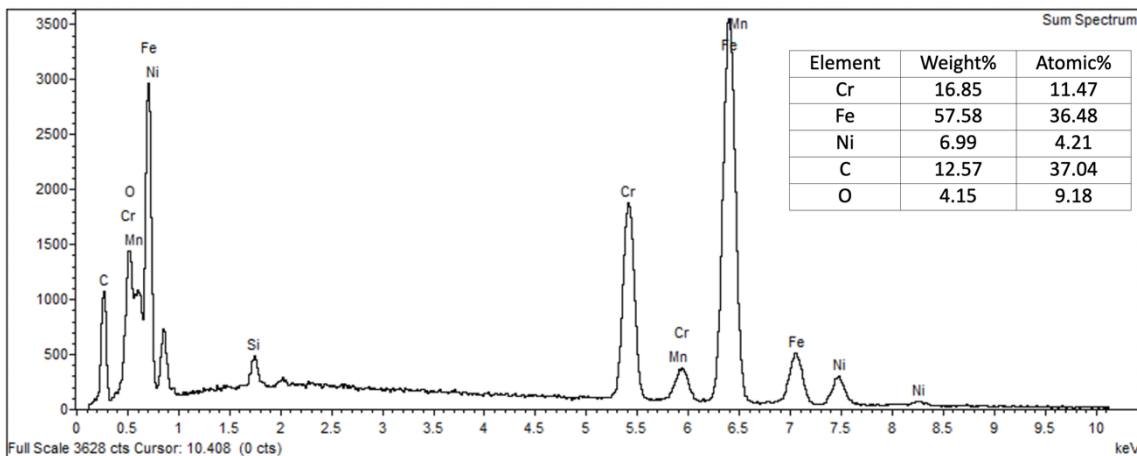


**Figura 28. Imágenes microscópicas tomadas con SEM de Acero Inoxidable de la marca American Orthodontics™ (1.) muestra experimental en pH ácido vs muestra control y (2.) pH neutro vs muestra control. (1 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación. (1 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (2 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación, (2 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro.**

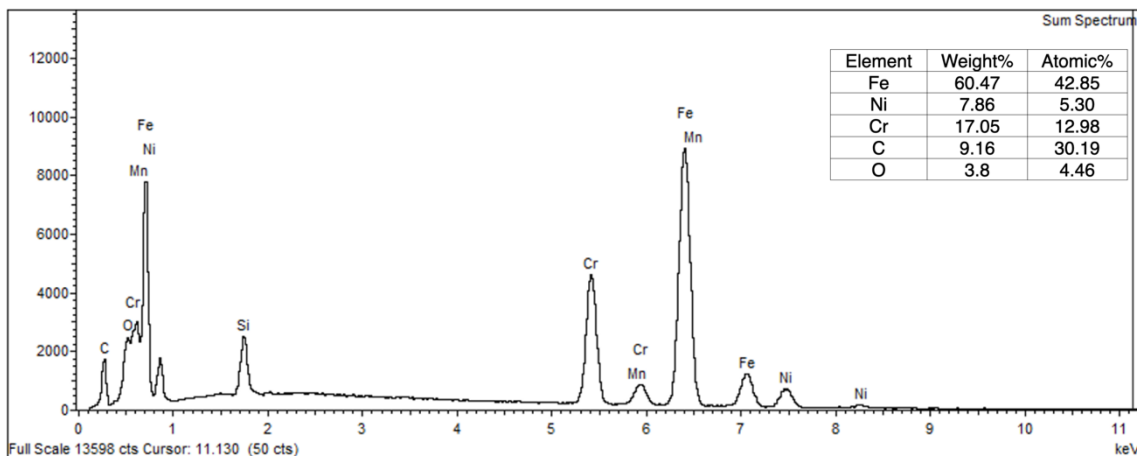
## Mapeo químico elemental y composición química por EDS



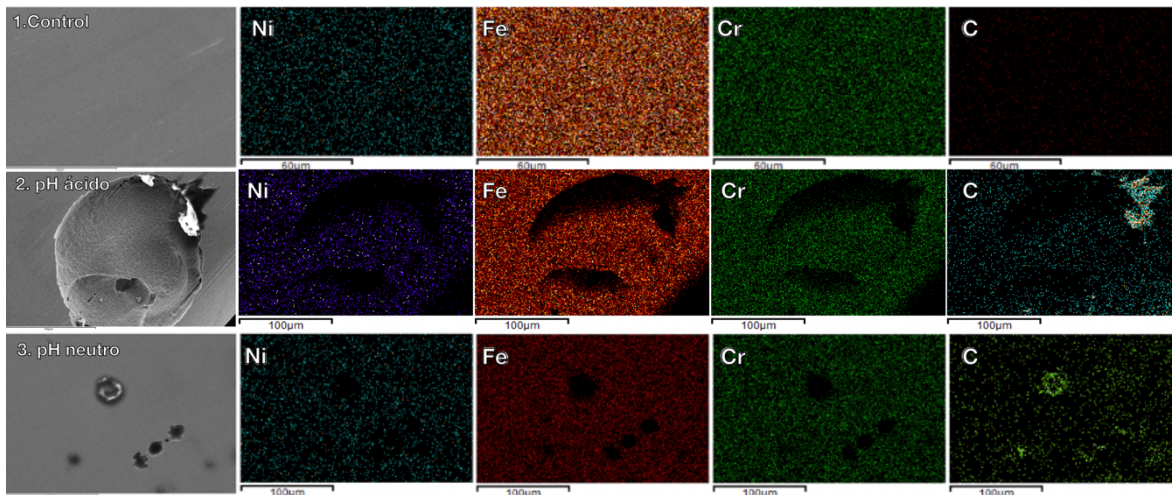
**Figura 29.** Espectro EDS de acero inoxidable de la marca American Orthodontics™ muestra control.



**Figura 30.** Espectro EDS de acero inoxidable de la marca American Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 4.0 (ácido)



**Figura 31.** Espectro EDS de acero inoxidable de la marca American Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 7.1 (neutro)



**Figura 32.** Mapeo Elemental EDS de acero inoxidable de la marca American Orthodontics™.

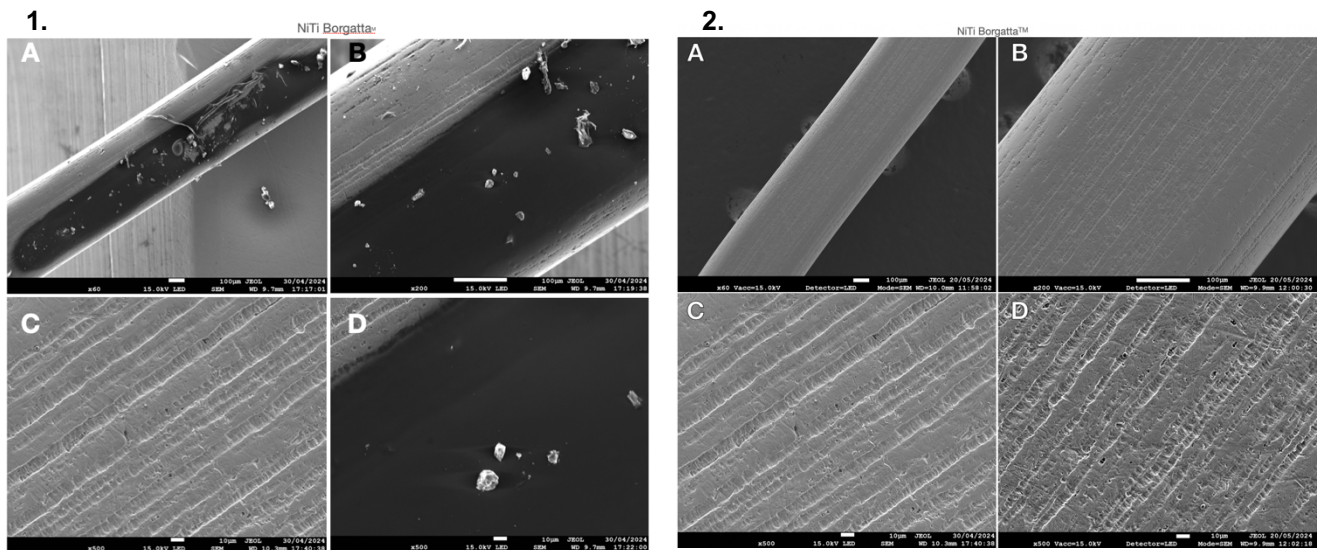
Mediante el detector EDS en el microscopio electrónico de barrido, se obtuvieron los espectros de las figuras 29, 30 y 31 en donde podemos observar los elementos dominantes en cada muestra. En la figura 29 (muestra control) se observa las intensidades más elevadas que corresponden a los elementos principales de la aleación de acero inoxidable: hierro (Fe) y cromo (Cr). En la figura 30 (muestra pH ácido) observamos un mínimo crecimiento en los elementos detectados de carbono (C), oxígeno (O), y una ligera disminución de los elementos principales de esta aleación que son Fe y Cr. En la figura 31 (muestra en pH neutro), el espectro muestra que no hay cambios significativos entre la muestra control con la experimental.

En el mapeo elemental para identificar las zonas donde está cada elemento químico (Figura 32). Se observa en la muestra control una homogeneidad elemental en la muestra. Sin embargo, en la muestra experimental que fue sometida en saliva artificial de pH ácido en la zona de la cavidad por corrosión se apreció como el elemento C aumenta alrededor y en la cavidad, respecto a los elementos Fe y Cr se ve una ausencia de estos en el área de la cavidad identificándose como una mancha oscura. En la muestra experimental que fue sometida a pH neutro se observó como el elemento C aumenta en la zona de herrumbre y en la zona de las cavidades por corrosión, los elementos Fe Y Cr disminuyen en esas zonas.

## NiTi Borgatta™

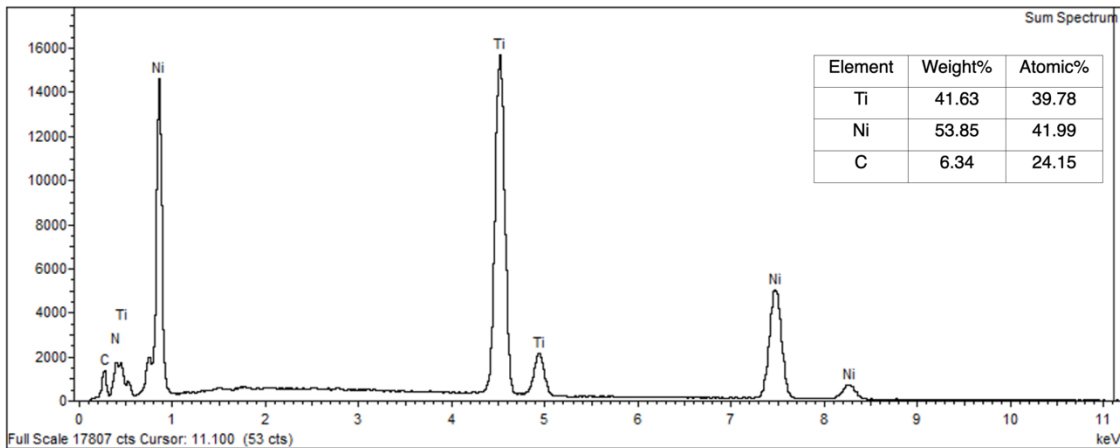
Se observa en las imágenes obtenidas por el microscopio electrónico de barrido de la muestra de arco experimental de NiTi de la marca Borgatta™ en saliva artificial de pH 4.0 (Figura 33-1) una mancha oscura y extensa a lo largo de la muestra, dando inicio a un proceso corrosivo, también una variedad de escombros superficiales. En la muestra de arco control (figura 33-1 C) las imágenes revelaron que la superficie presentaba un déficit en el terminado y pulido, mostrando irregularidades y grietas.

La muestra experimental en saliva artificial pH 7.1 (figura 33-2) No se observó algún cambio significativo, sin embargo, se observa la superficie con grietas propias de la muestra. La imagen con 500x de amplificación (Figura 33-2 D) se observa la superficie irregular más a detalle.

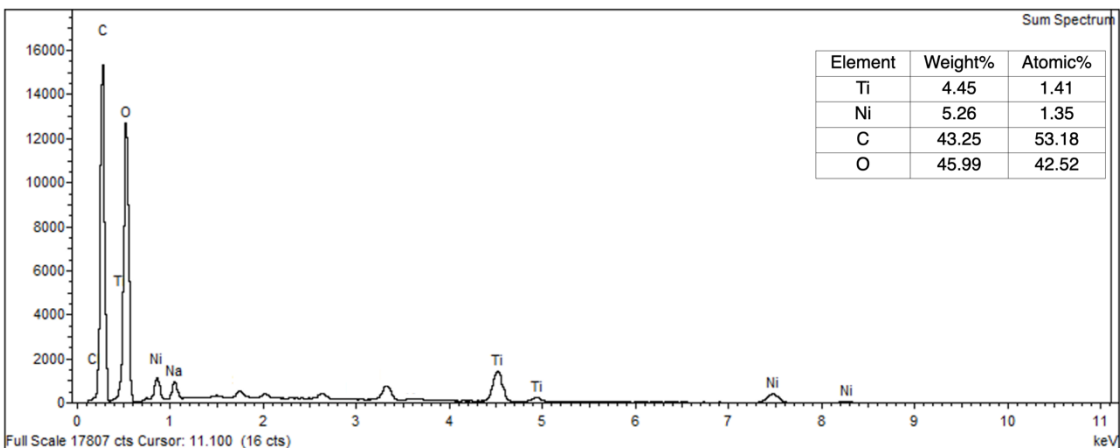


**Figura 33. Imágenes microscópicas tomadas con SEM de NiTi de la marca Borgatta™ (1.) muestra experimental en pH ácido vs muestra control y (2.) pH neutro vs muestra control. (1 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación. (1 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (2 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación, (2 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro.**

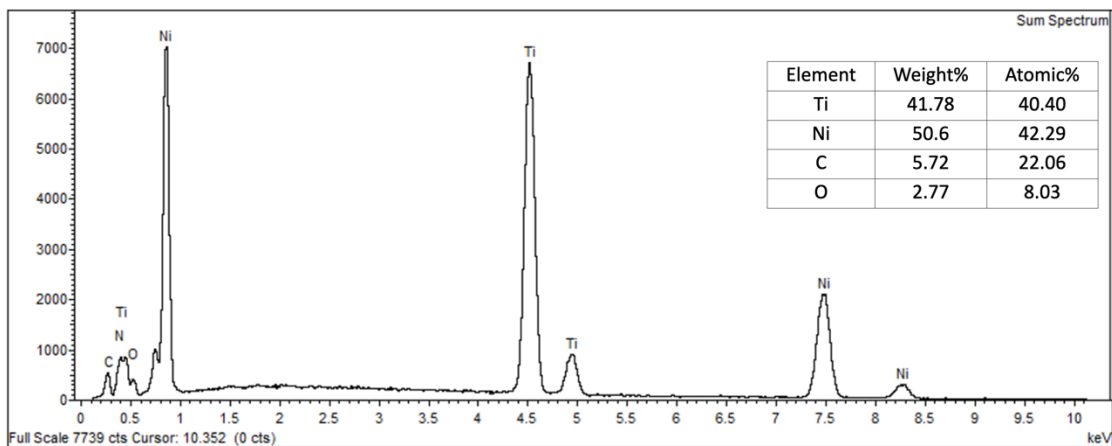
## Mapeo químico elemental y composición química por EDS



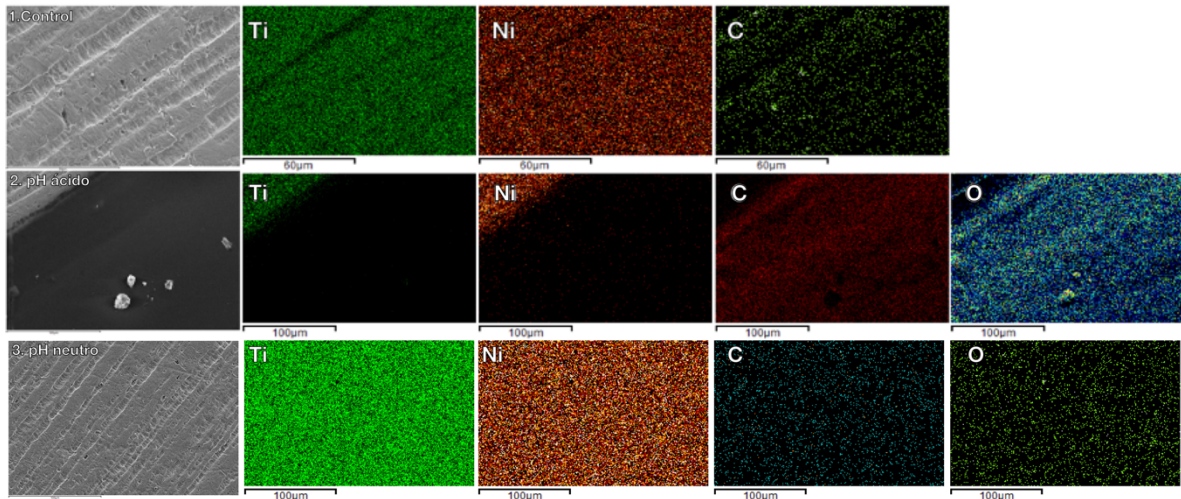
**Figura 34.** Espectro EDS de NiTi de la marca Borgatta™ muestra control.



**Figura 35.** Espectro EDS de NiTi de la marca Borgatta™ muestra experimental en saliva artificial de pH 4.0 (ácido).



**Figura 36.** Espectro EDS de NiTi de la marca Borgatta™ muestra experimental en saliva artificial de pH 7.1 (neutro)



**Figura 37.** Mapeo Elemental EDS de NiTi de la marca Borgatta™

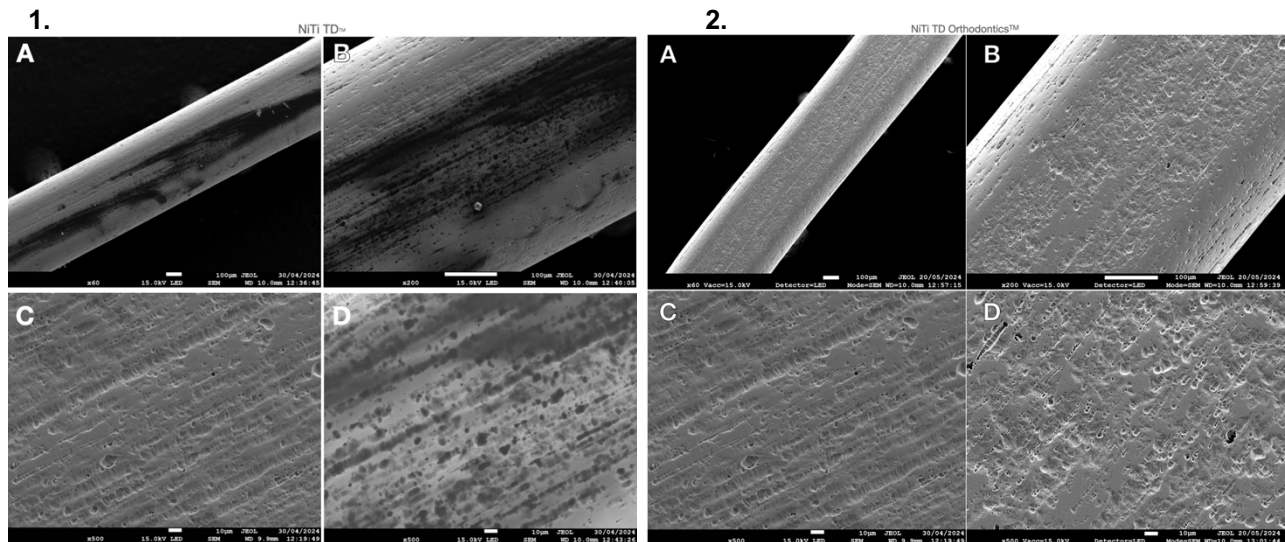
Mediante el detector EDS en el microscopio electrónico de barrido, se obtuvieron los espectros de las figuras 34, 35 y 36 en donde podemos observar los elementos dominantes en cada muestra. En la figura 34 (muestra control) se observa las intensidades más elevadas que corresponden a los elementos principales de la aleación de NiTi Níquel (Ni), Titanio (Ti). En la figura 35 (Muestra pH ácido) observamos un elevado crecimiento en los elementos detectados de Carbono (C), Oxígeno (O), y una disminución de los elementos Ni y Ti. En la figura 36 (Muestra en pH neutro) el espectro muestra que no hay cambios significativos entre la muestra control con la experimental

En el mapeo elemental (Figura 37). En la muestra control se aprecia que no hay una distribución homogénea de los elementos, hay ausencia de los elementos Ti y Ni en zonas correspondientes a las irregularidades de la superficie. En la muestra experimental que fue sometida en saliva artificial de pH ácido en la zona de herrumbre se aprecia como los elementos O y C aumentan, se observan de un color intenso, respecto a los elementos Ni y Ti que se observó una ausencia de estos en el área identificándose como una mancha oscura. En la muestra experimental que fue sometida a pH neutro no se observan cambios significativos, existe una dispersión consistente de los elementos en la muestra.

## NiTi TD Orthodontics™

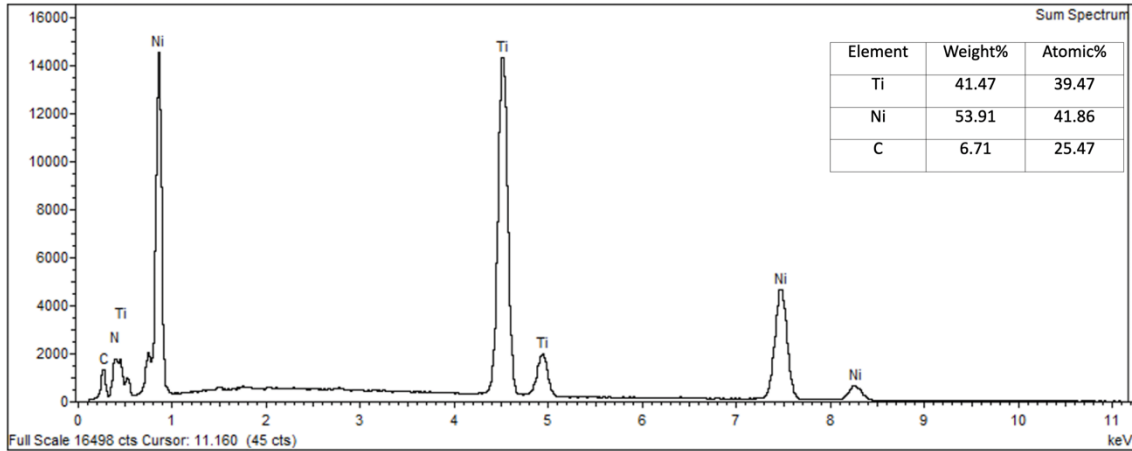
Las imágenes obtenidas por el microscopio electrónico de barrido de la muestra de arco experimental de NiTi de la marca TD Orthodontics™ en saliva artificial de pH 4.0 (figura 38-1) se observa una mancha oscura e irregular que recorre a lo largo de la muestra. En la imagen (figura 38-1 D) se aprecia como es más fácil depositarse esta mancha oscura en los espacios irregulares de la superficie de la muestra, estos son signos comunes de inicio a la corrosión localizada y pueden propiciar a que aparezcan desde pequeños puntos hasta grandes cavidades. En la muestra de arco control (figura 38-1 C) las imágenes revelaron mostrando irregularidades, porosidades y grietas.

La muestra experimental en saliva artificial pH 7.1 (figura 38-2) no se observó la presencia de la mancha oscura comparada con la muestra experimental en saliva artificial de pH ácido. Sin embargo, la imagen con 500x de amplificación (Figura 39-2 D) se observa en las cavidades de la superficie como se comienza a formar manchas oscuras dando inicio a lo que puede ser un proceso corrosivo.

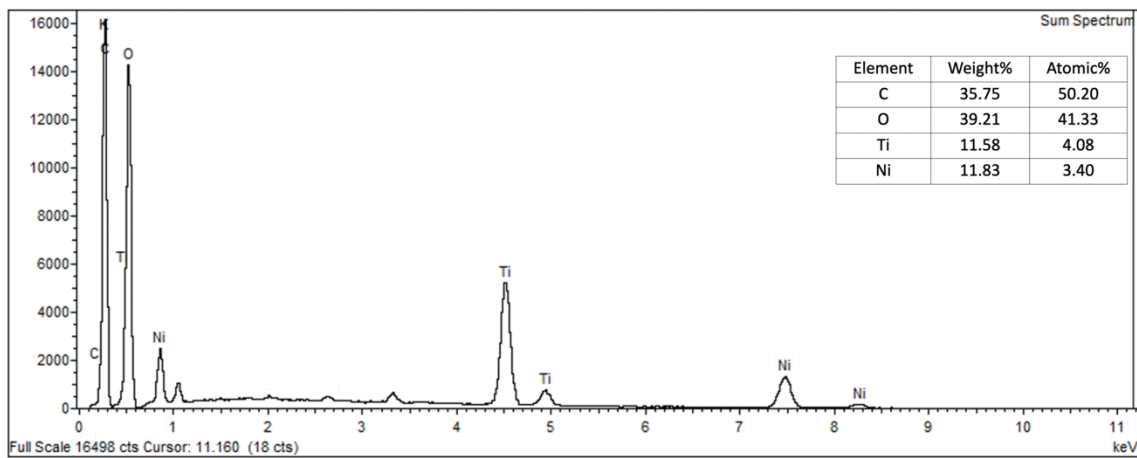


**Figura 38. Imágenes microscópicas tomadas con SEM de NiTi de la marca TD Orthodontics™ (1.) muestra experimental en pH ácido vs muestra control y (2.) pH neutro vs muestra control. (1 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación. (1 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (2 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación, (2 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro.**

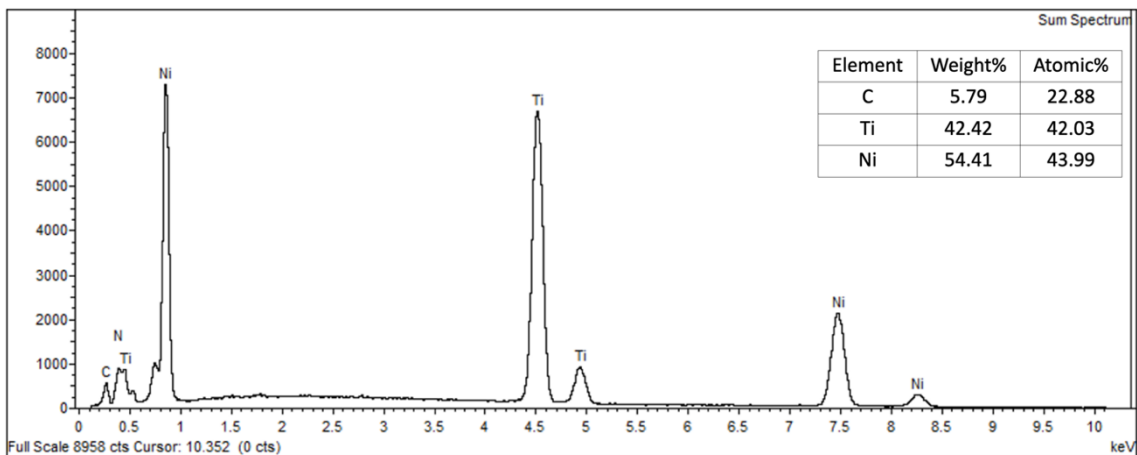
## Mapeo químico elemental y composición química por EDS



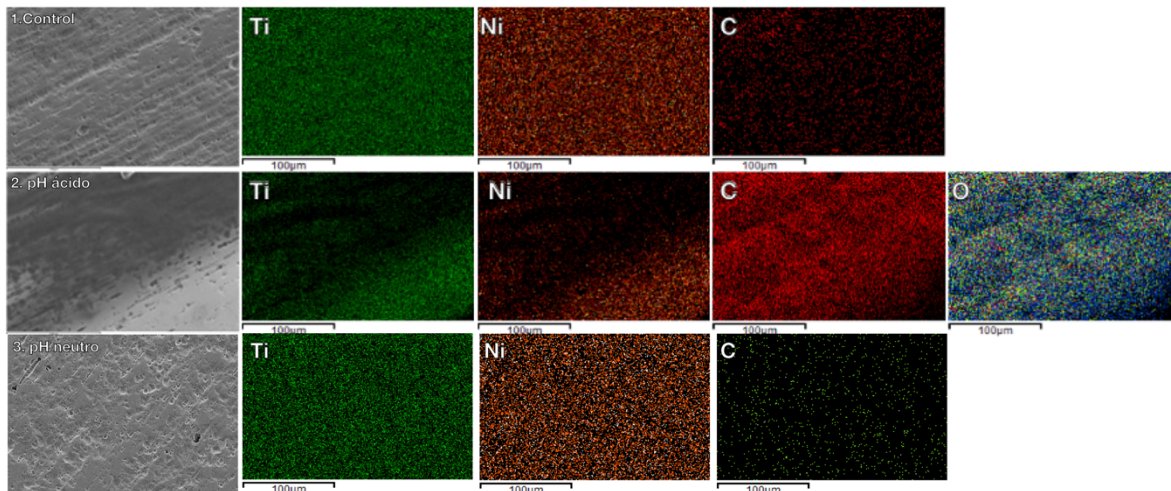
**Figura 39.** Espectro EDS de NiTi de la marca TD Orthodontics™ muestra control.



**Figura 40.** Espectro EDS de NiTi de la marca TD Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 4.0 (ácido)



**Figura 41.** Espectro EDS de NiTi de la marca TD Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 7.1 (neutro)



**Figura 42.** Mapeo Elemental EDS de NiTi de la marca TD Orthodontics™

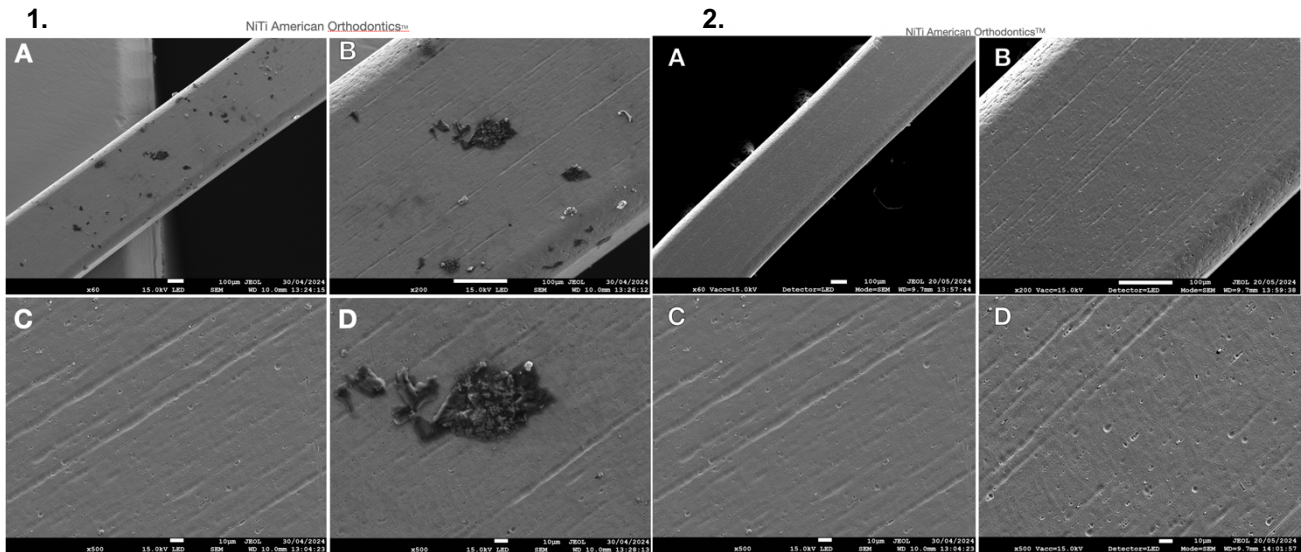
Mediante el detector EDS en el microscopio electrónico de barrido, en la figura 39 (muestra control) se observa el espectro EDS que corresponden a los elementos principales de la aleación de NiTi Níquel (Ni), Titanio (Ti). En la figura 40 (muestra pH ácido) observamos un elevado crecimiento en los elementos Carbono (C), Oxígeno (O), y una disminución de los elementos Ni y Ti. En la figura 41 (Muestra en pH neutro) el espectro arrojó datos que nos permite ver que no hay cambios significativos entre la muestra control con la experimental

Mapeo elemental (Figura 42). En la muestra control se observó que hay una distribución homogénea de los elementos siendo el Ni y el Ti los elementos con mayor visibilidad. En la muestra experimental que fue sometida en saliva artificial de pH ácido en la zona con inicios de herrumbre se aprecia como los elementos O y C aumentan, se observan de un color intenso, respecto a los elementos Ni y Ti que se observó una ausencia de estos en el área identificándose como una mancha oscura. En la muestra experimental que fue sometida a pH neutro no se observan cambios significativos, los elementos están distribuidos de manera uniforme en la muestra.

## NiTi American Orthodontics™

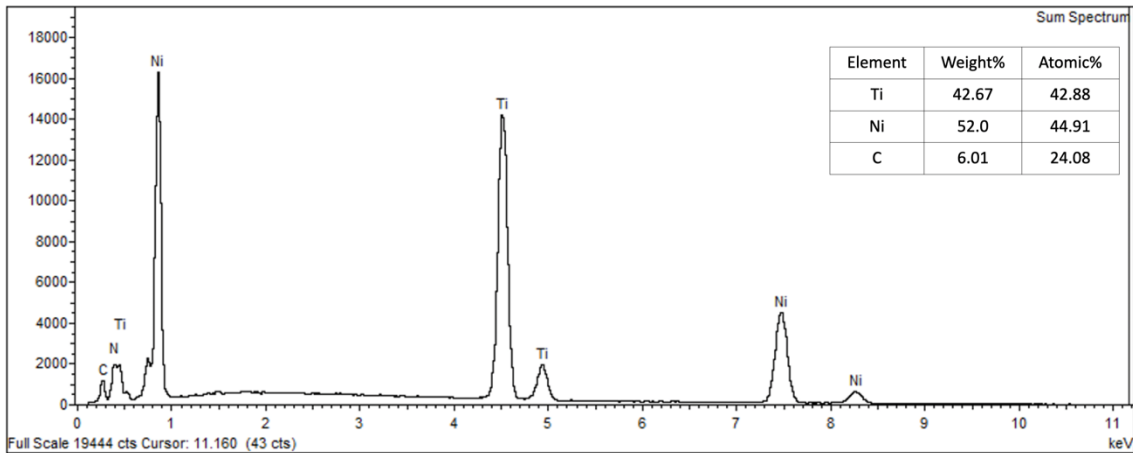
Al observar las imágenes obtenidas por el microscopio electrónico de barrido de la muestra de arco experimental de NiTi de la marca American Orthodontics™ en saliva artificial de pH 4.0 (Figura 43-1) se observó una variedad de estructuras superficiales como grietas, depósitos como herrumbre. En la imagen ampliada a 500x (figura 43-1 D) se aprecia zona con herrumbre, estos son signos pueden propiciar a que aparezcan desde pequeños puntos hasta grandes cavidades. En la muestra de arco control (figura 43-1 C) se observa que se presenta una superficie con rayones e irregularidad.

La muestra experimental en saliva artificial pH 7.1 (figura 43-2) No se observó cambios significativos comparada con la muestra control.

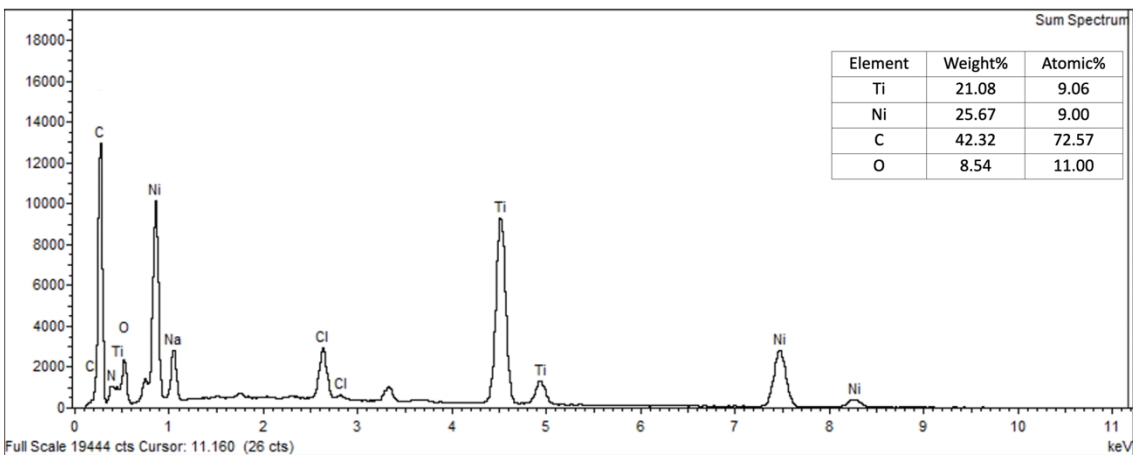


**Figura 43. Imágenes microscópicas tomadas con SEM de NiTi de la marca American Orthodontics™ (1.) muestra experimental en pH ácido vs muestra control y (2.) pH neutro vs muestra control. (1 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación. (1 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (2 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación, (2 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro.**

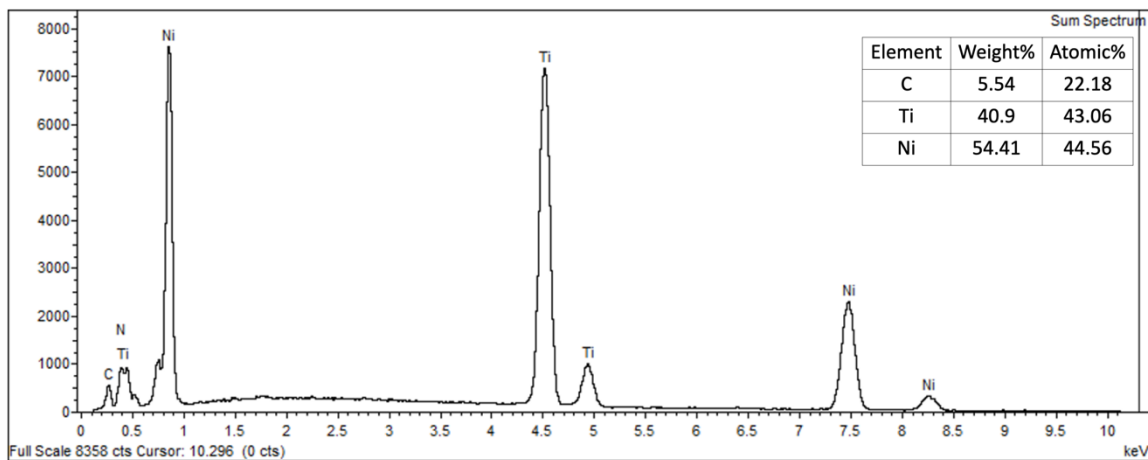
## Mapeo químico elemental y composición química por EDS



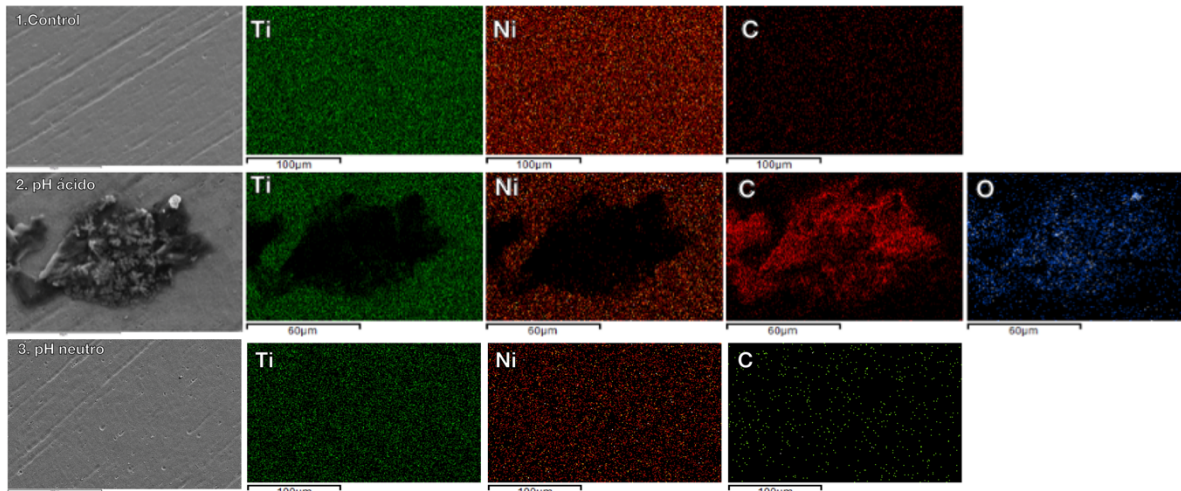
**Figura 44.** Espectro EDS de NiTi de la marca American Orthodontics™ muestra control.



**Figura 45.** Espectro EDS de NiTi de la marca American Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 4.0 (ácido).



**Figura 46.** Espectro EDS de NiTi de la marca American Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 7.1 (neutro).



**Figura 47.** Mapeo Elemental EDS de NiTi de la marca American Orthodontics™

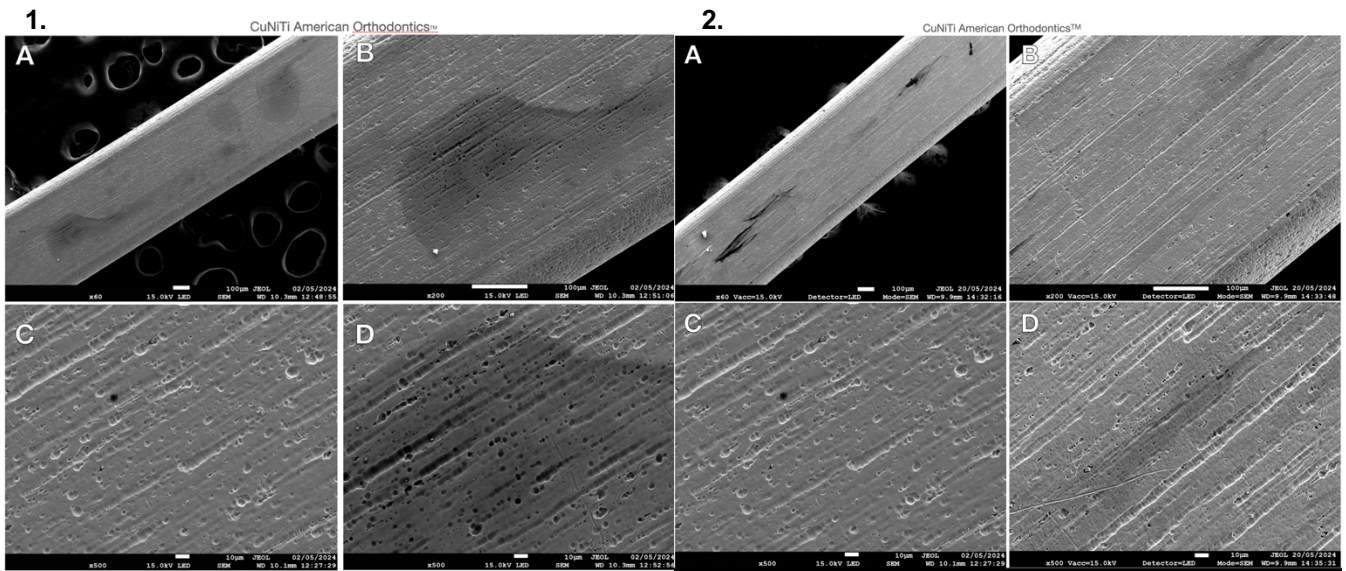
En la figura 44 (muestra control) se observa el espectro EDS que corresponden a los elementos principales de la aleación de NiTi Níquel (Ni), Titanio (Ti). En la figura 45 (Muestra pH ácido) observamos un elevado crecimiento en los elementos Carbono (C), Oxígeno (O), y una disminución de los elementos Ni y Ti. En la figura 46 (Muestra en pH neutro) el espectro arrojó datos que nos permite ver que no hay cambios significativos entre la muestra control con la experimental de pH neutro.

Mapeo elemental (Figura 47). En la muestra control se observó que hay una distribución homogénea de los elementos siendo el Ni y el Ti los elementos con mayor visibilidad. En la muestra experimental que fue sometida en saliva artificial de pH ácido en la zona con herrumbre se aprecia como los elementos O y C aumentan, se observan de un color intenso, respecto a los elementos Ni y Ti que se observó una ausencia de estos en el área identificándose como una mancha oscura. En la muestra experimental que fue sometida a pH neutro no se observan cambios significativos, los elementos están distribuidos de manera uniforme en la muestra.

## CuNiTi American Orthodontics™

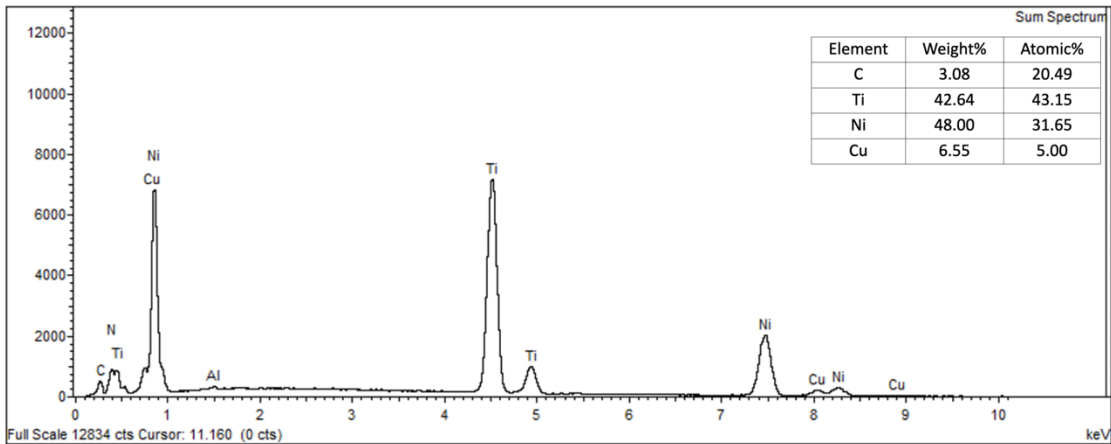
En las imágenes obtenidas por el microscopio electrónico de barrido de la muestra de arco de CuNiTi de la marca American Orthodontics™ experimental en saliva artificial de pH 4.0 (Figura 48-1) se observó una variedad de manchas oscuras sobre la superficie diferentes tamaños y profundidades. En la imagen de ampliación de 500x (figura 48-1 D) se aprecia como la mancha se aloja en mayor cantidad en las porosidades de la superficie. En la muestra de arco control (figura 48-1 C) las imágenes revelaron que la superficie presenta irregularidades, porosidades.

La muestra experimental en saliva artificial pH 7.1 (figura 48-2) se observó una menor cantidad de manchas oscuras su superficie comparada con la muestra experimental en saliva artificial de pH ácido.

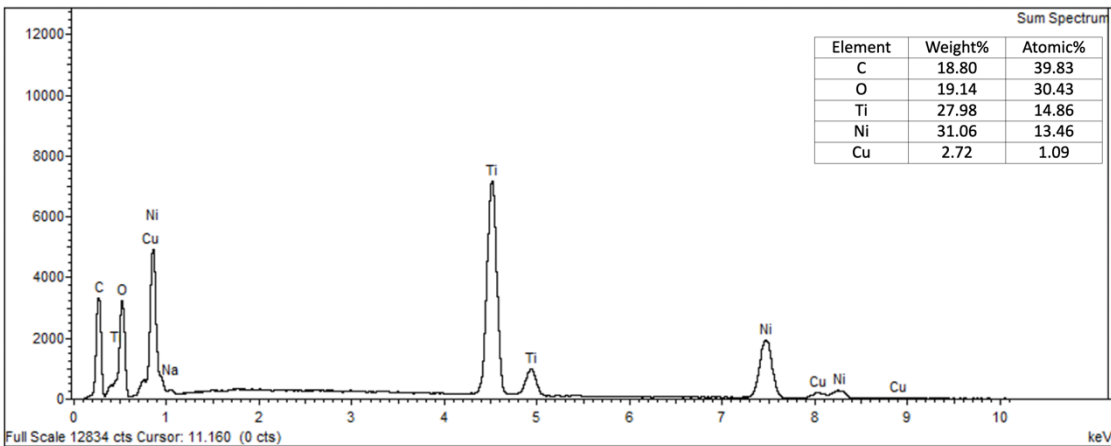


**Figura 48. Imágenes microscópicas tomadas con SEM de CuNiTi de la marca American Orthodontics™ (1.) muestra experimental en pH ácido vs muestra control y (2.) pH neutro vs muestra control. (1 A) imagen a x60 de ampliación de la muestra experimental en pH ácido. (1 B) imagen a x200 de ampliación de la muestra experimental en pH ácido. (1 C) imagen de la muestra control a x500 de ampliación. (1 D) imagen a x500 de ampliación de la muestra experimental en pH ácido. (2 A) imagen a x60 de ampliación de la muestra experimental en pH neutro. (2 B) imagen a x200 de ampliación de la muestra experimental en pH neutro. (2 C) imagen de la muestra control a x500 de ampliación, (2 D) imagen a x500 de ampliación de la muestra experimental en pH neutro.**

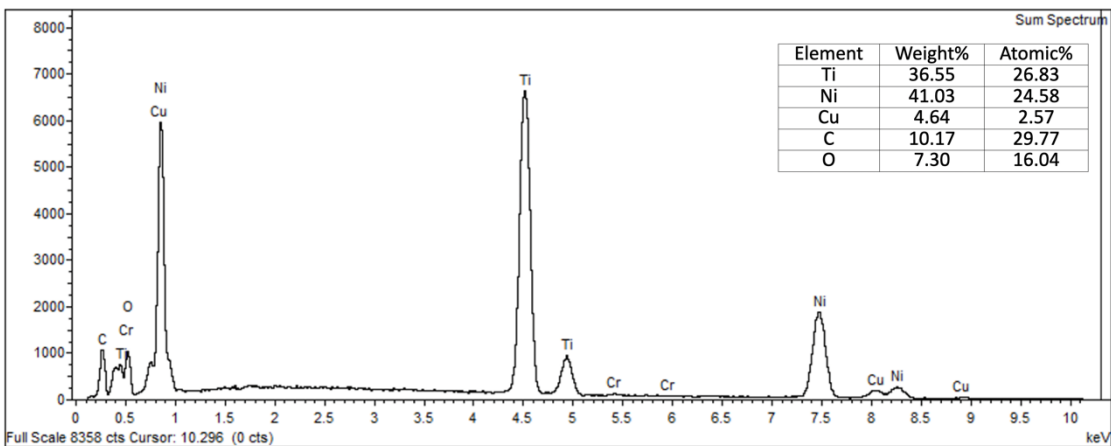
## Mapeo químico elemental y composición química por EDS



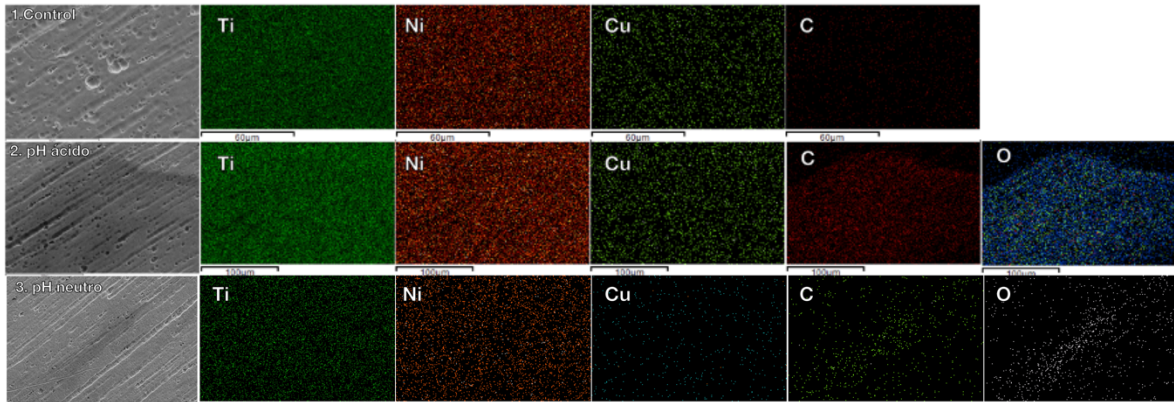
**Figura 49.** Espectro EDS de CuNiTi de la marca American Orthodontics™ muestra control.



**Figura 50.** Espectro EDS de CuNiTi de la marca American Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 4.0 (ácido).



**Figura 51.** Espectro EDS de CuNiTi de la marca American Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 7.1 (neutro).



**Figura 52.** Mapeo Elemental EDS de CuNiTi de la marca American Orthodontics™

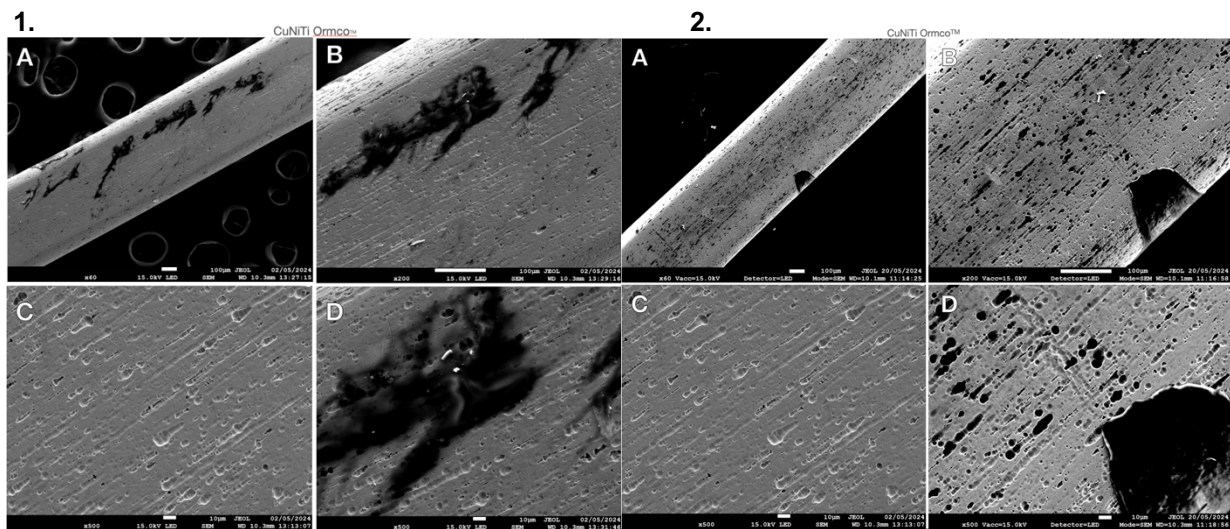
En la figura 49 (muestra control) se observa el espectro EDS que corresponden a los elementos principales de la aleación de CuNiTi Cobre (Cu), Níquel (Ni), Titanio (Ti). En la figura 50 (Muestra pH ácido) se observa un crecimiento en los elementos Carbono (C), Oxígeno (O). En la figura 51 (Muestra en pH neutro) el espectro arrojó datos que permite ver que aumentó los elementos de C y O comparados con la muestra control.

Mapeo elemental (Figura 52). En la muestra control se observó que hay una distribución homogénea de los elementos siendo el Cu, Ni y el Ti los elementos con mayor visibilidad. En la muestra experimental que fue sometida en saliva artificial de pH ácido en la zona con herrumbre se observó como los elementos O y C aumentan, se observan de un color intenso. En la muestra experimental que fue sometida a pH neutro se observó que hubo un ligero incremento de los elementos C y O en el centro de la imagen.

## CuNiTi Ormco™

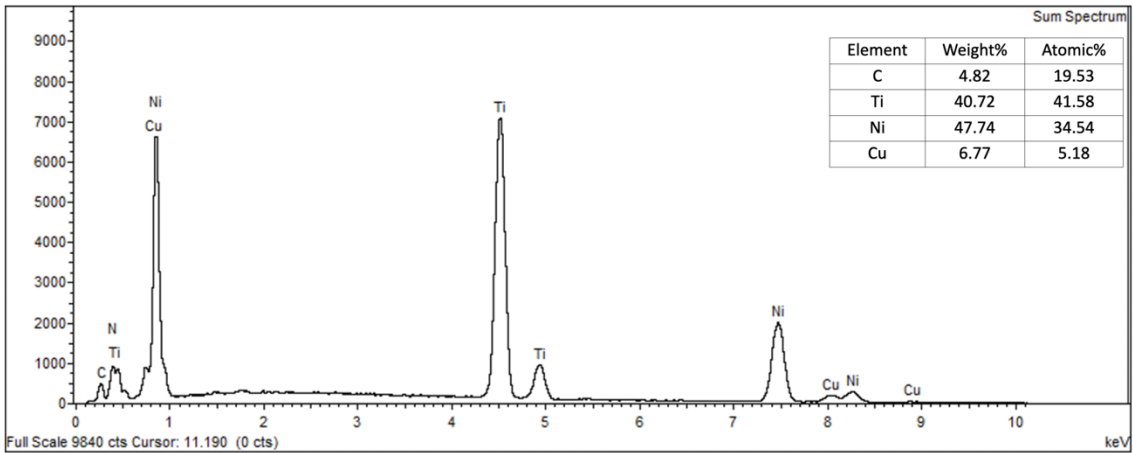
Las imágenes obtenidas por el microscopio electrónico de barrido de la muestra de arco experimental de CuNiTi de la marca Ormco™ en saliva artificial de pH 4.0 (figura 53-1) se observó una zona con herrumbre y mancha oscura. En la imagen (figura 53-1 D) se aprecia zona con herrumbre. En la muestra de arco control (figura 53-1 C) la superficie presentaba irregularidades y porosidades.

La muestra experimental en saliva artificial pH 7.1 (figura 53-2) se observó una distribución respecto a la cantidad de depósitos de herrumbre en cavidades de la superficie. Sin embargo, la imagen con 500x de amplificación (Figura 53-2 D) se observa una zona más grande de herrumbre como signo de indicio a un proceso de corrosión.

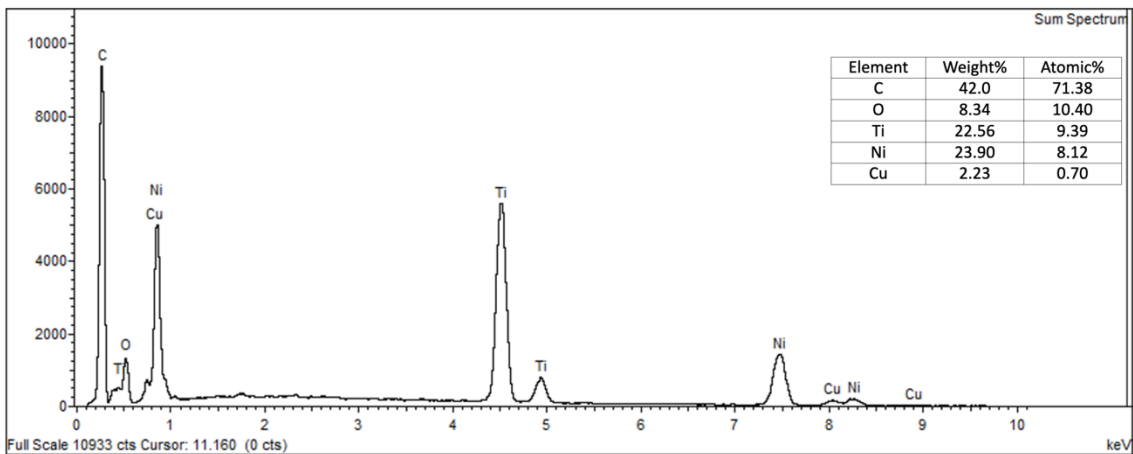


**Figura 53. Imágenes microscópicas tomadas con SEM de CuNiTi de la marca Ormco™ (1.) muestra experimental en pH ácido vs muestra control y (2.) pH neutro vs muestra control. (1 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación. (1 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido (2 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación, (2 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro.**

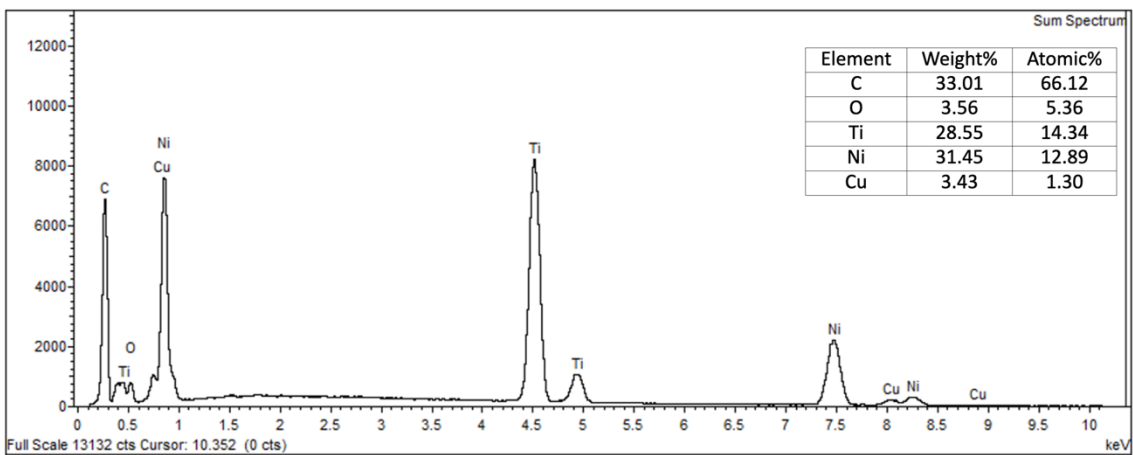
## Mapeo químico elemental y composición química por EDS



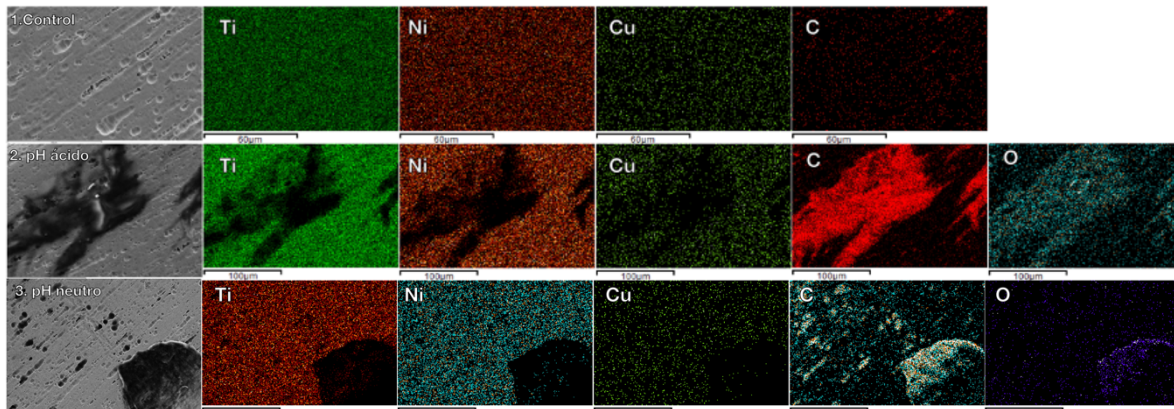
**Figura 54.** Espectro EDS de CuNiTi de la marca Ormco™ muestra control.



**Figura 55.** Espectro EDS de CuNiTi de la marca Ormco™ muestra experimental en saliva artificial de pH 4.0 (ácido).



**Figura 56.** Espectro EDS de CuNiTi de la marca Ormco™ muestra experimental en saliva artificial de pH 7.1 (neutro).



**Figura 57.** Mapeo Elemental EDS de CuNiTi de la marca Ormco™

En la figura 54 (muestra control) se observa el espectro EDS que corresponden a los elementos principales de la aleación de CuNiTi, Cobre (Cu), Níquel (Ni), Titanio (Ti). En la figura 55 (Muestra pH ácido) se observó un elevado crecimiento en los elementos Carbono (C), Oxígeno (O), y una disminución de los elementos Cu, Ni y Ti. En la figura 56 (Muestra en pH neutro) el espectro arrojó datos que permite ver un aumento de los elementos de C y O.

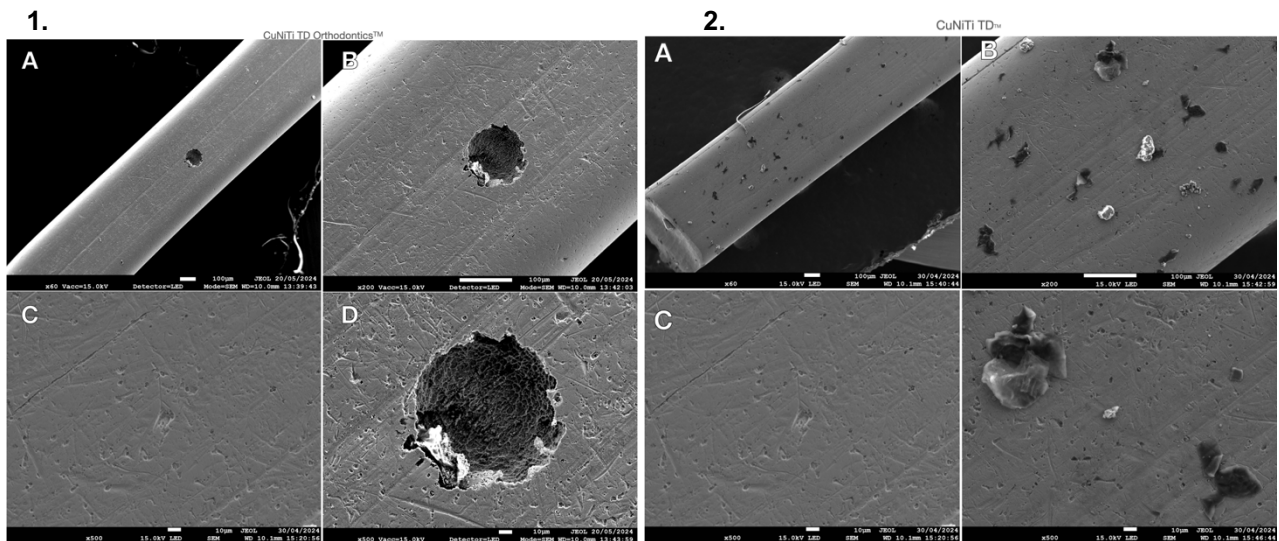
Mapeo elemental (Figura 57). En la muestra control se observó que hay una distribución homogénea de los elementos siendo el Cu, Ni y el Ti los elementos con mayor visibilidad. En la muestra experimental que fue sometida en saliva artificial de pH ácido en la zona con herrumbre se aprecia como los elementos O y C aumentan, se observan de un color intenso, respecto a los elementos Ni y Ti que se observó una ausencia de estos en el área identificándose como una mancha oscura. En la muestra experimental que fue sometida a pH neutro se observó aumento de los elementos C y O en el área correspondiente a la zona de herrumbre en la imagen.

## CuNiTi TD Orthodontics™

Imágenes obtenidas por el microscopio electrónico de barrido de la muestra de arco experimental de CuNiTi de la marca TD Orthodontics™ en saliva artificial de pH 4.0 (Figura 58-1) se observó una superficie con una cavidad como signo de corrosión por picadura. En la imagen de ampliación a 500x (figura 58-1 D) se aprecia la cavidad.

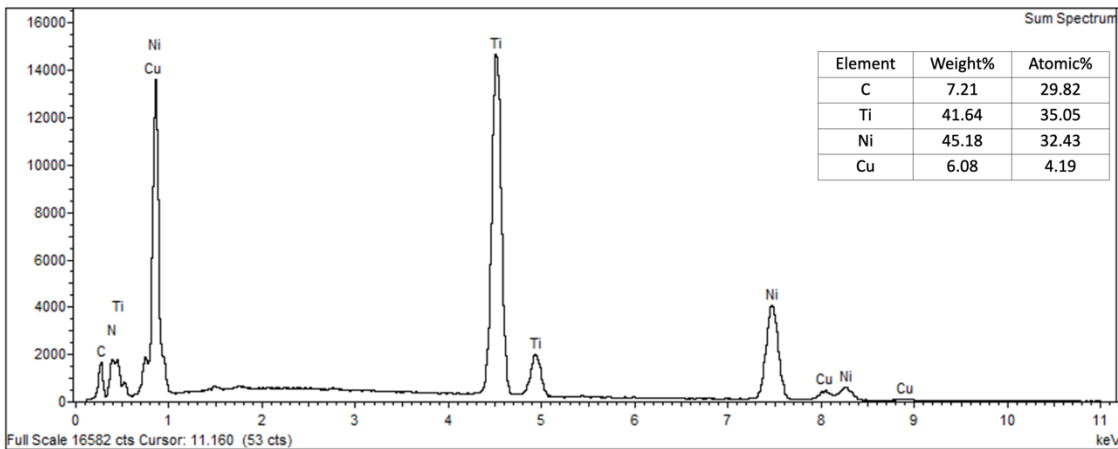
En la muestra de arco control (figura 58-1 C) las imágenes revelaron que la superficie presenta leves irregularidades y rayones.

La muestra experimental en saliva artificial pH 7.1 (figura 58-2) se observó con pequeñas zonas con herrumbre y escombros.

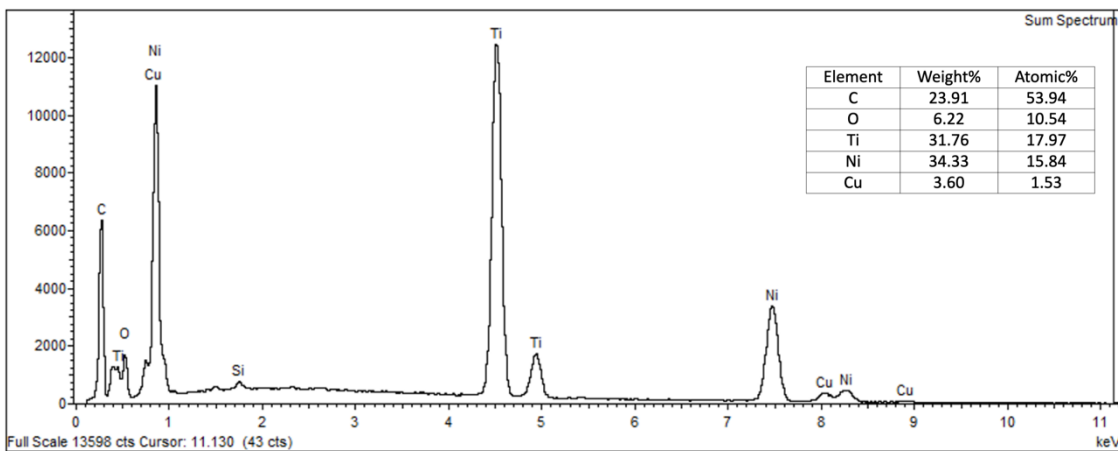


**Figura 58. Imágenes microscópicas tomadas con SEM de CuNiTi de la marca TD Orthodontics™ (1.) muestra experimental en pH ácido vs muestra control y (2.) pH neutro vs muestra control. (1 A) imagen a x60 de ampliación de la muestra experimental en pH ácido. (1 B) imagen a x200 de ampliación de la muestra experimental en pH ácido. (1 C) imagen de la muestra control a x500 de ampliación. (1 D) imagen a x500 de ampliación de la muestra experimental en pH ácido. (2 A) imagen a x60 de ampliación de la muestra experimental en pH neutro. (2 B) imagen a x200 de ampliación de la muestra experimental en pH neutro. (2 C) imagen de la muestra control a x500 de ampliación, (2 D) imagen a x500 de ampliación de la muestra experimental en pH neutro.**

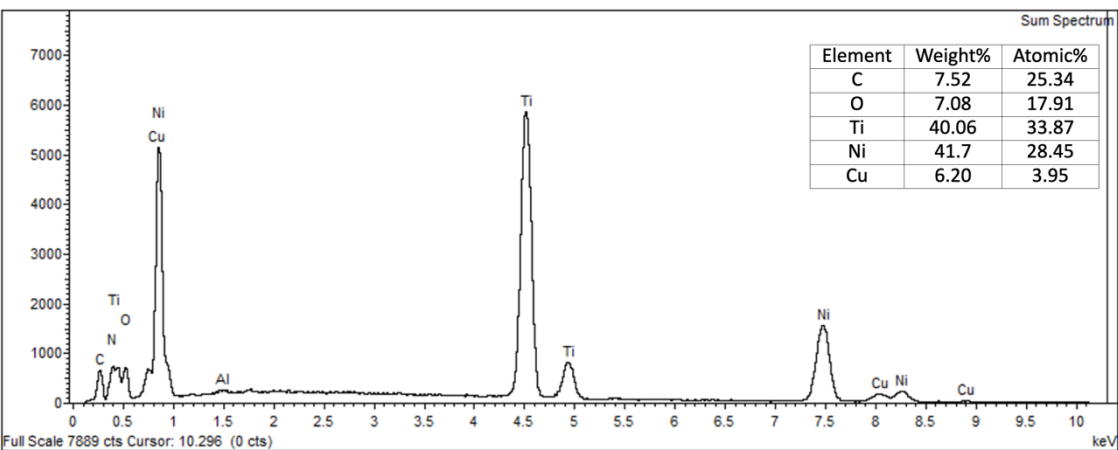
## Mapeo químico elemental y composición química por EDS



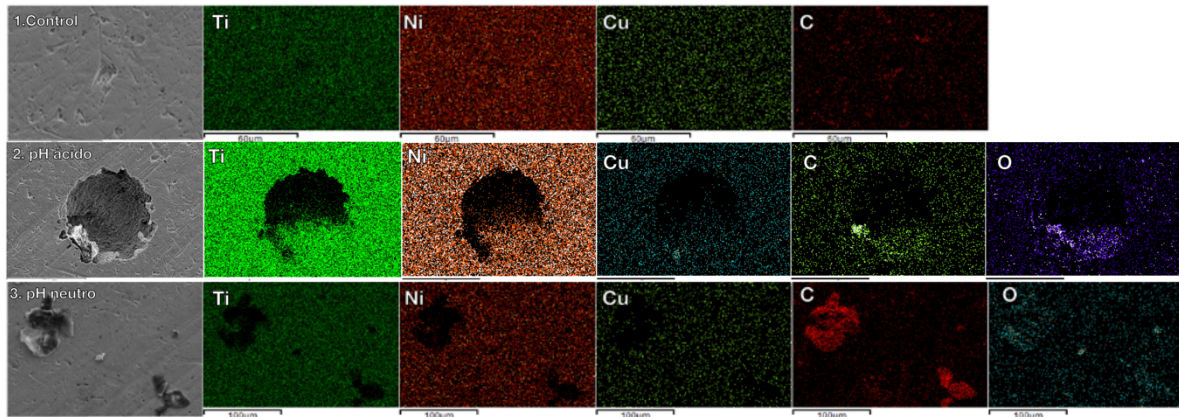
**Figura 59.** Espectro EDS de CuNiTi de la marca TD Orthodontics™ muestra control



**Figura 60.** Espectro EDS de CuNiTi de la marca TD Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 4.0 (ácido).



**Figura 61.** Espectro EDS de CuNiTi de la marca TD Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 7.1 (neutro).



**Figura 62.** Espectro EDS de CuNiTi de la marca TD Orthodontics™

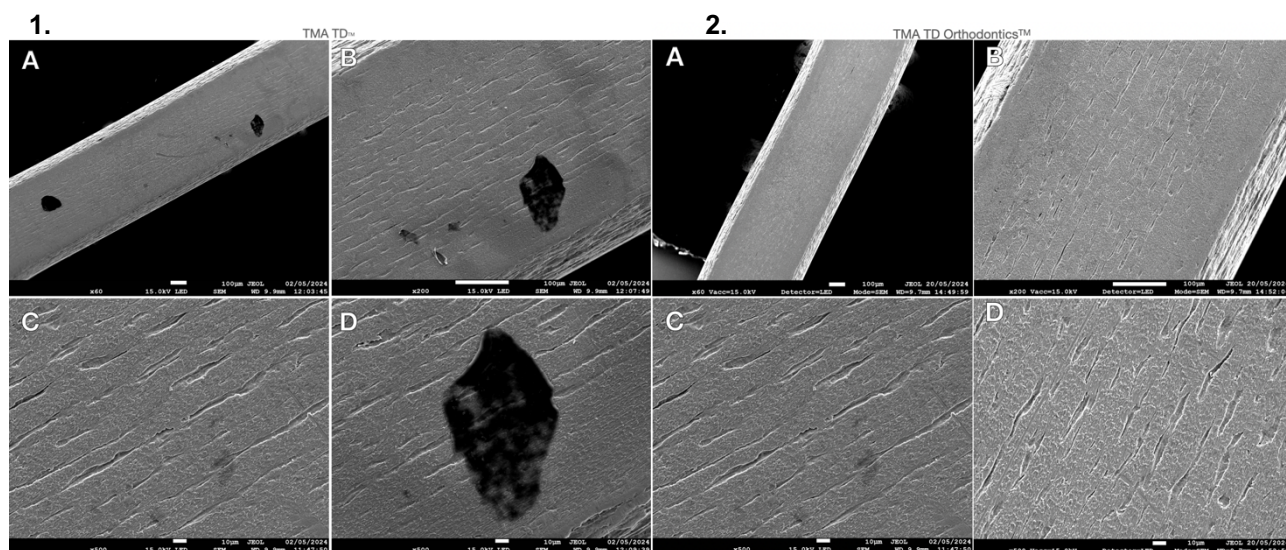
En el espectro EDS en la figura 59 (muestra control) se observaron los elementos principales de la aleación de CuNiTi, cobre (Cu), níquel (Ni) y titanio (Ti). En la figura 60 (muestra pH ácido) se observó en el espectro EDS un crecimiento en los elementos carbono (C), oxígeno (O), y una leve disminución de los elementos Cu, Ni y Ti. En la figura 61 (muestra en pH neutro) el espectro arrojó datos que permitieron ver que no hubo cambios importantes comparado con la muestra control.

Mapeo elemental (figura 62). En la muestra control se observó que hay una distribución homogénea de los elementos, siendo el Cu, Ni y el Ti los elementos con mayor visibilidad. En la muestra experimental que fue sometida en saliva artificial de pH ácido en la zona con la cavidad por corrosión se aprecia como los elementos O y C aumentan, se observan de un color intenso en algunas zonas de la cavidad. Respecto a los elementos Ni y Ti, se observó una ausencia de estos en el área identificándose como una mancha oscura. En la muestra experimental que fue sometida a pH neutro se observó aumento de los elementos C y O en el área correspondiente a la zona de herrumbre en la imagen.

## TMA TD Orthodontics™

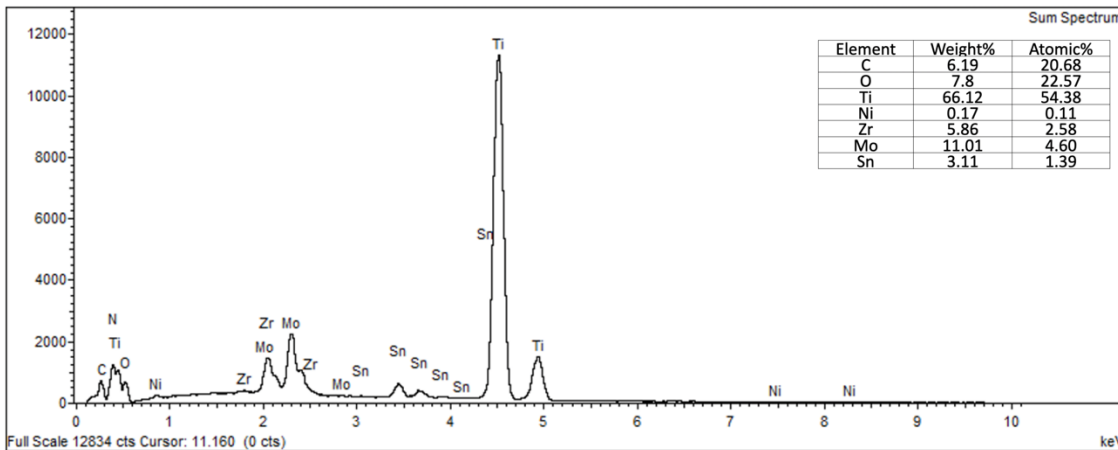
En las imágenes obtenidas por el microscopio electrónico de barrido de la muestra de arco experimental de TMA de la marca TD Orthodontics™ en saliva artificial de pH 4.0 (Figura 63-1) se observaron zonas localizadas con manchas oscuras correspondientes a herrumbre. En la imagen (figura 63-1 D) se aprecia zona con herrumbre. En la muestra de arco control (figura 63-1 C) se observa una superficie con grietas.

En la muestra experimental en saliva artificial pH 7.1 (figura 63-2) no se observó un cambio significativo comprado con la muestra control.

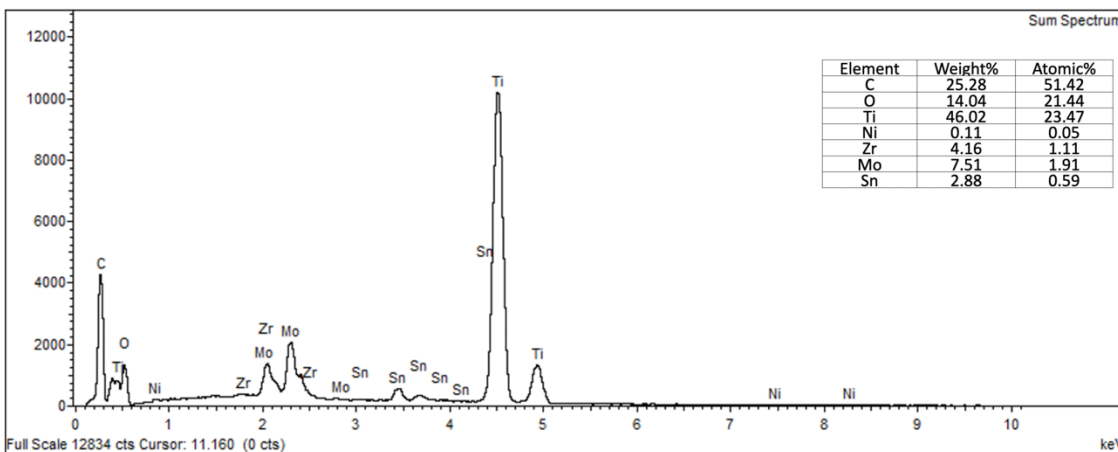


**Figura 63. Imágenes microscópicas tomadas con SEM de TMA de la marca TD Orthodontics™ (1.) muestra experimental en pH ácido vs muestra control y (2.) pH neutro vs muestra control. (1 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación. (1 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (2 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación, (2 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro.**

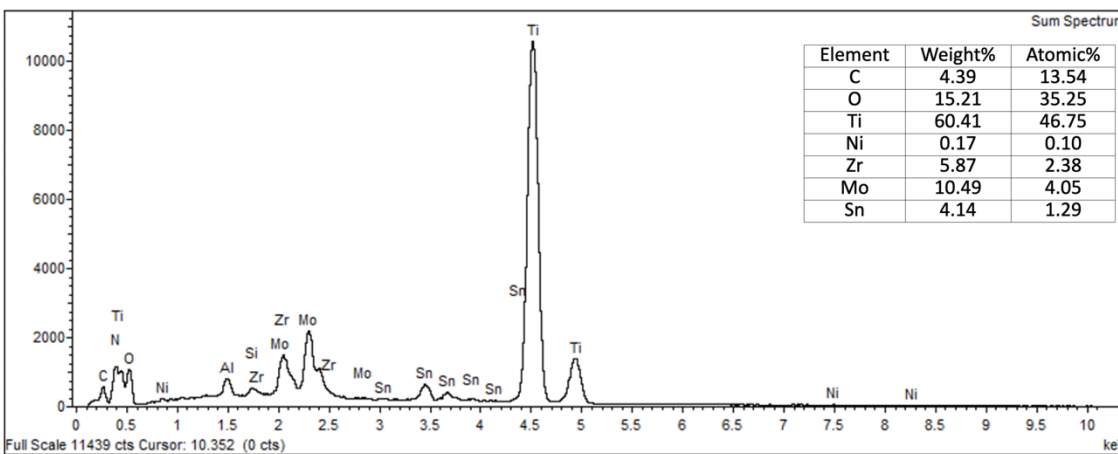
## Mapeo químico elemental y composición química por EDS



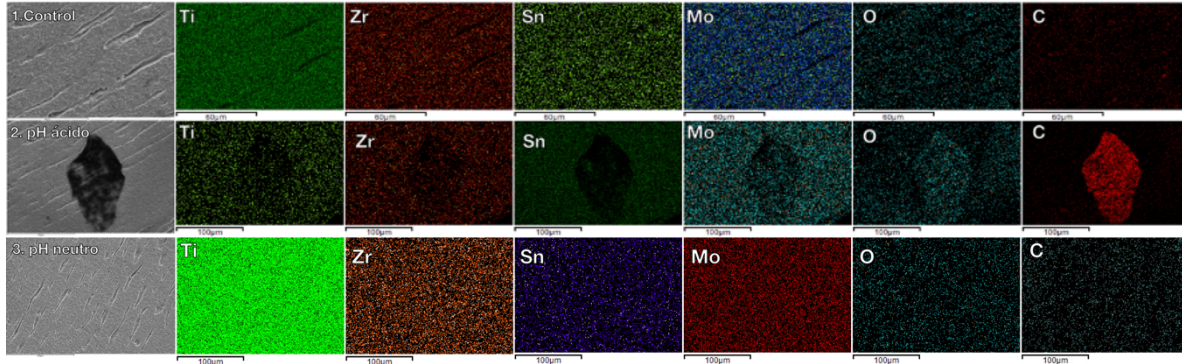
**Figura 64.** Espectro EDS de TMA de la marca TD Orthodontics™ muestra control.



**Figura 65.** Espectro EDS de TMA de la marca TD Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 4.0 (ácido).



**Figura 66.** Espectro EDS de TMA de la marca TD Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 7.1 (neutro).



**Figura 67.** Espectro EDS de TMA de la marca TD Orthodontics™

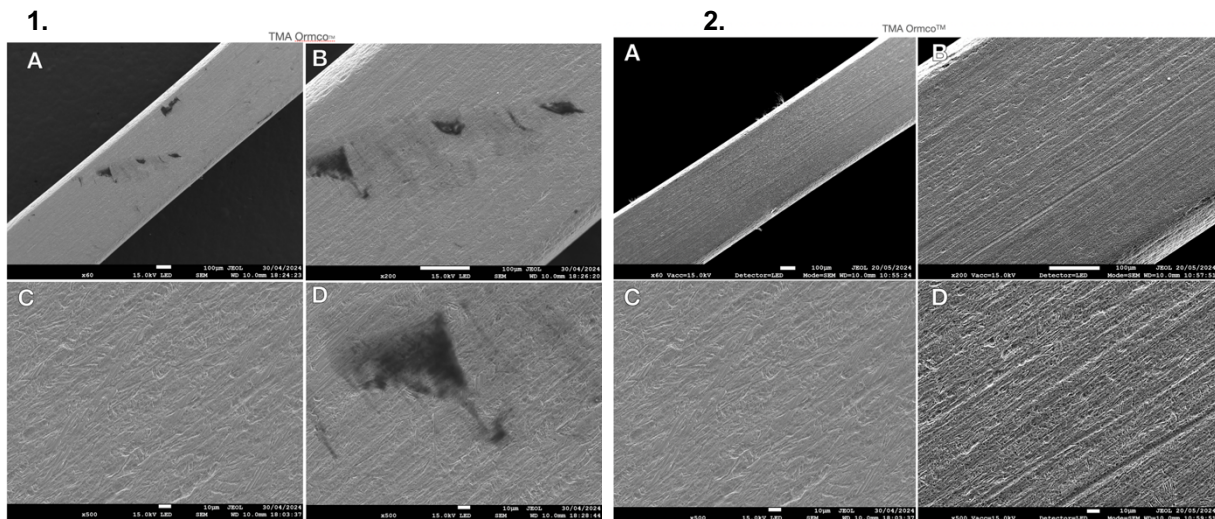
En la figura 64 (muestra control) se observa el espectro EDS que corresponden a los elementos principales de la aleación de TMA, titanio (Ti), molibdeno (Mo), zirconio (Zr) y estaño (Sn). En la figura 65 (muestra pH ácido) se observó un elevado crecimiento en los elementos carbono (C), oxígeno (O), y una disminución de los otros elementos principales de esta aleación. En la figura 66 (muestra en pH neutro) el espectro arrojó datos que permitieron ver que no hay cambios significativos comparado con el espectro EDS de la muestra control.

Mapeo elemental (Figura 67). En la muestra control se observó que hay una distribución homogénea de los elementos, siendo el Ti, Zr, Sn y Mo los elementos con mayor visibilidad. En la muestra experimental que fue sometida a saliva artificial de pH ácido en la zona con inicio de herrumbre se aprecia como los elementos O y C aumentan, se observan de un color intenso, respecto a los elementos Ti, Zr, Sn y Mo se observó una ausencia de estos en el área identificándose como una mancha oscura. En la muestra experimental que fue sometida a pH neutro se observó que las concentraciones de los elementos están uniformemente distribuidas.

## TMA Ormco™

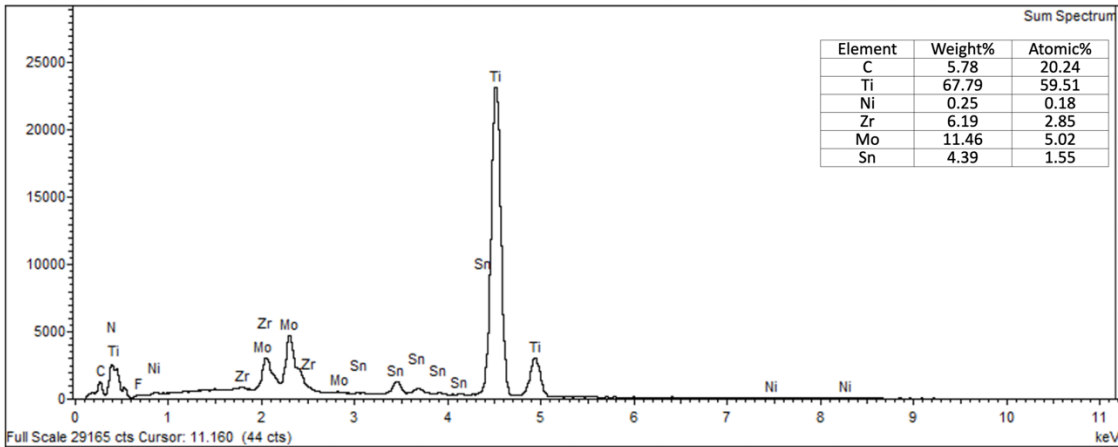
En las imágenes obtenidas por el microscopio electrónico de barrido de la muestra de arco experimental de TMA de la marca Ormco™ en saliva artificial de pH 4.0 (Figura 68-1) se observó zonas localizadas con manchas oscuras correspondientes a inicio de herrumbre. En la imagen (figura 68-1 D) se aprecia la zona con mancha oscura. En la muestra de arco control (figura 68-1 C) Se observa una superficie irregular

La muestra experimental en saliva artificial pH 7.1 (figura 68-2) No se observó un cambio significativo comprado con la muestra control.

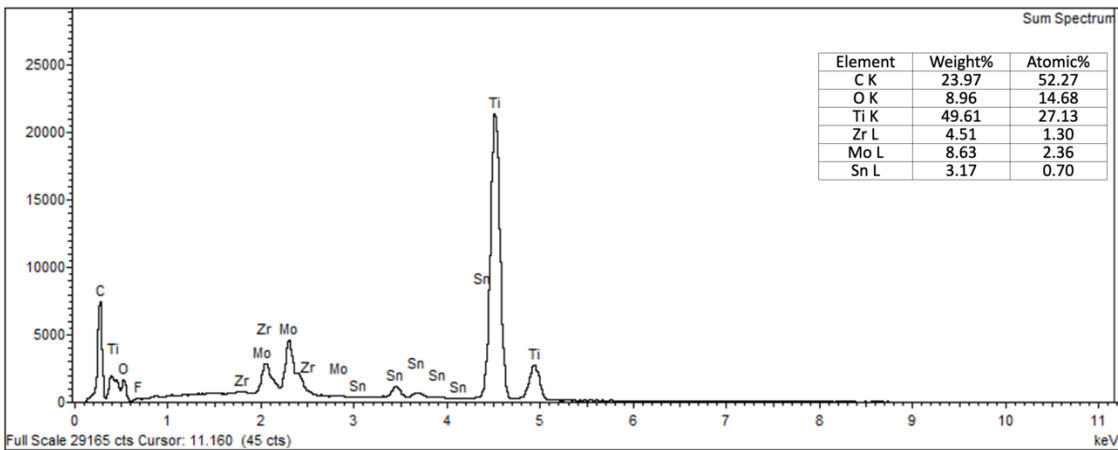


**Figura 68. Imágenes microscópicas tomadas con SEM de TMA de la marca Ormco™ (1.) muestra experimental en pH ácido vs muestra control y (2.) pH neutro vs muestra control. (1 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación. (1 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (2 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación, (2 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro.**

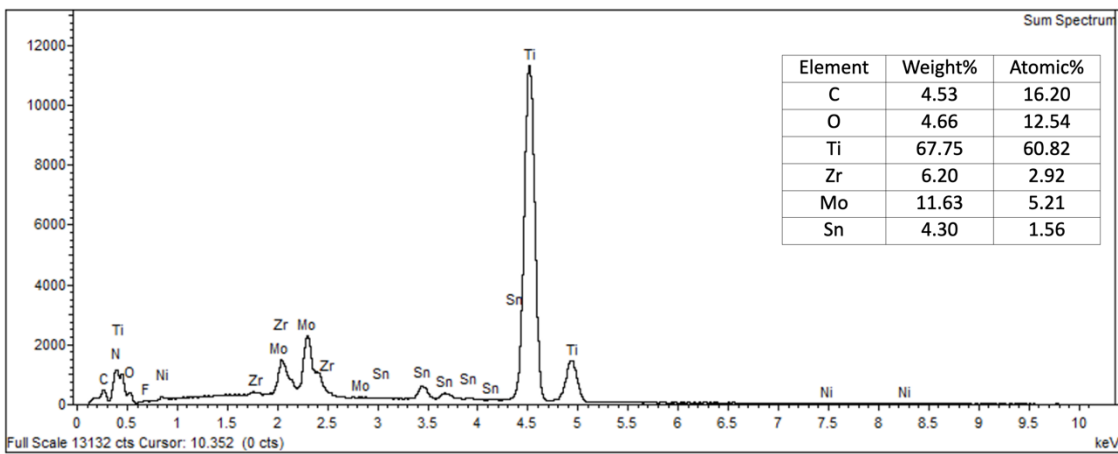
## Mapeo químico elemental y composición química por EDS



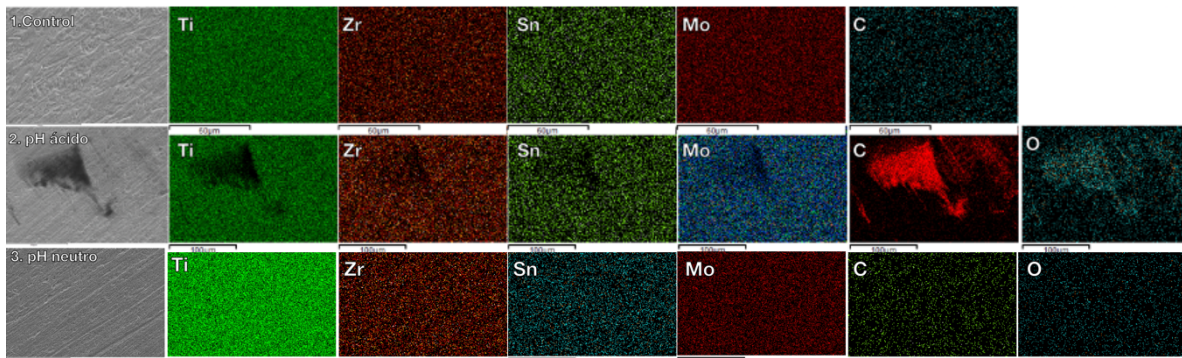
**Figura 69.** Espectro EDS de TMA de la marca Ormco™ muestra control.



**Figura 70.** Espectro EDS de TMA de la marca Ormco™ muestra experimental en saliva artificial de pH 4.0 (ácido).



**Figura 71.** Espectro EDS de TMA de la marca Ormco™ muestra experimental en saliva artificial de pH 7.1 (neutro).



**Figura 72.** Mapeo Elemental EDS de TMA de la marca Ormco™

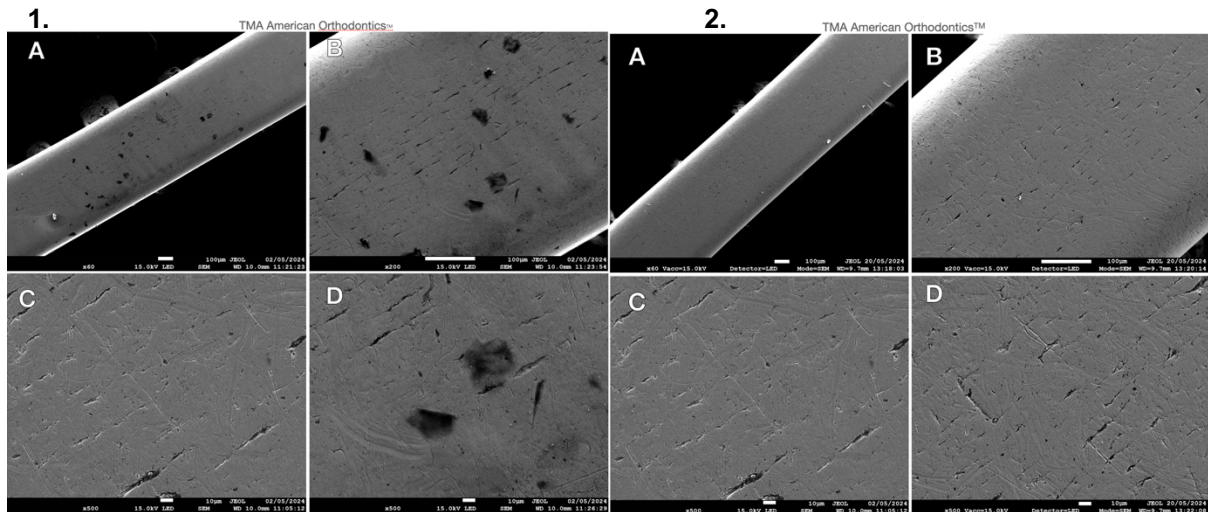
En la figura 69 (muestra control) se observa el espectro EDS que corresponde a los elementos principales de la aleación de TMA, titanio (Ti), molibdeno (Mo), zirconio (Zr) y estaño (Sn). En la figura 70 (Muestra pH ácido) se observó en el espectro EDS un crecimiento en los elementos carbono (C), oxígeno (O), y una disminución de los otros elementos principales de esta aleación. En la figura 71 (Muestra en pH neutro) el espectro arrojó datos que permite observar que no hay cambios significativos comparado con el espectro EDS de la muestra control.

Mapeo elemental (Figura 72). En la muestra control se observó que hay una distribución homogénea de los elementos siendo el Ti, Zr, Sn y Mo los elementos con mayor visibilidad. En la muestra experimental que fue sometida en saliva artificial de pH ácido en la zona con inicio de herrumbre se aprecia como los elementos O y C aumentan, se observan de un color intenso, respecto a los elementos Ti, Zr, Sn y Mo se observó una ausencia de estos en el área identificándose como una mancha oscura. En la muestra experimental que fue sometida a pH neutro se observó que las concentraciones de los elementos están uniformemente distribuidas en la muestra.

## TMA American Orthodontics™

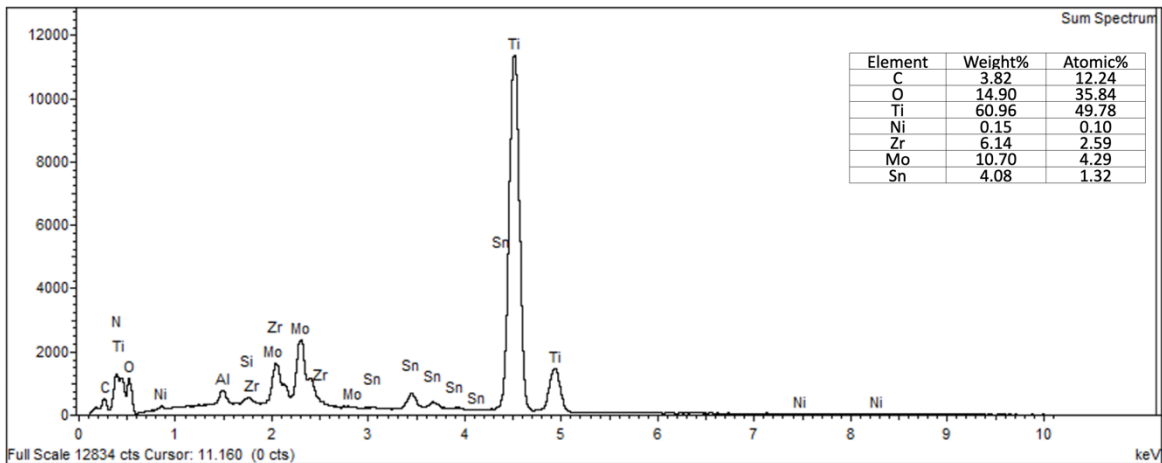
En las imágenes obtenidas por el microscopio electrónico de barrido de la muestra de arco experimental de TMA de la marca TD Orthodontics™ en saliva artificial de pH 4.0 (Figura 73-1) se observó zonas localizadas con manchas oscuras correspondientes a herrumbre. En la imagen (figura 73-1 D) se aprecia un acercamiento a una zona con herrumbre. En la muestra de arco control (figura 73-1 C) se observa una superficie con grietas

La muestra experimental en saliva artificial pH 7.1 (figura 73-2) No se observó un cambio significativo comparado con la muestra control.

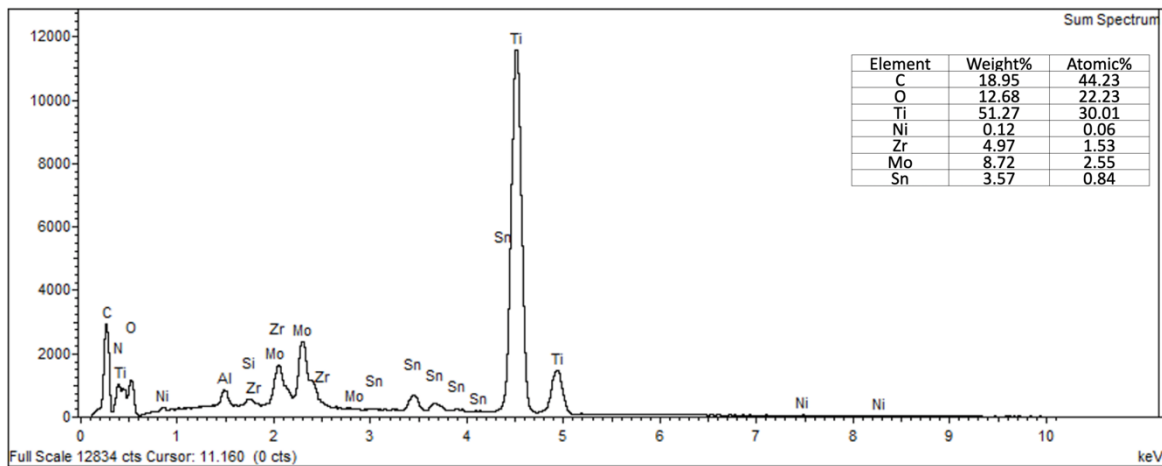


**Figura 73. Imágenes microscópicas tomadas con SEM de TMA de la marca American Orthodontics™ (1.) muestra experimental en pH ácido vs muestra control y (2.) pH neutro vs muestra control. (1 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (1 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación. (1 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH ácido. (2 A) imagen a x60 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 B) imagen a x200 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro. (2 C) imagen de la muestra control a x500 de amplificación, (2 D) imagen a x500 de amplificación de la muestra experimental en pH neutro.**

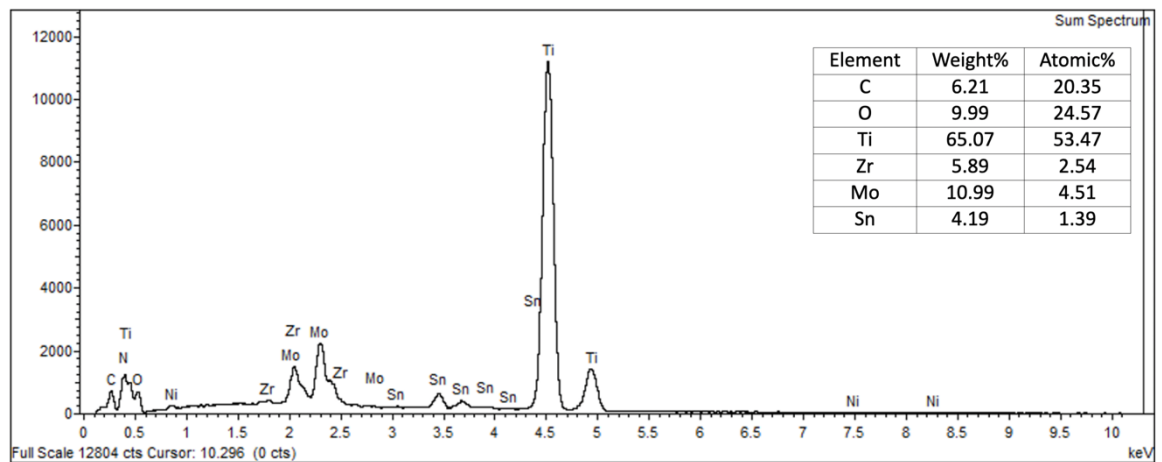
## Mapeo químico elemental y composición química por EDS



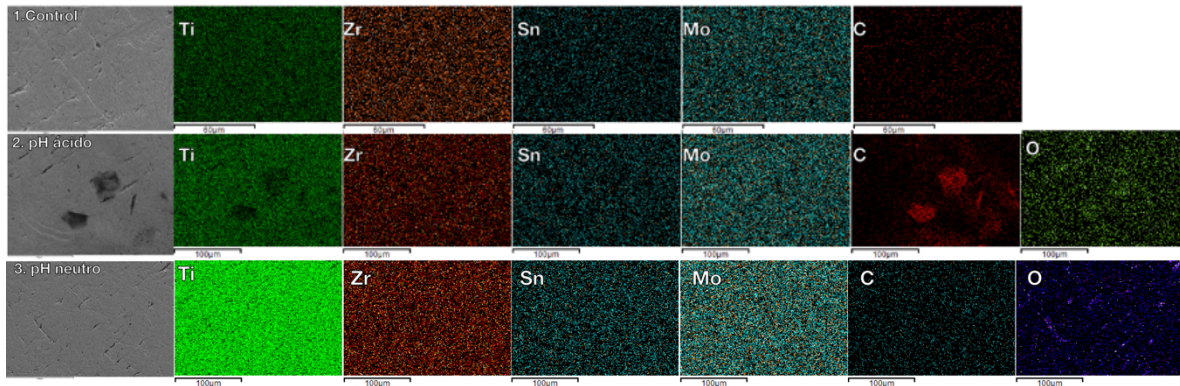
**Figura 74.** Espectro EDS de TMA de la marca American Orthodontics™ muestra control



**Figura 75.** Espectro EDS de TMA de la marca American Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 4.0 (ácido).



**Figura 76.** Espectro EDS de TMA de la marca American Orthodontics™ muestra experimental en saliva artificial de pH 7.1 (neutro).



**Figura 77.** Mapeo Elemental EDS de TMA de la marca American Orthodontics™

En la figura 74 (muestra control) se observa el espectro EDS que corresponden a los elementos principales de la aleación de TMA, titanio (Ti), molibdeno (Mo), zirconio (Zr) y estaño (Sn). En la figura 75 (muestra pH ácido) se observó un elevado crecimiento en los elementos carbono (C), oxígeno (O), y una disminución de los otros elementos principales de esta aleación. En la figura 76 (muestra en pH neutro) el espectro arrojó datos que permite ver que no hay cambios significativos comparado con el espectro EDS de la muestra control.

Mapeo elemental (Figura 77). En la muestra control se observó que hay una distribución homogénea de los elementos siendo el Ti, Zr, Sn y Mo los elementos con mayor visibilidad. En la muestra experimental que fue sometida en saliva artificial de pH ácido en la zona con mancha oscura se aprecia como los elementos O y C aumentan, se observan de un color intenso, respecto a los elementos Ti, Zr, Sn y Mo, se observó una ausencia de estos en el área identificándose como una mancha oscura. En la muestra experimental que fue sometida a pH neutro se observó que la muestra presenta una distribución homogénea y consistente de los elementos.

## 10. DISCUSIÓN

Los arcos de ortodoncia son componentes fundamentales en el tratamiento ortodóntico, su propósito es provocar movimiento de los órganos dentarios de manera controlada para corregir maloclusiones y por ende mejorar la función masticatoria y la estética dental. Los métodos y materiales con los que se fabrican han avanzado a lo largo de los últimos años, dando lugar a tratamientos más efectivos, cómodos y rápidos, que utilizan distintas aleaciones metálicas con características específicas. Sin embargo, la hipersensibilidad que algunos pacientes suelen sufrir ante la liberación de iones metálicos por un proceso de corrosión es un tema de salud que debe preocupar a los ortodoncistas en su práctica clínica con aparatología convencional. En el mercado existen distintas casas comerciales que ofrecen diversas aleaciones al ortodoncista; algunas de las marcas más importantes internacionalmente son Ormco™ y American Orthodontics™. También existen casas comerciales nacionales como Borgatta™ y TD Orthodontics™ que ofrecen precios más económicos que las marcas internacionales, lo cual permite disminuir los costos de tratamiento a la población. Por lo tanto, la continua investigación en este campo ayuda a comparar y mejorar calidad de los materiales utilizados, ofreciendo información para que el clínico pueda decidir sobre la marca o aleación a implementar y así brindar mejores resultados y una mejor experiencia para los pacientes.

Las aleaciones metálicas más utilizadas en los tratamientos de ortodoncia son el acero inoxidable, NiTi, CuNiTi y TMA. Es por eso que se decide estudiar en esta tesis el comportamiento que sufren en un medio acuoso como la saliva y compararlos a distintos pH.

En este estudio de tesis varios parámetros de corrosión se obtuvieron de las pruebas electroquímicas como voltametría cíclica y resistencia a la polarización los cuales fueron utilizados para evaluar la tasa de corrosión en las aleaciones de acero inoxidable, NiTi, CuNiTi y TMA en saliva artificial con distinta acidez (pH 4.0 y pH 7.1). Se observó que independientemente del pH, la aleación más afectada con una tasa de corrosión más elevada fue la de acero inoxidable con  $1.03 \pm 1.01$  cm/mes en pH neutro, seguido del NiTi  $0.0804 \pm 0.878$  cm/mes en pH neutro como se muestra en la tabla 3. Dichos resultados coinciden con el estudio de Małkiewicz K. y cols., (44) donde evaluaron la resistencia a la corrosión de arcos ortodónticos de aleaciones de NiTi y acero inoxidable, donde realizaron procedimientos electroquímicos con saliva artificial y sus resultados mostraron que el NiTi era el más resistente comparado con el acero inoxidable y el TMA era la aleación con más resistencia a la corrosión.

También coincidimos con los resultados del estudio de Polydefkis Papaioannou y cols., quienes evaluaron las aleaciones de NiTi y acero inoxidable en pH 1.0 (condiciones extremas) pero utilizando solución de ringer en lugar de saliva artificial, aplicando el mismo protocolo de envejecimiento electroquímico. Sus resultados en voltametría cíclica hacen ver que las muestras presentaron un proceso corrosivo al

llegar a un potencial de 0.3 V y hasta llegar a los 0.7 V, al igual que los resultados de este trabajo, ya que en la misma prueba notamos que el potencial donde el material comenzaba a presentar daños en la superficie fue a partir de los 0.2 V siendo el punto más alto a los 3.0 V sometidos a pH ácido. Cabe mencionar que, a diferencia de este estudio, ellos no evaluaron la tasa de corrosión en cm/h o cm/mes, este dato nos muestra un estimado confiable de la cantidad en distancia de la muestra de la tasa de corrosión que puede presentar (46).

El estudio de imagenología en SEM reveló que las superficies más propensas a corroerse eran las que presentaban un pulido deficiente por parte del fabricante, el acero inoxidable de la marca Borgatta™ presenta una superficie con rugosidad, grietas y porosidades en el arco control, podemos atribuir que por dichas características este arco fue el que sufrió una tasa de corrosión más elevada que el resto de arcos de esta aleación. A si mismo, el estudio de Polydefkis Papaioannou reportó que las muestras de acero inoxidable, pero de una marca distinta a las empleadas en este trabajo, tenían superficies irregulares respecto al pulido que el fabricante proporcionaba y coincidió que presentaban más probabilidad de corrosión (46).

Durante el tratamiento de ortodoncia existen 3 fases, de las cuales, la primera fase es de alineación y nivelación, la segunda fase se realizan movimientos de desplazamiento dental más específicas como el cierre de espacios después de realizar extracciones para liberar apiñamientos severos y la tercera fase de detallado. Las aleaciones acero inoxidable y TMA se emplean en las dos últimas fases y suelen ser los arcos que duran más tiempo en boca. Este trabajo de tesis muestra que los arcos de la aleación TMA son los menos afectados con una tasa de corrosión promedio de  $0 \pm 0.00415$  cm/mes en un pH neutro, mientras que el acero inoxidable presentó una tasa de  $1.03 \pm 1.01$  cm/mes. Castro SM y cols., mencionan en su artículo de revisión que los alambres TMA exhibieron el potencial corrosivo más bajo. Además, las fotografías SEM revelaron que los arcos de acero inoxidable son fácilmente susceptibles a la corrosión por las características de su superficie (47). El NiTi es la aleación más utilizada en la primera fase del tratamiento por su propiedad elástica y de memoria de forma, en el presente estudio mostró una tasa de corrosión de  $0.840 \pm 1.10$  cm/mes en un pH ácido y de  $0.0804 \pm 0.878$  cm/mes en pH neutro, siendo la aleación en segunda posición después del acero inoxidable en presentar una elevada tasa de corrosión. Huang HH y cols., evaluaron la aleación NiTi en saliva artificial en distintos pH que iban desde pH 6.25, 5.0, 3.75 y 2.5. Utilizaron arcos de NiTi de 4 casas comerciales distintas, 6 muestras por grupo y cada grupo representa una marca (39). Sin embargo, la diferencia en la resistencia a la corrosión entre los alambres de NiTi no tuvo relación directa con la rugosidad superficial y/o defectos preexistentes independientemente del fabricante, la disminución del pH de la solución condujo a un aumento en la potencial de corrosión y velocidad de corrosión. En el presente estudio se observó que, si hay variantes por marca, siendo la marca Borgatta™ la más afectada y la menos afectada fue TD Orthodontics™ sin embargo, el número de muestras utilizadas en este trabajo fue

menor, por lo que no fue posible hacer una comparación estadística significativa entre marcas (39).

El CuNiTi demostró una menor tasa de corrosión cuando está sometido a un pH ácido ( $0.0749 \pm 0.291$  cm/mes) y neutro ( $0.00576 \pm 0.103$  cm/mes) comparado con las aleaciones de NiTi y acero inoxidable que fueron las que obtuvieron una tasa de corrosión más elevada. Elisa Kassab y cols., realizaron un estudio donde evaluaron la corrosión galvánica, que ocurre cuando dos metales diferentes, o un metal, están en contacto directo y expuestos a un electrolito. Estudiaron el CuNiTi en contacto con el acero inoxidable y el TMA dentro de una celda electroquímica, realizaron la prueba electroquímica a 20 mV/min desde -600 mV a 800 mV. Como resultado en ambos contactos el CuNiTi presentó un potencial de corrosión, con acero inoxidable fue más fácil pues el potencial registrado para este contacto fue al aplicar -0.1mV y para el TMA fue de -0.8mV. En odontología, generalmente hay dos o más metales diferentes juntos en un ambiente potencialmente corrosivo. Por lo tanto, una oportunidad de estudio es investigar la corrosión galvánica de las demás aleaciones (48).

Zigante M. y cols., realizaron un estudio con 228 pacientes con tratamiento de ortodoncia fija en donde evaluaron la sensibilidad alérgica al titanio y al níquel aplicando una prueba epicutánea de los elementos, demostrando que un 4% tuvo respuesta al Titanio y el 14% al Níquel. En presente estudio el NiTi fue la segunda aleación con más tasa de corrosión al utilizarse por un mes, en el espectro EDS podemos observar que el porcentaje en peso de Níquel en la aleación disminuye bastante cuando es sometido a un pH ácido, parte de este elemento es diluido en el electrolito pudiendo deducir que el níquel presente en las aleaciones utilizadas en ortodoncia se disuelve en la saliva del paciente con más facilidad cuando ocurre un proceso corrosivo. Durante este proceso, la corrosión del material metálico en la boca, facilitada por factores como el pH, provoca la liberación de iones de níquel que se disuelven en la saliva (45).

Al realizar un estudio *in vitro* se tiene un control preciso de las variables ambientales y experimentales, como la temperatura, el pH y la concentración de reactivos, lo que facilitó la reproducibilidad y el análisis detallado de los resultados. En un tratamiento de ortodoncia pueden influir también el hecho de hacer dobleces en el arco para realizar ciertos movimientos dentales específicos, más en un etapa intermedia y final del tratamiento, estos dobleces ejercen deformidad al ser flexionados y estrés, Nadav Segar y cols., estudiaron el efecto del estrés al aplicar puntos de flexión sobre el arco, realizaron pruebas electroquímicas y se observó que las alteraciones por tensión/deformación en los arcos de ortodoncia de NiTi y acero inoxidable tenían un aumento respecto a la velocidad de corrosión en esa zona (41). Contemplar otros factores que pueden propiciar a la corrosión de los arcos de ortodoncia o a la aparatología es importante para tener más información y poder identificar estos factores de riesgo.

Un punto para mejorar en el estudio es sin duda aumentar el número de muestras de cada aleación de cada marca, al tener más datos podemos brindar un promedio

con más significancia estadística. En el estudio de Perinetti G. utilizaron 110 muestras de arcos NiTi con el objetivo de someterlos a una combinación de fluoruro en saliva artificial de pH 5.5 y 3.5, agregando termociclado. A diferencia de nuestro estudio, demuestran resultados significativos para el grupo que fue sometido a pH 3.5 y no significativos en pH 5.5.

Por otro lado, en este proyecto de tesis se utilizó el método para calcular la tasa de corrosión, algo que no se ha abordado en estudios anteriores. Esta tasa generalmente se expresa en términos de pérdida de masa por unidad de superficie por unidad de tiempo (por ejemplo, milímetros por año o miligramos por decímetro cuadrado por día) en este estudio se presentó como cm/hora y cm/mes, lo que permite determinar la durabilidad y la vida útil de los materiales en diferentes ambientes corrosivos cambiando el pH de la saliva artificial (42).

Con respecto a la hipótesis del presente estudio de tesis podemos decir que los arcos ortodóncicos fabricados con aleaciones de acero inoxidable, CuNiTi, NiTi y TMA exhiben distintos comportamientos corrosivos cuando se exponen a saliva artificial en condiciones de pH ácido y pH neutro. Estos comportamientos varían según la composición de la aleación y las condiciones del entorno, afectando la tasa de corrosión y la integridad de los materiales de manera diferente bajo cada pH. Esto coincide con el estudio de Huang HH. Ya que evaluaron la corrosión de aleaciones NiTi a distintos pH y notaron que el pH sí influyó en el rango de corrosión que sufrieron las muestras, siendo el pH más ácido el que generó más velocidad de corrosión, al igual que en este estudio, en donde el pH ácido tuvo un impacto en las aleaciones aumentando la tasa de corrosión al ser evaluadas en una simulación de uso de 30 días (39).

Lo que nos lleva a contestar la pregunta de investigación, ¿Existe diferencia en el comportamiento corrosivo de los diferentes arcos de ortodoncia de Acero Inoxidable, NiTi, TMA y CuNiTi en saliva artificial con pH neutro y ácido? Sí, existe una diferencia en el comportamiento corrosivo de los arcos de ortodoncia de acero inoxidable, NiTi, TMA y CuNiTi cuando se exponen a saliva artificial con pH neutro y ácido. Las diferentes aleaciones reaccionan de manera distinta a las variaciones en el pH debido a sus composiciones químicas y propiedades electroquímicas únicas. En pH ácido, aleaciones como acero inoxidable y NiTi pueden experimentar una mayor tasa de corrosión debido a la mayor reactividad y la presencia de iones agresivos, mientras que, en pH neutro, las tasas de corrosión pueden ser menores y más controladas. Estos resultados subrayan la importancia de seleccionar la aleación adecuada para las condiciones específicas de la cavidad oral de cada paciente y la importancia de las medidas dietéticas y de higiene que prevengan la presencia de un pH ácido constante. Por otro lado, se recomienda aumentar el número de muestras para obtener datos estadísticos más significativos sobre el comportamiento corrosivo de los diferentes arcos de ortodoncia de acero inoxidable, NiTi, TMA y CuNiTi en saliva artificial con pH neutro y ácido. Un mayor número de muestras permitirá una mejor representación de la variabilidad inherente a cada aleación y proporcionará resultados más robustos y confiables, facilitando una comparación más precisa de los diferentes comportamientos corrosivos bajo las condiciones estudiadas.

## 11. CONCLUSIÓN

Se comprobó que ciertamente, los arcos de ortodoncia fabricados con diferentes aleaciones, como acero inoxidable, NiTi, TMA y CuNiTi, muestran variaciones en su susceptibilidad a la corrosión cuando están expuestos a saliva artificial con pH neutro o ácido. Estas diferencias se deben a las características químicas y electroquímicas únicas de cada aleación.

Se observó que en pH ácido y pH neutro la aleación con más tasa de corrosión fue el acero inoxidable seguido del NiTi, por otro lado, las aleaciones CuNiTi y TMA presentaron una tasa de corrosión menor.

En la aleación acero inoxidable la marca que sufrió más daño por corrosión fue Borgatta™, la marca que presentó menos daño fue TD Orthodontics™. En la aleación de NiTi la marca que presentó más corrosión fue Borgatta™, y la que presentó menor corrosión fue TD Orthodontics™. En CuNiTi, la marca que presentó más tasa de corrosión fue TD Orthodontics™, y la marca American Orthodontics™ fue la menos atacada. Finalmente, en la aleación de TMA la marca que presentó más tasa de corrosión fue dependiendo del pH; en una saliva de pH ácido fue American Orthodontics™ y en pH neutro fue TD Orthodontics™. Siendo Ormco™ la marca que mantuvo una tasa de corrosión en menor proporción. También, se recomienda para futuros estudios incrementar la cantidad de muestras para obtener datos estadísticamente más sólidos.

## 12. BIOÉTICA

El presente estudio no representa un daño para la salud humana.

1. Norma oficial mexicana NOM-052-semarnat-93, que establece las características de los residuos peligrosos, el listado de los mismos y los límites que hacen a un residuo peligroso por su toxicidad al ambiente.

## 13. BIBLIOGRAFÍA

1. Socarrás Laguna Y, López Rodríguez Y. La Física y su aplicación en la Ortodoncia. *Opuntia Brava*. 2023 Jul;15(3):221–31.
2. Arango-Santander S, Luna-Ossa CM. Stainless Steel: Material Facts for the Orthodontic Practitioner. *Revista Nacional de Odontología*. 2015
3. Razali MF, Mahmud AS, Mokhtar N. Force delivery of NiTi orthodontic arch wire at different magnitude of deflections and temperatures: A finite element study. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2018
4. Ouchi K, Watanabe K, Koga M, Isshiki Y, Kawada E, Oda Y. The effects of retraction forces applied to the anterior segment of orthodontic arch wires: differences in wire deflection with wire size. *The Bulletin of Tokyo Dental College*. 1998
5. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989
6. Goldberg A.J. Morton J. Burstone C.J. The flexure modulus of elasticity of orthodontic wires. *J Dent Res*. 1983
7. Phinan Phukaoluan, et al. Improvement of mechanical and biological properties of TiNi alloys by addition of Cu and Co to orthodontic archwires, *International Orthodontics*, Volume 14, Issue 3, 2016.
8. Sandoval Vidal Paulo, Lara L Alejandro, Minte Hidalgo Carolina, Gutiérrez Moraga Pedro. Caracterización de los Alambres Termoactivados para Uso Ortodóncico: Reporte de Caso. *Int. J. Odontostomat*. 2012 Abril; 6( 1 ): 65-70.
9. Valencia JA, Montoya Y, Peláez A, Jaramillo PM, García G. Evaluación de la fricción en arcos ortodóncicos de acero inoxidable con y sin recubrimiento vítreo aplicado por el método Sol-Gel. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 2009; 20(2): 161-170.
10. Matos Jefferson David Melo de, dos-Santos Andrezza Cristina Moura, Nakano Leonardo Jiro Nomura, de-Vasconcelos John Eversong Lucena, Andrade Valdir Cabral, Nishioka Renato Sussumu et al . Metal Alloys in Dentistry: An Outdated Material or Required for Oral Rehabilitation?. *Int. J. Odontostomat*. 2021 Sep
11. Souder W. Standards for orthodontic materials. *Int J Orthod Dent Child [Internet]*. 1935;21(11):1003–12
12. Azizi F, Extiari A, Imani MM. Tooth alignment and pain experience with A-NiTi versus Cu-NiTi: a randomized clinical trial. *BMC Oral Health*. 2021 Sep 6;21(1):431.

13. Atik E, Gorucu-Coskuner H, Akarsu-Guven B, Taner T. A comparative assessment of clinical efficiency between premium heat-activated copper nickel-titanium and superelastic nickel-titanium archwires during initial orthodontic alignment in adolescents: a randomized clinical trial. *Prog Orthod*. 2019
14. Aydin B, Senisik NE, Koskan O. Evaluation of the alignment efficiency of nickel-titanium and copper-nickel-titanium archwires in patients undergoing orthodontic treatment over a 12-week period: a single-center, randomized controlled clinical trial. *Korean J Orthod*. 2018; 48:153–162.
15. Verstrynge A, Van Humbeeck J, Willems G. In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;130(4):460–70.
16. Nuchit S, Lam-Ubol A, Paemuang W, Talungchit S, Chokchaitam O, Mungkung OO, Pongcharoen T, Trachootham D. Alleviation of dry mouth by saliva substitutes improved swallowing ability and clinical nutritional status of post-radiotherapy head and neck cancer patients: a randomized controlled trial. *Support Care Cancer*. 2020 Jun;28(6):2817-2828.
17. Llena Puy Carmen. La saliva en el mantenimiento de la salud oral y como ayuda en el diagnóstico de algunas patologías. *Med. oral patol. oral cir.bucal*. 2006 Sep
18. Nauntofte B, Tenevuo JO, Lagerlöf F. Secretion and composition of saliva. In: Fejerskov O and Kidd E, eds. *Dental Caries. The disease and its clinical management*. Oxford. Blackwell Munksgard; 2003. p. 7-29
19. Tolentino Ede S, Chinellato LE, Tarzia O. Saliva and tongue coating pH before and after use of mouthwashes and relationship with parameters of halitosis. *J Appl Oral Sci*. 2011 Apr;19(2):90-4.
20. Davies AN, Daniels C, Pugh R, Sharma K. A comparison of artificial saliva and pilocarpine in the management of xerostomia in patients with advanced cancer. *Palliat Med*. 1998 Mar;12(2):105-11.
21. Angelieri F, Marcondes JPC, de Almeida DC, Salvadori DMF, Ribeiro DA. Genotoxicity of corrosion eluates obtained from orthodontic brackets in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;139(4):504–9.
22. Faccioni F, Franceschetti P, Cerpelloni M, Fracasso M.E. In vivo study on metal release from fixed orthodontic appliances and DNA damage in oral mucosa cells. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003; 124: 687-693
23. Westphalen G.H. Menezes L.M. Prá D. et al. In vivo determination of genotoxicity induced by metals from orthodontic appliances using micronucleus and comet assays. *Genet Mol Res*. 2008; 7: 1259-1266
24. Luft S, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. In-vitro evaluation of the corrosion behavior of orthodontic brackets. *Orthod Craniofac Res*. 2009; 12: 43-51
25. Segal N, Hell J, Berzins DW. Influence of stress and phase on corrosion of a superelastic nickel-titanium orthodontic wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [l. 2009;135(6):764–70
26. Iijima M, Endo K, Yuasa T. et al. Galvanic corrosion behavior of orthodontic archwire alloys coupled to bracket alloys. *Angle Orthod*. 2006; 76: 705-711
27. Rodil SE. Modificación superficial de biomateriales metálicos. *Rev Latinoam Metal Mater*. 2009;29(2):67–83.

28. DOMÍNGUEZ, J.A.; CASTRO, D.M.; MATOS, R.; HING, R.: Introducción a la corrosión y protección de metales, Ediciones ENPES ed., La Habana, Cuba, 25-29 p., 1987.
29. JONES, D.: Principles and prevention of corrosion, Ed. Macmillan Publishing Company, USA, 568 p., 1992.
30. MARTÍNEZ, F.: Temas importantes en el Mantenimiento. Ingeniería de Superficies, Corrosión, Materiales de Construcción, Aceros inoxidables, Ed. Monografía: Universidad Tecnológica de La Habana-CUJAE, vol. monografía, La Habana, Cuba, 2016, ISBN: 978-959-261-526-7.
31. Standard reference test method for making potentiostatic and potentiodynamic anodic polarization measurements. Philadelphia: ASTM G5-94, American Society for Testing and Materials, 1994; 3.02:48-58
32. Ewers, Greener: The electrochemical activity of the oral cavity – a new approach. *Journal of Oral Rehab*, 1985, vol.12, pp 569-476
33. Heinze J. Cyclic voltammetry—“electrochemical spectroscopy”. *New analytical methods* (25). *Angew Chem, Int Ed Engl.* 1984;23(11):831–47.
34. Nicholson RS, Shain I. Theory of stationary electrode polarography. Single scan and cyclic methods applied to reversible, irreversible, and kinetic systems. *Anal Chem.* 1964;36(4):706–23.
35. R.A. Cottis, *Electrochemical Methods*, Editor(s): Bob Cottis, Michael Graham, Robert Lindsay, Stuart Lyon, Tony Richardson, David Scantlebury, Howard Stott, Shreir's Corrosion, Elsevier, 2010, Pages 1341-1373, ISBN 9780444527875,
36. Petković Didović M, Jelovica Badovinac I, Fiket Ž, Žigon J, Rinčić Mlinarić M, Čanadi Jurešić G. Cytotoxicity of Metal Ions Released from NiTi and Stainless Steel Orthodontic Appliances, Part 1: Surface Morphology and Ion Release Variations. *Materials (Basel).* 2023 Jun 2;16(11):4156.
37. Hostýnek Jurij J., Reagan Katherine E., Maibach Howard I. *Nickel and the Skin*. 2019. Nickel Allergic Hypersensitivity: Prevalence and Incidence by Country, Gender, Age, and Occupation; pp. 39–82.
38. Hosoki M, Nishigawa K, Miyamoto Y, Ohe G, Matsuka Y. Allergic contact dermatitis caused by titanium screws and dental implants. *J Prosthodont Res.* 2016;60:213–219. doi: 10.1016/j.jpor.2015.12.004.
39. Huang HH. Surface characterizations and corrosion resistance of nickel-titanium orthodontic archwires in artificial saliva of various degrees of acidity. *J Biomed Mater Res A.* 2005 Sep 15;74(4):629-39. doi: 10.1002/jbm.a.30340. PMID: 16025472.
40. Figueira N, Silva TM, Carmezim MJ, Fernandes JCS. Corrosion behaviour of NiTi alloy. *Electrochim Acta.* 2009;54(3):921–6.
41. Segal N, Hell J, Berzins DW. Influence of stress and phase on corrosion of a superelastic nickel-titanium orthodontic wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop [Internet].* 2009;135(6):764–70.
42. Perinetti G, Contardo L, Ceschi M, Antonioli F, Franchi L, Baccetti T, Di Lenarda R. Surface corrosion and fracture resistance of two nickel-titanium-based archwires induced by fluoride, pH, and thermocycling. An in vitro comparative study. *Eur J Orthod.* 2012 Feb;34(1):1-9.

43. Mirjalili M, Momeni M, Ebrahimi N, Moayed MH. Comparative study on corrosion behaviour of Nitinol and stainless steel orthodontic wires in simulated saliva solution in presence of fluoride ions. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2013;33(4):2084–93.
44. Małkiewicz K, Sztogryn M, Mikulewicz M, Wielgus A, Kamiński J, Wierzchoń T. Comparative assessment of the corrosion process of orthodontic archwires made of stainless steel, titanium–molybdenum and nickel–titanium alloys. *Arch Civ Mech Eng.* 2018;18(3):941–7.
45. Zigante M., Rincic Mlinaric M., Kastelan M., Perkovic V., Trinajstic Zrinski M., Spalj S. Symptoms of Titanium and Nickel Allergic Sensitization in Orthodontic Treatment. *Prog. Orthod.* 2020;21:17.
46. Papaioannou P, Sütel M, Hüsker K, Müller WD, Bartzela T. A New Setup for Simulating the Corrosion Behavior of Orthodontic Wires. *Materials (Basel).* 2021 Jul 5;14(13):3758.
47. Castro SM, et al., Orthodontic wires and its corrosiondThe specific case of stainless steel and betatitanium, *Journal of Dental Sciences* (2014)
48. Kassab E and Gomes JP (2016). Galvanic corrosion between CuNiTi arch wires and other metallic alloys for orthodontic applications. *Front. Bioeng. Biotechnol. Conference Abstract: 10th World Biomaterials Congress.* doi: 10.3389/conf.FBIOE.2016.01.02792