



**UNIVERSIDAD MICHOACANA
DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO CUEPI
ESPECIALIDAD EN ORTODONCIA

TESIS

ANÁLISIS DE LA RUGOSIDAD INDUCIDA POR CORROSIÓN
“*IN VIVO*” EN ARCOS NiTi TERMOACTIVADOS.

PARA OBTENER EL GRADO DE:

ESPECIALISTA EN ORTODONCIA

PRESENTA:

C.D. ESTRELLA MONSERRAT LOEZA PÉREZ.

ASESOR DE TESIS: C.D.E.O. VIDAL ALMANZA ÁVILA.
ASESOR METODOLÓGICO: M.C. HÉCTOR RUÍZ REYES.

MORELIA, MICHOACÁN
MÉXICO
2012

ÍNDICE GENERAL

	PÁGINA
RESUMEN.	8
1. INTRODUCCIÓN.	10
2. ANTECEDENTES.	
2.1 ANTECEDENTES GENERALES	12
2.1.1 CORROSIÓN.	12
2.1.1.1 DEFINICIÓN.	12
2.1.1.2 TIPOS DE CORROSIÓN DE LOS ALAMBRES ORTODONTICOS	13
2.1.2 ARCOS DE NIQUEL-TITANIO	17
2.1.3 LAS ALEACIONES NITI EN METALURGIA.	22
2.1.4 ALEACIONES CON MEMORIA DE FORMA.	23
2.1.5 BIOFILM	24
2.1.6 CITOTOXICIDAD	25
2.1.7 RUGOSIDAD	26
2.1.8 MICROSCPIA DE FUERZA ATÓMICA	26
2.1.9 MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO	28
2.2 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS.	29
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	40
4. JUSTIFICACIÓN.	41
5. HIPÓTESIS.	42
6. OBJETIVOS.	43
6.1 OBJETIVO GENERAL.	
6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	

7. MATERIAL Y MÉTODOS.	44
7.1 Características del universo de estudio.	44
7.2 Clasificación del estudio.	44
7.3 Criterios de elegibilidad.	44
7.3.1 Criterios de inclusión	
7.3.2 Criterios de no inclusión	
7.4 Metodología	45
7.5 Análisis Bioestadístico	48
8. RESULTADOS.	49
8.1 ANALISIS TOPOGRAFICO MEDIANTE MFA.	49
8.1.1 Arcos NiTi control.	49
8.1.2 Resultados del análisis Topográfico mediante MFA en los arcos Ni-Ti expuestos al medio bucal durante 30 y 60 días.	53
8.1.3 Análisis Topográfico de Biofilm mediante MFA en arcos NiTi expuestos al medio bucal durante 30 y 60 días.	63
8.2 OBSERVACIÓN POR MEB	68
8.2.1 Arcos NiTi control.	68
8.2.2 Observación por MEB de los arcos en exposición al medio Bucal a los 30 y 60 días.	71
8.2.3 Análisis de Biofilm por MEB en los arcos en exposición al medio Bucal a los 30 y 60 días.	81
9. DISCUSIÓN.	84
10. CONCLUSIONES.	95
11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	97
12. ANEXOS.	101

AGRADECIMIENTOS:

A Dios, por darme salud y por haberme permitido cumplir una etapa más en mi vida.

A ti papá, Manuel Héctor Loeza A., por acompañarme en todo momento, por ser mi motivación, por todo el apoyo y amor que siempre nos diste, te llevaremos en nuestro corazón siempre.

A ti mamá, Rosa Ma. Pérez M., por todo tu amor, oraciones, consejos, por tu seguridad de darme todo con la finalidad de que saliera adelante, por ser una mamá admirable, te quiero mucho.

A ustedes hermanos, Tita, Víctor, Pablo, por aminorar la carga durante estos 3 años, por su apoyo y por ser un ejemplo para mí, los quiero mucho.

A mis sobrinos, David, Danyael, Héctorin, Carlitos, Emiliano, por sacarme siempre una sonrisa, a su lado se olvida toda preocupación, los amo.

A ti Nacho, por estar en mi vida, porque a pesar de la distancia cuento siempre con tu apoyo, por tus detalles, por tener siempre una palabra de aliento. Te amo.

A mis amigos de tiempo completo, Tania, Omar, Gus, Edgar, por todo su apoyo, risas, experiencias compartidas, los recordaré con mucho cariño.

A mis maestros: Dra. Luz Ma. Vargas Purecko, Dr. Ramón Ramírez, Dra. Sara Mendoza, Dra. Zuly Chávez, Dra. Elizabeth Zepeda, Dr. Fabián Gutiérrez, Dra. Rosario Ortiz, Dr. Iván de la Cruz, Dr. Adrián Saldaña; en especial a mis asesores Dr. Vidal Almanza Ávila y al maestro Héctor Ruiz Reyes, por su apoyo y tiempo empleados para la realización de este proyecto. Nunca terminaré de agradecer sus enseñanzas y consejos en las aulas y en la clínica.

Quiero agradecer al Instituto de Investigaciones Metalúrgicas de la UMSNH y al Instituto Tecnológico de Morelia que en conjunto con el CICATA Querétaro (Centro de Investigaciones de Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada), perteneciente al IPN, me otorgaron las facilidades para el uso del MEB y MFA respectivamente. En especial a Dr. Eduardo Hurtado Delgado e IQM. Edgar López por el apoyo en la interpretación de resultados.

Así mismo, agradezco a las casas comerciales por su apoyo total y parcial de las marcas 3M, GAC International, Ormco y Rocky Mountain por el otorgamiento de los arcos para la realización de este estudio.

RESUMEN.

Introducción:

La corrosión en un ambiente biológico depende de la interacción compleja de diversos factores: proteínas, células, enzimas, temperatura, pH y metabolitos ácidos de la placa bacteriana. Se puede establecer que la corrosión no solamente es influenciada por estos factores biológicos, ya que durante los tratamientos ortodónticos, en los cuales se emplean diferentes aditamentos como arcos, brackets, ligaduras, etc., la composición química de la aleación de estos aditamentos, los procesos mecánicos de fabricación, el estrés mecánico al cual son sometidos durante su inserción en boca, las cargas aplicadas durante el tratamiento, el tiempo de tratamiento ortodóntico y los hábitos de higiene oral del paciente son otros factores que pueden inducir el fenómeno de la corrosión.

Objetivo:

Valorar la rugosidad en la superficie de arcos NiTi Termoactivados, en 5 diferentes marcas comerciales, extraídos de pacientes en fase de nivelación, de la clínica de Ortodoncia del CUEPI de la UMSNH.

Material y métodos:

Se eligieron cinco marcas de arcos NiTi Termoactivados .016 x .022. 3M Unitek (Nitinol Heat-Activated), FORESTADENT (Titanol-Low Force), DENTSPLY GAC International (Bioforce Sentalloy), Ormco (Cooper-NiTi Thermo Active 40 °C) y Rocky Mountain (Thermaloy). Se valoró la rugosidad de la superficie (R_a) mediante Microscopía de Fuerza Atómica (MFA), la morfología superficial mediante Microscopía Electrónica de Barrido (MEB) en arcos nuevos y arcos que permanecieron en el medio bucal durante 30 y 60 días. Se realizó microanálisis con el micro analizador marca Bruker mod. X Flash 4010. Se realizó limpieza con ultrasonido y Acetona al 99.5%. La rugosidad promedio se obtuvo con el programa easyScan 2 AFM versión 2.1.

Resultados:

Mediante MFA la marca que presentó mayor rugosidad de la superficie en arcos control fue Rocky Mountain con una $R_a= 144.57$ nm, seguida por Ormco con una $R_a=92.48$ nm, después GAC con $R_a= 69.25$ nm, enseguida 3M con $R_a=67.94$ nm y por último Forestadent con una $R_a=10.68$ nm. Los valores más significativos respecto a la rugosidad, se presentaron en la mayoría de los arcos a los 60 días de haber permanecido en boca en la zona 1.

La aleación patente de Níquel-Titanio contiene 55% de Níquel y 45% de Titanio en peso, la marca que más se acercó fue GAC con 55.09% Ni y un 44.9% Ti, seguida por 3M con 55.28% Ni y 44.7% Ti, posteriormente Rocky Mountain con 54.54% Ni y 45.45% Ti, Ormco presentó 48.8% Ni, 45.17% Ti y 5.95% Cu, y Forestadent presentó 51% Ni, 41% Ti, 6.38% O, 1.15% C y 0.43% Al.

Mediante MEB los arcos control que presentaron defectos en la superficie fueron Forestadent seguida por Ormco, y los que presentaron una superficie más regular fueron GAC, seguida por 3M y Rocky Mountain.

La marca que presentó mayor adherencia de biofilm a los 60 días de haber permanecido en el medio bucal fue Forestadent y la marca GAC presentó menor adherencia al biofilm.

Conclusión:

Los arcos NiTi Termoactivados presentaron diferente rugosidad inducida por corrosión, la cual no corresponde con los hallazgos en la superficie topográfica en arcos nuevos. A los 60 días de haber permanecido en el medio bucal, la marca que presentó mayor rugosidad en MFA fue la marca GAC seguida por Rocky Mountain y la que sufrió más daños en MEB fue Rocky Mountain seguida por Ormco. Las marcas que presentaron menor rugosidad mediante MFA fueron Forestadent y 3M, y las que presentaron menos defectos inducidos por corrosión mediante MEB fueron 3M y GAC.

1.- INTRODUCCIÓN.

Los aparatos ortodónticos en particular los arcos Níquel Titanio (NiTi) Termoactivados, tienen características mecánicas excepcionales, tales como el efecto de memoria de forma y superelasticidad,¹ ésta última propiedad física nos permite corregir las malposiciones dentarias de manera eficiente. Sin embargo, al estar en contacto con la cavidad bucal están sujetos a agresiones mecánicas y corrosión^{2,9}, induciendo una degradación de las propiedades físicas, lo que aumenta la posibilidad de fallas en el material y por consiguiente modificar los resultados en diferentes fases del tratamiento,³ influyendo de manera directa en el tiempo total del tratamiento.

Las fuerzas de compresión que existen durante la masticación, conducen a un posible daño mediante fricción ejercida por el deslizamiento del arco de NiTi a través de la ranura del tubo de acero inoxidable⁴; las superficies se tornan rugosas, susceptibles a la corrosión, dando como resultado una inapropiada distribución de fuerzas en los aparatos de ortodoncia, lo que compromete el movimiento dental.

La temperatura, flujo de concentraciones de O₂, tratamiento químico, pH salival, drogas, uso de colutorios,⁵ ácidos orgánicos, que resultan de la descomposición de los alimentos, son algunos de los factores que pueden afectar la agresividad de bacterias que inducen la corrosión. La presencia de estos agentes se ve agravada por elementos a nivel microbiológico, tales como los microorganismos sulfato-reductores, sulfato-oxidativos y los ácido-productores *Streptococcus mutans*, este último conocido para atacar las aleaciones en la boca.⁶

Los componentes de la saliva, así como el ataque de las bacterias presentes en la cavidad bucal que forman parte de la flora bacteriana, inducen al deterioro de los arcos utilizados en Ortodoncia a través de la corrosión, la cual va a producir dos consecuencias principales: la primera es la pérdida de propiedades físicas, de las cuales depende el éxito del tratamiento, y la segunda corresponde a la liberación de

partículas metálicas que forman parte originalmente de la aleación de la cual están fabricados los arcos ortodónticos, las cuales han mostrado ser la causa principal de reacciones alérgicas.⁷

Se han realizado ensayos experimentales sobre corrosión en arcos NiTi, los cuales han demostrado que sufren diversos grados de corrosión en las diferentes marcas comerciales. La presencia de corrosión en los arcos se puede atribuir tanto a la naturaleza química de las aleaciones como a los procesos de fabricación⁸. El presente estudio está enfocado en analizar la rugosidad de la superficie que presenta la porción libre del arco y el área de contacto con el tubo, así como la adherencia de biofilm; comparando 5 marcas de arcos NiTi Termoactivados mediante Microscopía de Fuerza Atómica (MFA) y Microscopía Electrónica de Barrido (MEB).

2. ANTECEDENTES.

2.1 ANTECEDENTES GENERALES.

2.1.1 CORROSIÓN.

2.1.1.1 DEFINICIÓN.

Corrosión se define como el proceso de interacción entre un metal sólido y su ambiente químico, que da como resultado la pérdida de sustancia desde el material, cambios en las características estructurales, o pérdida de su integridad. ⁴

La corrosión es un fenómeno que acompaña a todas las estructuras metálicas; en condiciones anaerobias, se produce por presencia de un metabolito ácido. La formación de biofilm y su influencia en el fenómeno de la corrosión es de interés en el estudio de las aleaciones utilizadas en el área médica y odontológica específicamente para el campo de la ortodoncia y la ortopedia maxilar. ⁹

Cualquier tipo de corrosión electroquímica es posible en el medio ambiente bucal porque la saliva es un electrolito débil y la propiedad electrolítica de la saliva depende de la concentración de sus componentes, del pH, de la tensión superficial y de su capacidad de buffer. ⁴

Cada uno de estos factores puede influir en la dureza de cualquier electrolito y así mismo la magnitud de la corrosión puede ser controlada por estas variables.

Los factores determinan cuando y porque los materiales dentales se corroen, se oxidan y reducen su reacción como es la pasivación o la formación de películas de óxido metálicos en la superficie de los metales. ¹⁰

2.1.1.2 TIPOS DE CORROSIÓN DE LOS ALAMBRES ORTODÓNTICOS

2.1.1.2.1 Corrosión uniforme

Es la manera más común de corrosión y ocurre en la mayoría de los metales en donde se remueve una capa uniforme en la misma superficie. Este proceso ocurre desde la interacción de los metales en el medio ambiente y por la subsecuente formación de componentes de hidróxidos u organometálicos.

Como esta corrosión es uniforme se espera observar una zona de corrosión muy similar o igual en toda la superficie del metal; este ataque uniforme no será detectable hasta después que mucha cantidad de metal este afectado o disuelto.⁴

2.1.1.2.2 Corrosión de puntos

Este tipo de corrosión es localizado y muy simétrico en donde básicamente puntos de óxidos o de corrosión se localizan en la superficie del metal; generalmente ocurre en la base del metal, el cual está protegido naturalmente por una fina capa de oxido. Se ha identificado tanto en brackets como en alambres, así como con la presencia de cloro en el medio ambiente. Estos puntos de corrosión debilitan grandemente el metal y de una manera rápida comienza el proceso de disolución metálica.

Las superficies del acero inoxidable y del NiTi comienzan a exhibir crevículos y poros compatibles a sitios susceptibles a la corrosión. Experimentos de polarización Potenciodinámicos y observaciones de los alambres (CoCr, NiCr, NiTi y Beta-Ti) utilizando un microscopio electrónico, en un medio de corrosión electroquímica y en saliva artificial; han mostrado evidencias de una corrosión de puntos formadas en la superficie de los alambres.⁴

2.1.1.2.3. Corrosión Crévice.

Este fenómeno ocurre entre dos superficies cerradas o en dos zonas comprimidas en donde el intercambio de oxígeno no existe.

Usualmente ocurre durante la aplicación o colocación de materiales no metálicos (ej. Colocación de las ligaduras elastoméricas en un bracket). La reducción en el pH y el aumento en la concentración de los iones de cloro son dos factores esenciales para la iniciación y propagación del fenómeno de la corrosión. ⁴

2.1.1.2.4 Fretting y Erosión-corrosión.

Fretting se refiere al proceso que ocurre en áreas de contacto de materiales sometidos a cargas, este fenómeno lo encontramos en la interfase de la ranura del bracket y el arco. La combinación de los fluidos corrosivos en una alta velocidad da como resultado erosión y corrosión en una elevada concentración; mismo estado que ocurre cuando la velocidad de los fluidos es lenta que causa una modesta concentración de corrosión, lo que significa que los movimientos rápidos de los fluidos corrosivos remueven la capa protectora del metal acelerando así la corrosión. ⁴

2.1.1.2.5 Corrosión Intergranular.

Los reactivos impuros pueden segregar, o pasivar elementos como el cromo que puede dar como resultado zonas de corrosión localizadas que reaccionan a los cambios de temperatura alterando así su micro estructura. ⁴

2.1.1.2.6 Corrosión Galvánica.

Es la disolución de los metales provocada por diferencias microscópicas y electroquímicas que se da usualmente en la relación entre las aleaciones de los metales.

Cuando dos o más aleaciones metálicas se rechazan y entran en contacto con los fluidos orales las diferencias entre sus potenciales de corrosión resultan en una corriente eléctrica entre ellas, ocurriendo así una corrosión galvánica la cual se caracteriza en la liberación de iones metálicos.⁴

2.1.1.2.7 Corrosión por Stress.

Este fenómeno ocurre debido a la fatiga del metal cuando se asocia a un ambiente corrosivo. Cuando los arcos de alambres se enganchan a los brackets, en dientes apiñados, la reactividad de las aleaciones aumenta, esta misma resulta por la generación de tensión y el estrés comprensivo desarrollado por la fuerza del alambre.⁴

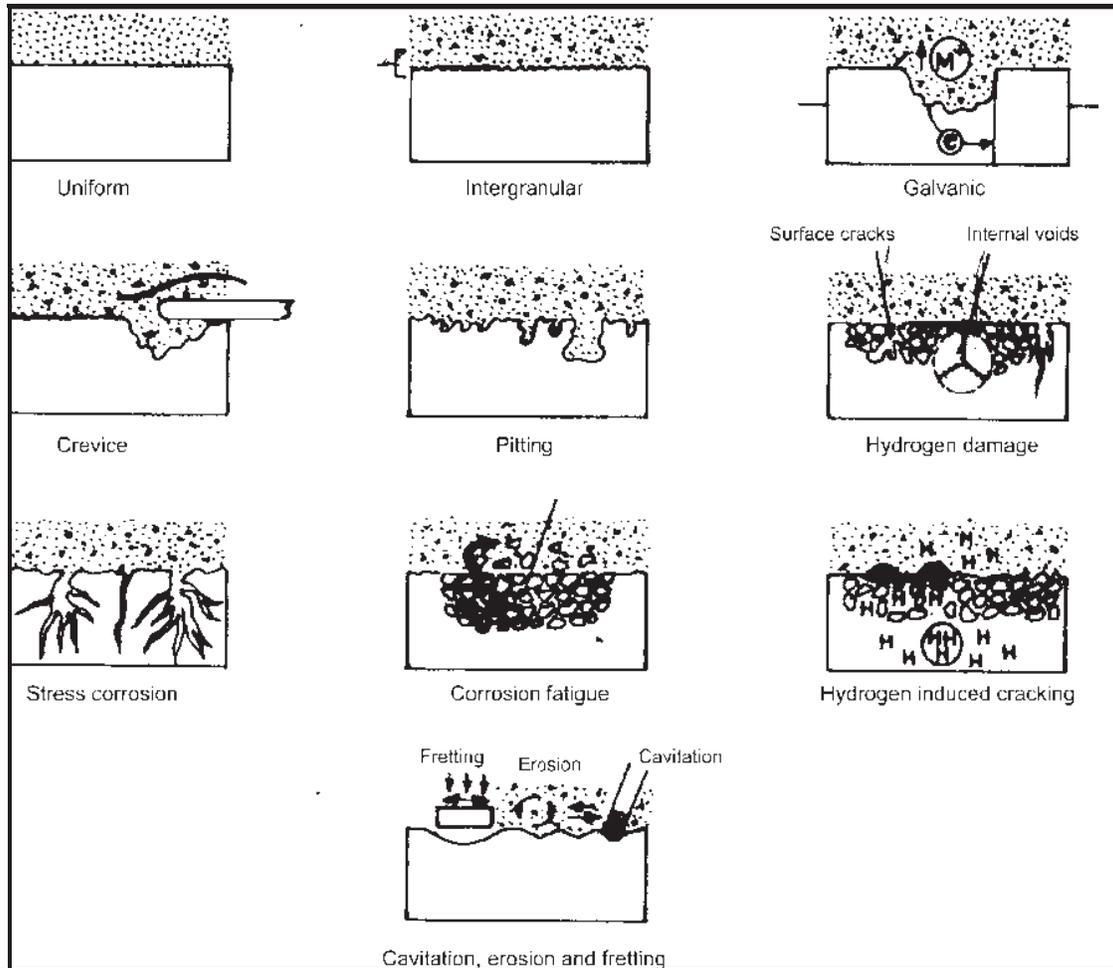
2.1.1.2.8 Corrosión por bacterias.

Se define como el deterioro de un material metálico en presencia de hongos o bacterias, generalmente este fenómeno se presenta en condiciones anaeróbicas (bacterias sulfato reductoras)^{18,19}. En condiciones aerobias, la corrosión se produce por presencia de un metabolito ácido, es el caso de la cavidad bucal donde la mayoría de las bacterias son productoras de ácido. En ocasiones, también producen corrosión por la aparición de celdas de concentración y formación de depósitos (Biopelícula) placa bacteriana.²⁰

Matasa¹⁷ fue el primero en mostrar evidencia del ataque microbiano en los adhesivos en el campo de la ortodoncia.

Mientras más bajo sea el pH, mejor será el ambiente para la corrosión de las bacterias.¹²

Fig. 1. Resumen esquemático de los diferentes tipos de corrosión.



2.1.2 ARCOS NÍQUEL-TITANIO.

2.1.2.1 DEFINICIÓN.

Fue la primera de las aleaciones de titanio utilizadas en ortodoncia desde hace pocos años; una aleación de titanio-níquel comercializada con el nombre de Nitinol (Unitek Corp.)¹¹ La aleación NiTi presenta dos propiedades muy destacadas que son únicas en odontología: la memoria de forma y la superelasticidad. Al igual que el acero inoxidable y muchas otras aleaciones, el NiTi puede existir en varias formas o estructuras cristalinas. Adopta la forma martensítica a temperaturas bajas y la forma austenítica a temperaturas superiores. Tanto la memoria de forma como la superelasticidad guardan relación con las transiciones de fase de la aleación NiTi entre las formas martensítica y austenítica, que se producen a unas temperaturas de transición relativamente bajas. El Nitinol en su presentación para uso ortodóntico, es excepcionalmente elástico y resistente pero poco moldeable.¹¹

2.1.2.2 COMPOSICIÓN DE ARCOS DE NÍQUEL TITANIO.

El rango de composición de NiTi tiende a: 55% en peso Níquel y 45% en peso de Titanio³⁸ y pequeñas cantidades de adición de Cobre que complementan la aleación para variar la temperatura de transformación martensítica.²

La resistencia a la corrosión es determinada por medio de la formación de una delgada capa adherente de óxido de titanio sobre la superficie de titanio o aleación de titanio. Esta capa consiste principalmente en TiO₂ con una cobertura aniónica. El aumento de espesor de la capa conduce a la formación de ambas capas, una cristalina y otra porosa.¹³

2.1.2.3 APLICACIONES EN ORTODONCIA.

El NiTi por sus propiedades de superelasticidad transformacional, le permite aplicar tensiones moderadas al periodonto, sobrellevando sin embargo, deformaciones relativamente grandes. Esto es de vital importancia en ortodoncia ya que las fuerzas de baja intensidad, mantenidas de manera continua, son las que han demostrado una mayor efectividad y un menor periodo de tratamiento en la corrección de las maloclusiones dentales. La memoria de forma y la superelasticidad se activan exactamente a 37.25°C y el alambre vuelve a la forma original del arco preformado, con una fuerza suave y constante. Dichas propiedades aceleran la desactivación del alambre y aumentan la comodidad del paciente. Este nivel de fuerza provoca el movimiento fisiológico ideal del diente sin que se rompa el arco y con pocos cambios del mismo.³⁸

2.1.2.3 ALEACIONES DE NIQUEL-TITANIO CON RANGO DE TEMPERATURA TRANSICIONAL.

Actualmente se fabrican alambres que responden a variaciones en la temperatura ambiente e intraoral cambiando de una fase austenítica a una martensítica. El rango de temperatura transicional permite que pase, de ser muy flexibles a temperatura ambiente, a muy rígidos en temperaturas altas o cuando son sometidos a estrés mecánico, por variaciones en la carga a que son sometidos en casos de apiñamientos severos.³²

El efecto de memoria de forma consiste en el desplazamiento de los átomos en ciertas aleaciones cuando éstas se enfrían bruscamente, conocido como transformación martensítica que ocurre en aleaciones no ferrosas.^{21 y 22} La transformación es displasiva, o sea que ocurre sin ninguna difusión atómica, de primer orden y si hay una deformación de la red cristalina, es decir que hay un cambio de la estructura, provocada por cizalladura.²³ Mediante pequeños desplazamientos de átomos, se consigue una nueva fase, lo que permite mantener la composición y el orden atómico de la fase

inicial^{24,25}. La transformación puede ocurrir de manera instantánea a temperaturas ambientes o más bajas a -150°C ²¹

2.1.2.4 DIFERENTES TIPOS DE NITI

2.1.2.4.1 NITI CLÁSICO (NiTinol o NiTi americano).

Es una aleación de la nueva generación de alambres, con memoria de forma y superelasticidad conocida como “Nitinol”, fue desarrollada por el metalúrgico Dr. William J. Buehler quien hizo investigaciones en el Laboratorio de artillería Naval, en White Oak, Maryland en 1960. NITINOL es el acrónimo utilizado para describir una familia genérica de aleaciones de níquel-titanio, que representa los dos elementos principales de esta aleación, NiTi, níquel y titanio; NOL por su descubrimiento en la Naval Ordnance Laboratory.^{32,33} Esta aleación se introdujo en el área de la ortodoncia por George F. Andreasen de la Universidad de Iowa, en 1971. La característica más importante y llamativa de esta aleación es la estructura cristalina martensítica estabilizada y la resistencia a la deformación permanente. La aleación original contiene: 55% de níquel, 42% titanio y 3% cobalto.

Las aleaciones de níquel-titanio tienen varias formas y estructuras cristalinas que dependen de las temperaturas a las cuales se fabrican:

- a. En fase martensítica. Es cuando la aleación se trabaja a temperaturas bajas. La aleación permite ciertos dobleces permanentes en el alambre.^{16,32}
- b. En fase austenítica. Es cuando la aleación se trabaja a temperaturas altas. La aleación se vuelve superelástica y no permite dobleces de ningún tipo.^{16,32}
- c. En fase martensítica y austenítica. Aleaciones que tienen una fase de transición de martensita a austenita activada por tensiones en el alambre o cambio drásticos en las temperaturas de trabajo.³²

2.1.2.4.2 EL NÍQUEL-TITANIO JAPONÉS (superelástico)

Desarrollado en 1978, por el profesor Miura y la Furukawa Electric Corporation. con las propiedades de recuperación de memoria, superelasticidad³² y capacidad de

recuperación. Producen fuerzas más ligeras y continuas, desarrollan tensiones constantes, durante largos periodos de tiempo, lo que reduce la frecuencia de cambio de arcos. Permite el uso de alambres rectangulares desde etapas iniciales y controlar el torque desde el principio. La superficie de estos alambres es mate y lisa por lo que la fricción es menor que en los NiTi convencionales. Como inconveniente presenta mayor fricción que el acero, dificultad en la realización de dobleces y soldaduras y, dado que son alambres preformados, escaso control de las dimensiones transversales de arcada.³⁸

2.1.2.4.3 NITI TEMOPLASTICO.

En esta aleación el efecto de memoria de forma es producido por cambios de temperatura y no por cambios en la fuerza aplicada sobre el alambre. En la fase martensítica (al disminuir la temperatura) el metal es dúctil y maleable. En fase austenítica (al elevar la temperatura) aumenta su rigidez. El cambio térmico entre las temperaturas ambiente e intraoral determina el cambio de fase y la activación del alambre. La base científica que promueve el uso de arcos termoactivos consiste en que el remodelado óseo es más efectivo cuando está sometido a una carga dinámica que cuando las cargas actuantes sobre el hueso son de naturaleza estática.³⁹ Estos arcos están indicados en el alineamiento, nivelación y cierre de espacios de extracciones.³⁸

2.1.2.4.4 EL NÍQUEL TITANIO CHINO (AUSTENÍTICO)

Fue desarrollado por el Tien Hua Chen y cols. del Instituto de Investigación General de Metales No Ferrosos en Pekín. La diferencia con el nitinol americano es que ha sido sometido a un martilleo corto y que su fase madre es la austenita; posee una temperatura de transición menor que el NiTinol de USA. Este último aspecto conlleva que el NiTi chino, a diferencia del nitinol, apenas varía sus propiedades físico mecánicas a nivel intraoral respecto a su comportamiento a medio ambiente. Se puede doblar 1.6 veces más que la aleación de níquel-titanio convencional y 4.5 veces más

que el acero inoxidable.^{32, 38} Su rigidez es 73% menor que la del acero y un 36% menos que el nitinol.³⁸

2.1.2.4.5 ALEACIONES DE COBRE-NIQUEL-TITANIO.

Fueron desarrolladas para el uso clínico por Rohit Sachdeva, en 1990. El efecto adicional de la incorporación de cobre a los arcos de NiTi térmicos, consiste en que el rango de histéresis existente entre la fase austenítica del material y la fase martensítica, se estrecha hasta las condiciones de temperatura existentes en el medio bucal³⁸ lo que permite la aplicación clínica del efecto en memoria de forma de estos arcos para el movimiento dentario⁴⁰. Además el cobre reduce el envejecimiento de la aleación al minimizar la liberación de iones⁴¹. Desarrollan una fuerza menor en 70% a las aleaciones tradicionales de níquel-titanio y se fabrican y comercializan con sensibilidad a cuatro temperaturas, lo que les proporcionan comportamientos clínicos diferentes.

1. Tipo I. presenta una temperatura de transformación de 15°C, siendo muy poco utilizado ya que libera fuerzas elevadas.
2. Tipo II. Activo a los 27°C. superelástico. Esta aleación tiene fuerzas semejantes al níquel-titanio tradicional. El cobre lo hace más flexible y entrega las fuerzas con más constancia y por más tiempo. Se recomienda en pacientes con alto umbral del dolor y con periodontos sanos.
3. Tipo III. Activo a los 35°C. Termoactivo. Este material genera fuerzas más ligeras. Se utiliza en pacientes con periodonto localmente frágil, levemente comprometido y en paciente con umbral de dolor normal.
4. Tipo IV. Activo a los 40°C. Termoactivo. Estos alambres generan un movimiento dental activo intermitente y se vuelven rígidos cuando la temperatura oral excede los 40°C. Se utilizan en pacientes que no toleran dolor y que tienen problemas periodontales de moderados a severos.³²

2.1.2.4.6 SENTALLOY

Es considerada como la primera aleación de Níquel-Titanio superelástica. Creada en Japón en 1982 por el Dr. Miura, famoso profesor de Ortodoncia; en conjunto con TOMY Incorporated (fabricante de productos dentales) y la compañía Furukawa Electric (proveedor de materiales de alambre) hicieron una investigación en conjunto y crearon un nuevo arco superelástico. El cual se caracteriza por generar fuerzas óptimas en los movimientos dentario y cerca de un 8% de estrés inducido por transformación martensítica (súper elasticidad). Esta aleación de NiTi se puso en marcha en 1985 con el nombre comercial de SENTALLOY (Super Elastic Nickel Titanium Alloy). Tiene las características de superelasticidad y memoria de forma.³³

2.1.3 LAS ALEACIONES NITI EN METALURGIA.

Las aleaciones de NiTi se basan en compuestos intermetálicos propios a la composición equiatómica. En los diagramas de fase (fig. 2) se observa cómo estos compuestos a temperaturas más altas, pueden existir como fase estable. Al contrario, a temperaturas cercanas al ambiente, el rango de NiTi estable es muy estrecho, entonces tendremos precipitados intermetálicos de segunda fase. Estos precipitados son dúctiles y muy resistentes al impacto, es decir que tienen propiedades de amortiguamiento únicas y, además, se pueden endurecer mediante temple para ciertas composiciones. La microestructura del NiTi se caracteriza entonces por una matriz con precipitados dentro de ella. Como se sabe, el titanio superficial reacciona muy fácilmente con el oxígeno para formar óxidos de titanio y la presencia de oxígeno llevará a la formación de una tercera fase.⁴²

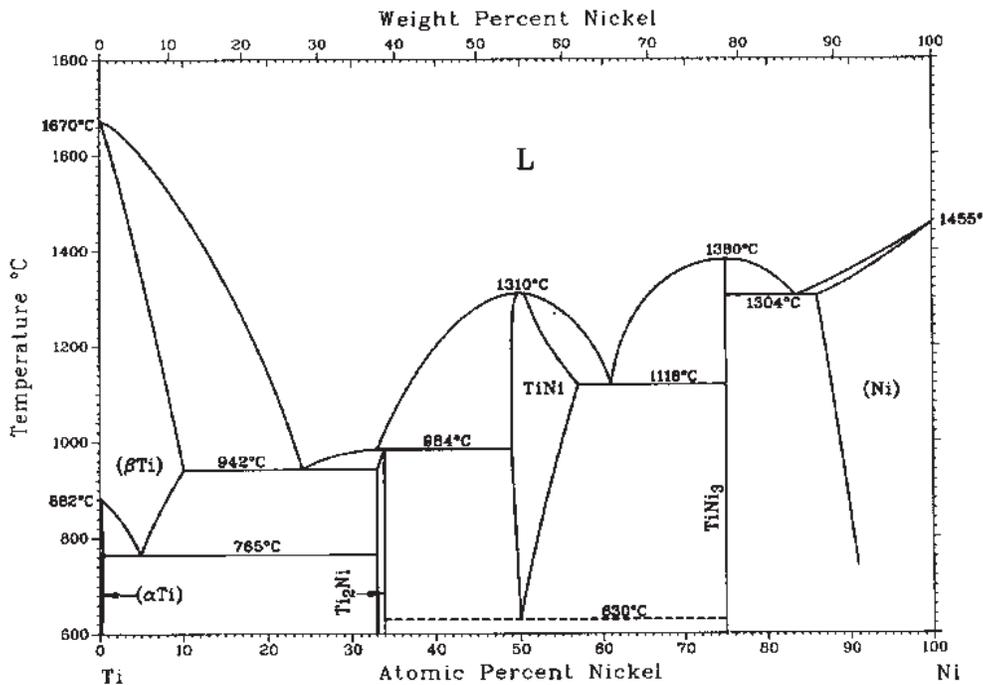


Fig. 2. Diagrama de equilibrio de la aleación NiTi. ⁴²

2.1.4 ALEACIONES CON MEMORIA DE FORMA.

El primer fenómeno de memoria de forma fue observado por Ölander in 1932 cuando descubrió el comportamiento pseudoelástico de la aleación Au-Cd. Las primeras observaciones del efecto de memoria de forma las hicieron Greninger y Mooradian en 1938 al darse cuenta de que al incrementar o al bajar la temperatura de una aleación de Cu-Zn la fase martensítica aparecía o desaparecía respectivamente.

Pero, fue 10 años después que Kurdjumov y Khandros estudiaron de manera más intensiva el comportamiento termoelástico de la martensita como base del efecto de memoria de forma. Fue en 1962 en el Naval Ordnance Laboratory donde se

encontraron aleaciones de Níquel-Titanio que presentaban este fenómeno de manera significativa.

En la última década se ha experimentado un gran avance en el campo de los materiales inteligentes asociado fundamentalmente a la madurez tecnológica alcanzada en su desarrollo.

El cambio de forma con el calentamiento no es una cualidad especial de los materiales pero el cambio a una forma específica sí lo es. Por ejemplo, el acero experimenta deformaciones cuando se calienta, pero no toma una forma particular al contrario de una aleación con memoria de forma.

2.1.5. BIOFILM.

Se define biofilm o biopelícula una población de microorganismos incluidos en una matriz orgánica polimérica adherida a una superficie. La matriz polimérica es conocida como EPS (Extracellular Polymeric Substances) constituida básicamente por polisacáridos y glucoproteínas que las bacterias desarrollan para su adhesión. Estas son adheridas a una superficie habitable o inerte. En el principio del proceso la bacteria “nada” para encontrar una superficie adecuada para adherirse. Una vez adherida, la bacteria se “mueve” sobre la superficie para encontrar otra bacteria para formar pequeños agregados. Además de los EPS como mecanismo de unión, la acumulación de cargas electrostáticas y las características de la superficie también influyen en la formación del biofilm.^{12,14}

Cuando un biomaterial se expone a un sistema biológico, la biopelícula no celular adquirida es rápidamente organizada sobre la superficie del biomaterial mediante la absorción espontánea de macromoléculas extracelulares compuestas por glucoproteínas y proteoglucanos. Dicha capa induce un efecto que modifica las propiedades de la superficie del biomaterial, la cual altera tanto la respuesta de las células adheridas, como la interacción en la interface del biomaterial huésped.⁶

2.1.6 CITOTOXICIDAD.

Como se menciona anteriormente, las principales propiedades de las aleaciones NiTi son su efecto de memoria de forma, la superelasticidad y biocompatibilidad. Respecto a esta última, se deben considerar dos parámetros: la reacción inducida por el material y la degradación del material.

El níquel y el cromo son metales conocidos como elementos químicos tóxicos y alérgenos potenciales, provocando reacciones de hipersensibilidad. Barrett y Bishara⁴³ midieron la cantidad de níquel y cromo liberada por los aparatos ortodónticos en un ambiente oral preparado de saliva artificial durante cuatro semanas a 37°C. El método utilizado en la espectrofotometría de absorción atómica, y los resultados afirman que la liberación de estos productos es la misma para el acero y el níquel titanio, siendo en los dos casos, mayor la liberación de níquel. Es decir, su susceptibilidad a la corrosión es la misma. Lo que queda por cuantificar es la cantidad de esos productos corrosivos que es absorbida por el paciente ortodóntico.

Por otro lado, en el trabajo realizado por Shabalovskaya⁴⁴ se observó que la liberación de níquel es más importante con aleaciones de NiTi que con aceros inoxidable durante los primeros días de inmersión. La cantidad de iones que se liberan al medio va variando con el tratamiento superficial. Ambos materiales, Ti puro y NiTi, llevan TiO₂ en la superficie pero tienen un comportamiento distinto. El titanio es muy reactivo ya que tiene cuatro electrones libres, mientras que el níquel no es fácil de oxidar porque no tiene un potencial de ionización muy alto y es muy electronegativo. Cuando el alambre se desgasta por el estrés mecánico, el titanio reacciona con el oxígeno del aire dejando el níquel libre, y este níquel puede liberarse y pasar al cuerpo humano⁴⁵. Por esta razón hay que impedir la liberación de Ni estabilizándolo con elementos de aleación.

2.1.7 RUGOSIDAD

La rugosidad consiste en pequeñas irregularidades presentes en la superficie. Estas irregularidades caracterizan el acabado o textura de la superficie, que puede ser definida como un conjunto de patrones existentes en las superficies físicas. Las irregularidades de la superficie comprenden dos grupos de errores, los macro-geométricos y los micro-geométricos. Los errores macro-geométricos son errores de forma verificables por medio de instrumentos convencionales de medición. El otro grupo de errores corresponde a los micro-geométricos, que son los errores conocidos como rugosidad.³⁴

Los parámetros de rugosidad más usados en ingeniería son la rugosidad promedio (R_a) y la rugosidad rms (R_{rms}). R_a es el promedio aritmético de los valores absolutos de las alturas medidas a partir de la línea central.³⁵

2.1.8 MICROSCOPIA DE FUERZA ATÓMICA.

La Microscopia de Fuerza Atómica (MFA) es también conocida como exploración de fuerza atómica. Es una técnica básica e imprescindible para toda aquella búsqueda nanoscópica. La MFA trabaja mediante exploración con un tip o punta muy cerca de la superficie de la muestra. Opera mediante la medición de fuerzas atractivas y repulsivas entre la punta y la muestra a modo de fuerza constante. Lo más espectacular es la resolución atómica y la manipulación, pero las aplicaciones más prácticas de acuerdo con el (sub) micrómetro x/y y el rango nano z .

Los microscopios de fuerza atómica con punta horizontal de vibración para el control de la distancia se desarrollaron en 1992.

El MFA es un instrumento relativamente simple y versátil. Debe contar con un sistema antivibratorio, disponible en múltiples versiones según la técnica de exploración. La muestra es montada sobre una pieza cerca de una punta fuerte bajo un cantiléver inclinado respecto a la muestra. La luz de láser de diodo se enfoca al final del cantiléver, reflejada vía espejo en un diodo dividido que provee la señal de retroalimentación (información topológica). El muestreo de datos se realiza por medio de un convertidor de análogo a digital. La computadora reconstruye la imagen topológica en tercera dimensión o proyecciones desde la base de datos matriz. El software de imagen proporciona color, alto contraste e iluminación desde direcciones variables. Un campo importante para la MFA está abierto en metalurgia y corrosión sobre el estudio de las superficies rugosas.^{26,27}

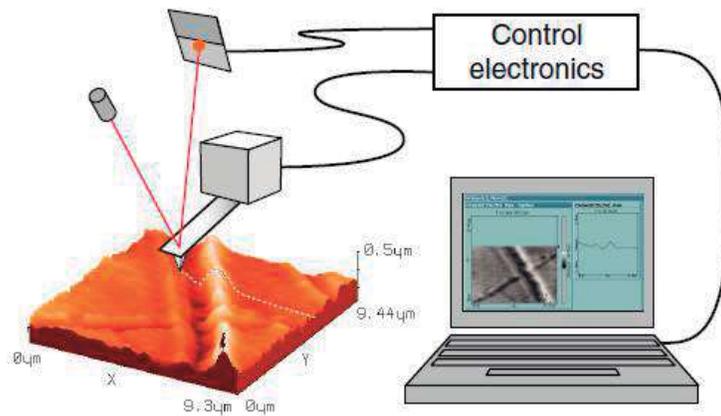


Fig. 3. Dibujo esquemático de un MFA.

2.1.9 MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO.

El Microscopio Electrónico de Barrido (MEB) es un instrumento que permite la observación y caracterización superficial de materiales inorgánicos y orgánicos, entregando información morfológica del material analizado. A partir de él se producen distintos tipos de señal que se generan desde la muestra y se utilizan para examinar muchas de sus características. Con él se pueden realizar estudios de los aspectos morfológicos de zonas microscópicas de los distintos materiales con los que trabajan los investigadores de la comunidad científica y las empresas privadas, además del procesamiento y análisis de las imágenes obtenidas. Las principales utilidades del MEB son la alta resolución ($\sim 100 \text{ \AA}$), la gran profundidad de campo que le da apariencia tridimensional a las imágenes y la sencilla preparación de las muestras.

Las aplicaciones del MEB son muy variadas, y van desde la industria petroquímica o la metalurgia hasta la medicina forense. Sus análisis proporcionan datos como textura, tamaño y forma de la muestra.

Entre las áreas de aplicación de esta técnica, se pueden mencionar: Geología, Estudio de materiales para realizar caracterización microestructural de materiales; identificación, análisis de fases cristalinas y transiciones de fases en diversos materiales tales como metales, cerámicos, materiales compuestos, semiconductores, polímeros y minerales; composición de superficies y tamaño de grano; valoración del deterioro de materiales, determinación del grado de cristalinidad y presencia de defectos; identificación del tipo de degradación: fatiga, corrosión, fragilización, etc. Algunas de sus aplicaciones en Metalurgia son: control de calidad y estudio de fatiga de materiales, características texturales; Análisis de fractura (fractomecánica) en materiales. Otras áreas de aplicación son: Odontología, Paleontología y Arqueología, Control de Calidad, Curtidos, peritajes, Medicina Forense, Botánica, Biomedicina y Medicina, Estudio químico y estructural de obras de arte, alteración de monumentos, control de calidad, identificación de pigmentos (restauración, autenticación) Peritaciones Caligráficas: Estudio de trazos, Electrónica.²⁶

2.2 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS.

Tzu-Hsin Lee²⁹ y cols. en 2010 realizaron un estudio para probar que diferentes arcos NiTi tendrían resistencia desigual a la corrosión en un ambiente oral que contenía FI. Realizaron pruebas de polarización lineal para evaluar la Resistencia a la corrosión en términos de Resistencia a la polarización (R_p) de 4 marcas comerciales de arcos NiTi .016, sumergidos en saliva artificial (pH 6.5) a 37°C a diferentes concentraciones 0.01%, 0.1%, 0.25% y 0.5%. El valor de R_p se analizó estadísticamente mediante dos vías de análisis de varianza para los factores variables de cada fabricante de arcos y concentración de NaFI ($\alpha=0.05$). Las características de la superficie de los arcos como son la morfología, rugosidad en tercera dimensión y la estructura química fueron analizadas mediante MEB, MFA y espectroscopía de Rayos X respectivamente. Aseveran que tanto el fabricante como las concentraciones de NaFI tienen una influencia significativa sobre la resistencia a la polarización de los arcos NiTi, los cuales presentaron diferentes superficies topográficas y una estructura química similar. Los arcos NiTi presentaron diferente resistencia a la corrosión en saliva artificial con ac. Fluorhídrico, la cual no corresponde a la variación en la superficie topográfica de los arcos. Todos ellos presentaron una disminución de resistencia a la corrosión en todas las pruebas de arcos NiTi. Los arcos severamente corroídos y que mostraron una resistencia a la corrosión similar fue en un ambiente con NaFI al 0.5%. La superficie más rugosa la presentó el arco de la marca Ormco y SY, mientras RMO presentó la superficie menos rugosa.

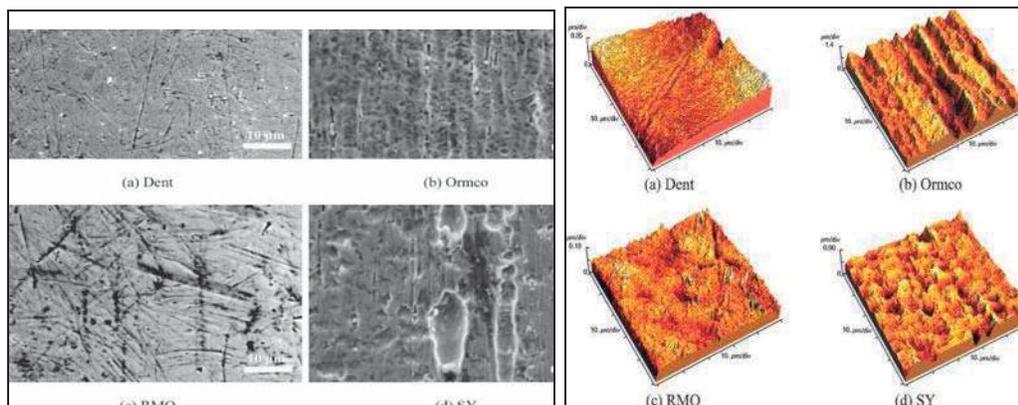


Fig.4a. Fotografías en MEB de los arcos Níquel Titanio de los diferentes fabricantes (Dent, Ormco, RMO y SY)

Fig.4b. Fotografías en MFA de los arcos Níquel Titanio de los diferentes fabricantes (Dent, Ormco, RMO y SY).

Her-Hsiung Huang⁸ en el 2005 realizó un estudio cuyo propósito fue investigar la variación durante la resistencia a la corrosión *in vitro* de los arcos NiTi mediante una técnica electroquímica rápida. La prueba a la polarización lineal fue usada para evaluar la resistencia a la corrosión. Un MFA fue utilizado para analizar la superficie topográfica en tercera dimensión y su aspereza. Para el análisis químico fue utilizada la espectroscopía de electrones para identificar la estructura química de la película pasiva de los arcos NiTi. Las marcas comerciales de arcos NiTi 0.016 fueron: RMO, Ormco, SY y KH. La composición química de los arcos fue analizada usando un espectrómetro de energía dispersa. Se utilizó MEB para observar la morfología de la superficie de los arcos NiTi y potenciostato para la prueba de polarización lineal. Como prueba de corrosión de electrolitos se utilizó saliva artificial Fusayama modificada. Los arcos Ormco y KH mostraron una elevada resistencia a la polarización, por lo que se sugieren como candidatos adecuados para aplicaciones ortodónticas. El estrés producido en la superficie residual durante el proceso de fabricación en los arcos NiTi comerciales podrían jugar un papel importante en la resistencia a la corrosión en lugar de la aspereza en la superficie y la estructura química.⁸

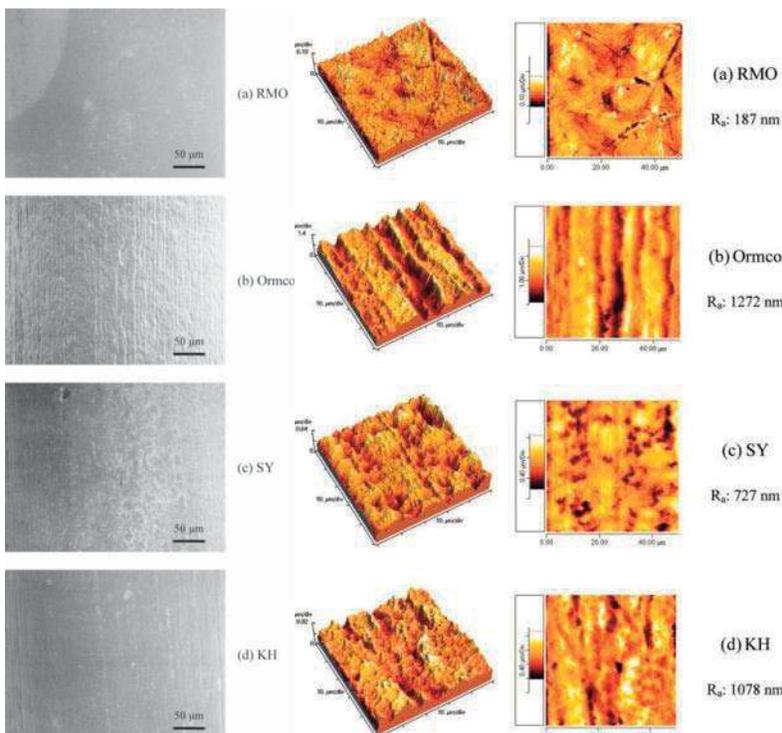


Fig. 5a imágenes en MEB de los arcos de Níquel Titanio de diferentes fabricantes.
Fig. 5b. Imágenes en MFA. (izquierda: imágenes tridimensionales, derecha: vista desde arriba) y su correspondiente rugosidad de la superficie de los arcos de Níquel Titanio nuevos de diferentes fabricantes.

Widu¹ y cols. en 1999 realizaron un estudio en 4 arcos de Níquel-Titanio, uno de Titanio molibdeno y uno de acero inoxidable, analizaron el comportamiento de la corrosión en el medio bucal y en saliva artificial Fusuyama a 37°C. Los arcos con memoria de forma fueron: American Orthodontics, Neo Sentalloy de GAC, NiTi de Ormco y Nitinol de Unitek. Las muestras fueron sometidas a polarización potencioestática a 0.72 y 1.22 mV para acelerar el proceso de corrosión durante 60 segundos. En un segundo experimento las muestras fueron sometidas a estrés mecánico para simular la masticación, se llevaron a cabo 1000 ciclos de flexión verticales. Los arcos se fijaron dejando un segmento libre de 3 cm. La tercera prueba fue una combinación de estrés mecánico con polarización potencioestática. Finalmente los arcos fueron polarizados por 10 min. a 0.72 y 1.22 V/NHE en saliva artificial, se realizó baño con ultrasonido y la cantidad de Níquel disuelto se determinó con un espectrofotómetro de absorción atómica.

La polarización por más de 12 horas a una potencia de 2.22 V/VHE no causó ninguna pérdida de material. Las pruebas realizadas en MFA presentaron ranuras causadas por el proceso de producción excepto Neo Sentalloy. Los arcos con memoria de Ti, mostraron una superficie homogénea en muestras despolarizadas. Después de 1 minuto de polarización a 1.22 V/NHE se observó corrosión por picadura. La superficie del arco NiTinol sin polarización es mucho mas rugosa que la de del arco con memoria de Ti. Los defectos de la superficie después de 3 meses en boca son comparables al proceso de corrosión de los arcos con memoria de Ti sometidos a polarización. Los arcos control con memoria de Titanio y los de acero inoxidable presentaron la superficie más homogénea. La disolución de Ni en saliva artificial fue más alta en arcos con memoria de Titanio seguida por Neo Sentalloy.

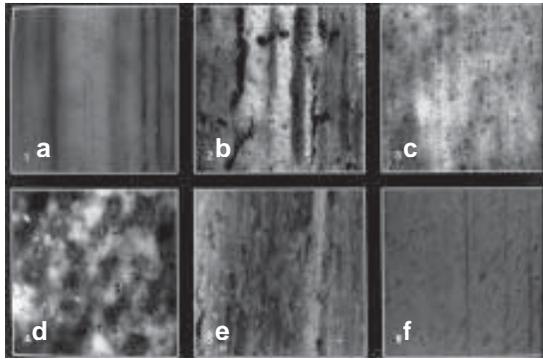


Figure 6 imágenes en MFA de la superficie topográfica de los arcos examinados a 100 x 100 μm .
a) memoria de Titanio; b) Neo Sentalloy; c) NiTi; d) Nitinol; e) TMA; f) acero inoxidable.

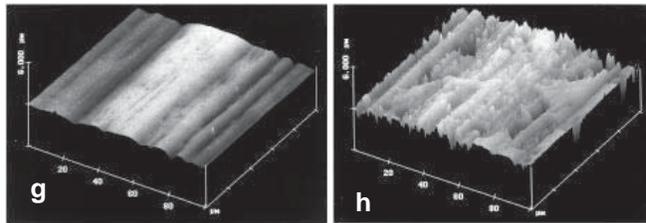


Fig. 6 g) imagen en MFA vista en 3D de 100x100 μm de un arco control de Titanio con memoria.
h) superficie del mismo arco después de la polarización potencioestatica por 1 min a 1.22 V/NHE.

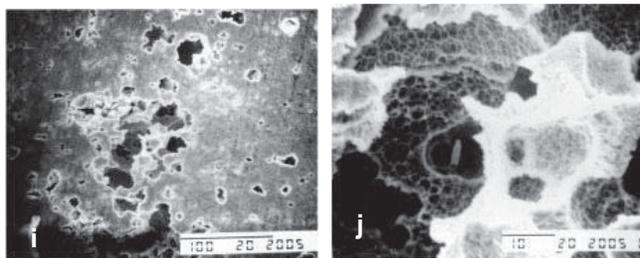


Fig. 6 i) arco polarizado de Titanio con memoria a una magnificación de 350x. j) el mismo arco a una magnificación de 2000x. Destrucción de la superficie debida a la corrosión por picadura.

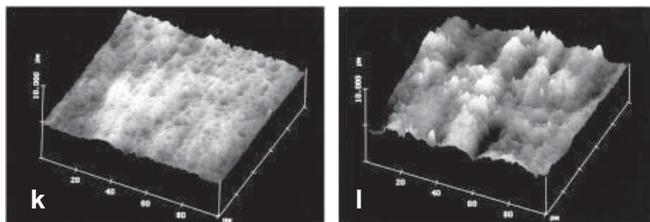


Fig. 6 k) imagen tomada con MFA de un arco NiTinol nuevo. l) después de un periodo de 3 meses en la boca del paciente.

Palazón³⁸ y cols. en 2009 realizaron una caracterización de la superficie en arcos NiTi .016x.022”. Los arcos fueron sometidos a los siguientes medios corrosivos: saliva artificial, saliva + Flúor y saliva + coca-cola[®] durante 28 días. Los arcos utilizados fueron: Dentaurum, Forestadent, GAC International, G&H Wire, Leone, Ormco, Rocky Mountain Orthodontics, TP Orthodontics y 3M-Unitek; mediante técnicas de Espectrometría de Rayos X (EDX), MEB y Microscopía Confocal (MC), estudiaron la composición química, el patrón morfológico y la rugosidad superficial de los arcos. En cuanto al microanálisis de rayos X, todas las muestras control presentan una proporción estequiométrica entre el Ni y Ti con desv est de $\pm 2\%$ en peso total de la composición, a excepción de la muestra NiTiCu que presento un 6.3% de Cu. Palazón afirma que los alambres tratados en medios corrosivos muestran más defectos que los no tratados, sin embargo no existen cambios en la rugosidad entre ambos.

Se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson, el cual no muestra correlación entre los defectos de las muestras. Hubo diferencias significativas a favor de saliva+Cola, en cuanto al aumento de defectos y a favor de la saliva+FI, en el aumento a la rugosidad. Respecto al análisis semicuantitativo, los resultados composicionales no mostraron diferencias significativas.

Las variables para la cuantificación de los defectos (superficie ocupada por grietas, poros, microporos, hoyos, rayas) y la mediana de la variable Rugosidad Media; mostraron diferencia significativas ($p > 0.05$) para la prueba de Kruskal Wallis al comparar las muestras originales, en saliva, saliva+FI, saliva+Cola. Para la variable rugosidad se encontró significado cuando se analizaban individualmente el patrón agrietado y las muestras con tratamiento, pero no para el resto.

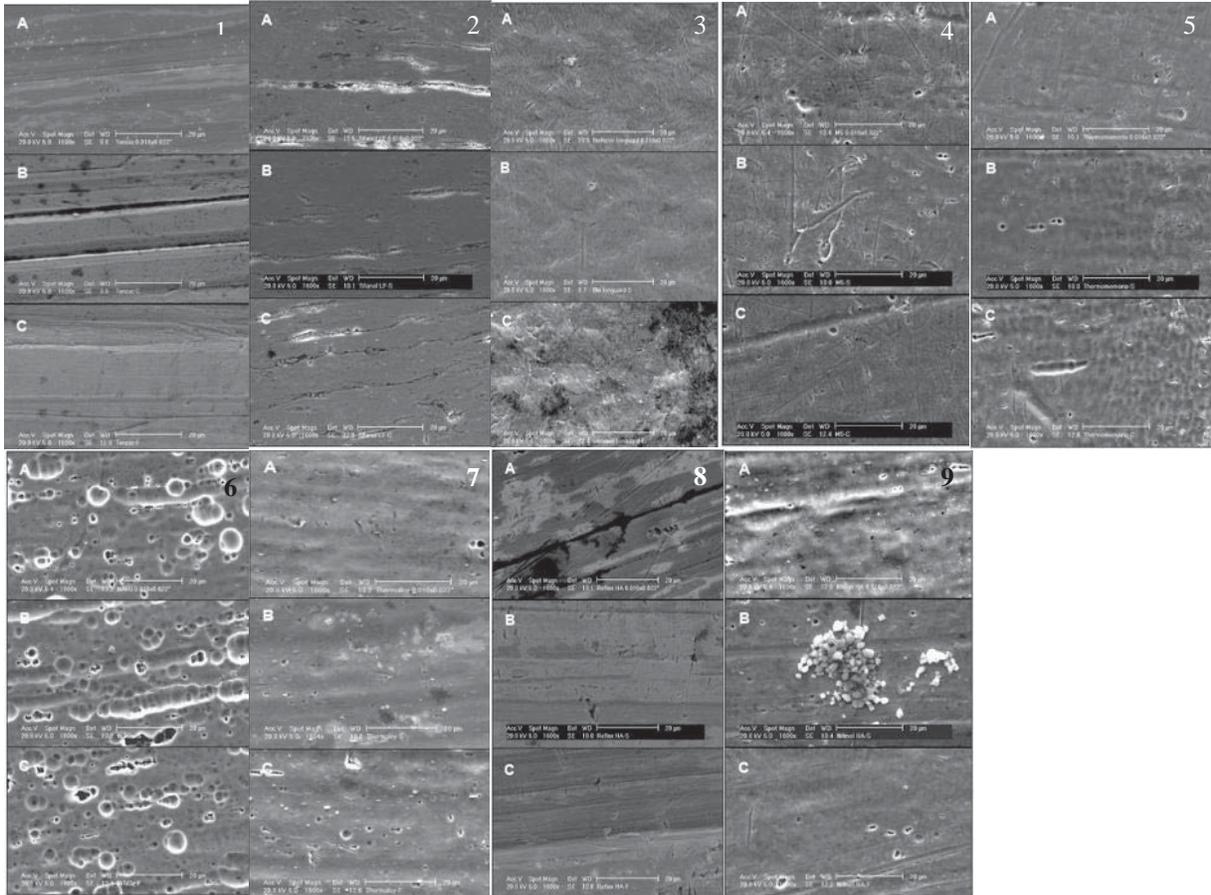


FIG. 7.1 imágenes en MEB tomadas a 1600X. A) Original; B) Saliva; C) Saliva+Coca 1.- Tensic (dentaurum) 2.- Titanol LF (Forestadent) 3.- Bioforce IonGuard (GAC) 4.- M5 (G&H) 5.- Thermomemoria (Leone) 6.- NiTiCu (Ormco) 7.- thermaloy (RMO) 8.- Reflex HA (TPO) 9.- Nitinol HA (3M).

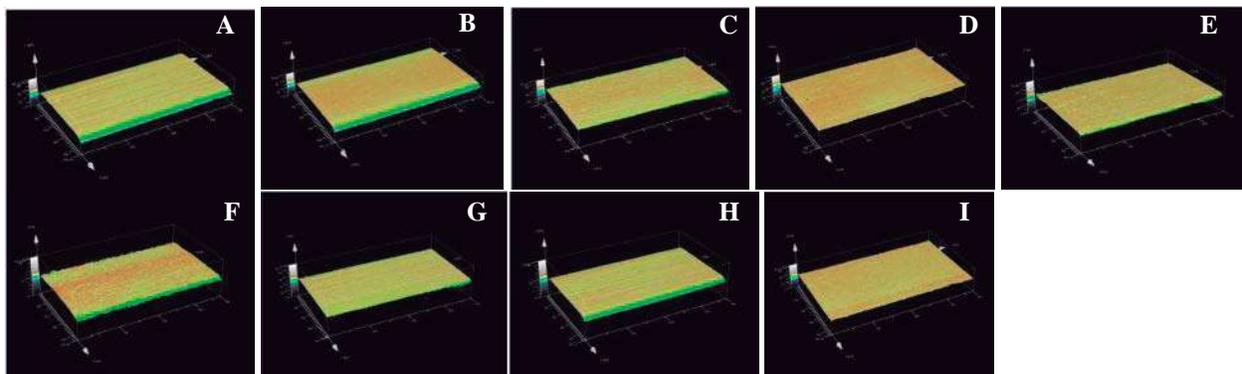


FIG. 7.2 imágenes topográficas en Microscopía Confocal en un área de $10060 \mu\text{m}^2$ en arcos nuevos. A) Tensic (dentaurum) Pa: $0.35\mu\text{m}$, B).- Titanol LF (Forestadent) Pa: $0.23\mu\text{m}$ C) Bioforce IonGuard (GAC) Pa: $0.44 \mu\text{m}$. D) M5 (G&H) Pa: $0.3 \mu\text{m}$. E) Thermomemoria (Leone) Pa: $0.43 \mu\text{m}$ F) NiTiCu (Ormco) Pa: $0.82 \mu\text{m}$ G) thermaloy (RMO) Pa: $0.53 \mu\text{m}$ H) Reflex HA (TPO) Pa: $0.27 \mu\text{m}$. I) Nitinol HA (3M) Pa: $0.27 \mu\text{m}$.

Pérez Campos y cols.² en 2009 valoraron la corrosión de 5 marcas de arcos de Níquel Titanio Termoactivados, en arcos nuevos (fig. 8 a-e) y arcos retirados 2 meses después de haber permanecido en boca (fig. 8 f-k). Las marcas fueron Adenta, Ah-Kim Pech, Borgatta, Lancer, Ortho Technology. Obtuvieron imágenes mediante MEB, las marcas que presentaron una superficie más regular y homogénea: Ortho Technology, Lancer y Adenta, y las marcas que presentaron una superficie más irregular: Ah-Kim Pech y Borgatta. Respecto al espectro y análisis químico ningún arco presenta el porcentaje de la aleación patente (Ti 45%, Ni 55%), el que más se acercó fue Adenta con 44.9% Ti y 55.01% Ni. Todos los arcos presentaron corrosión y pérdida de los porcentajes de la aleación, la marca Ortho Technology presentó menor adherencia de biofilm, seguida por Adenta, las marcas que presentaron mayor adherencia fueron Lancer y Borgatta. Mediante el análisis estadístico por muestras pareadas Borgatta presentó una liberación de iones Ni más elevada que Ah-Kim Pech a una $p=0.034$. Respecto a la liberación de iones Ti, la marca Adenta presentó datos más significativos contra Borgatta $p= 0.00001$.

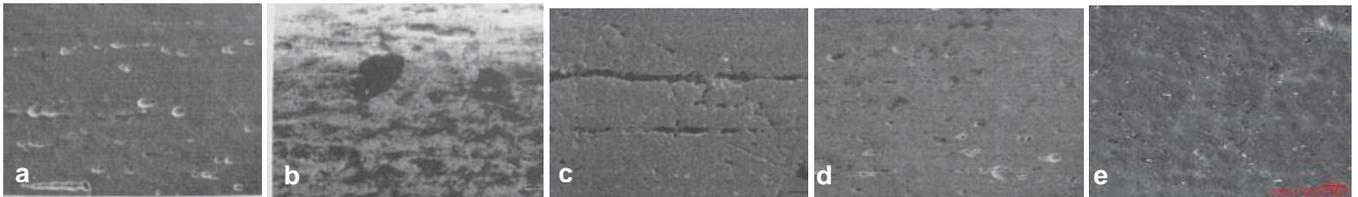


Fig. 8 a-e. Imágenes de los arcos control mediante MEB a 1000X. a) Adenta b) Ah Kim Pech c) Borgatta, d) Lancer y e) Ortho Technology,



Fig. 8 f-j. Imágenes de los arcos recuperados después de haber estado 2 meses en boca mediante MEB a 1000X. f) Adenta g) Ah Kim Pech h) Borgatta, i) Lancer, j) Ortho Technology,

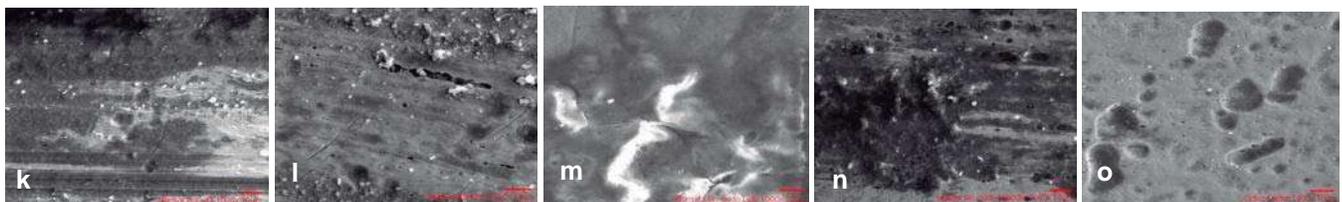


Fig. 8 k-o. Imágenes de la acumulación de biofilm de los arcos recuperados después de haber estado 2 meses en boca, mediante MEB a 1000X. k) Adenta l) Ah Kim Pech m) Borgatta, n) Lancer, o) Ortho Technology,

Rodríguez García³ y cols., en el 2007 realizaron un estudio enfocado a la caracterización topográfica de la superficie de alambres redondos de NiTi y acero inoxidable recuperados y se compararon con arcos nuevos. Se recuperaron 21 arcos Niti 0.016, 9 de SS 0.016 y 13 de SS 0.018, analizados entre periodos activos desde uno hasta 29 meses. Se valoró la superficie de los arcos mediante MEB. Los principales resultados fueron que tanto los arcos NiTi como los de SS presentaron un patrón de acanalado en sentido longitudinal. Se encontraron patrones de corrosión de tipo fisura y en aquellos con mayor tiempo de permanencia una combinación de corrosión tipo fisura y cavitación. Los hallazgos en los arcos de SS son similares a los encontrados en NiTi, aunque en menor grado. La presencia de biofilm en los arcos es una constante con independencia del tiempo que éstos permanezcan en uso clínico.³

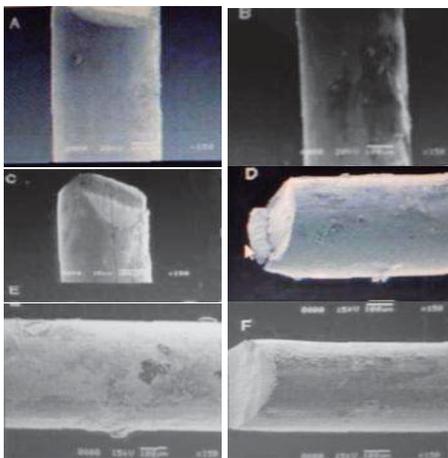


Figura 9 A-F. NiTi A=1 mes, aspereza y acumulación ligera de biofilm; B=2 meses, aspereza superficial y acumulación moderada de biofilm; C=3 meses, grieta atribuida al proceso de fabricación; D=5 meses, acumulación de biofilm, fisuras y cavitación; E=9 meses, fisuras, y acumulación de biofilm severo; F=29 meses, deterioro de la superficie, aspereza y placas de biofilm.

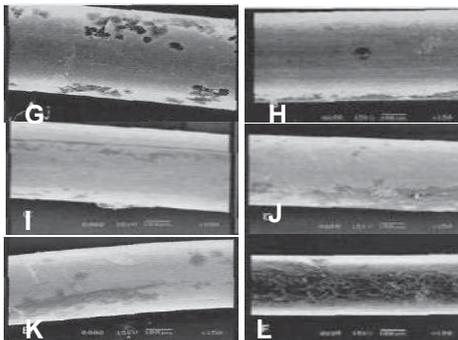


Figura 9 G-L. 0.018 SS G=1 mes, acúmulo de biofilm; H=3 meses, aspereza de la superficie y acumulación leve de biofilm; I=12 meses, grieta atribuida al proceso de fabricación; 0.016 SS J=1 mes, acumulación de biofilm moderado; K=5 meses, acumulación de biofilm y fisuras; L=16 meses, acumulación severa de biofilm, aspereza superficial.

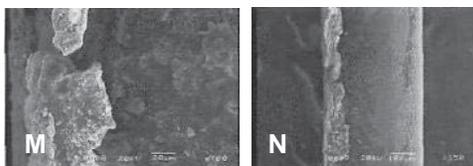


Figura 9 M. Placa de biofilm cinco meses sobre NiTi 0.016.

Petoumeno¹⁵ y cols. en 2008 realizaron un estudio con 115 arcos de diferentes marcas: Forestadent Titanol 'Low Force' y 'Martensitico', Ormco Copper Ni-Ti 35 °C y Ortho Organizers NiTi. Las dimensiones de los arcos fueron: 0.36 mm redondo, 0.40 mm redondo, 0.40 mm × 0.40 mm y 0.40 mm × 0.56 mm. Después de su aplicación intraoral durante 1 a 12 meses, los arcos fueron examinados con MEB. Se analizó la concentración de iones Ni en saliva en 18 pacientes en diferentes periodos del tratamiento, sin embargo, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas, a excepción de la muestra tomada inmediatamente después del bondeado de brackets que presento una alta concentración de iones Ni. Mediante MEB se realizó análisis de placa adherida a la superficie del arco y se encontraron defectos de corrosión de diversas formas y esquemas sobre la superficie de los arcos.

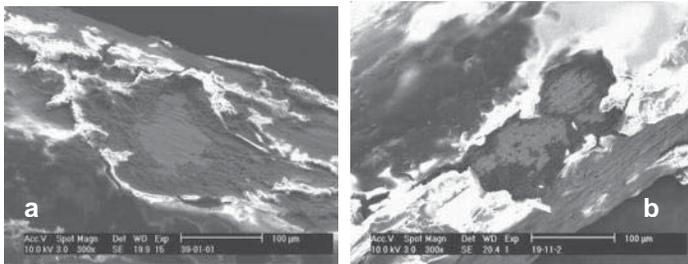


Fig. 10a. Acumulación abundante de placa bacteriana sobre la superficie del arco Titanol (0.4X0.4mm) después de haber estado 18 semanas.
Fig 10b. arco Cooper NiTi redondo (0.40 mm) después de 12 semanas. Las imágenes en MEB muestran la superficie después de la limpieza con alcohol y baño con ultrasonido. Imágenes a 300X.

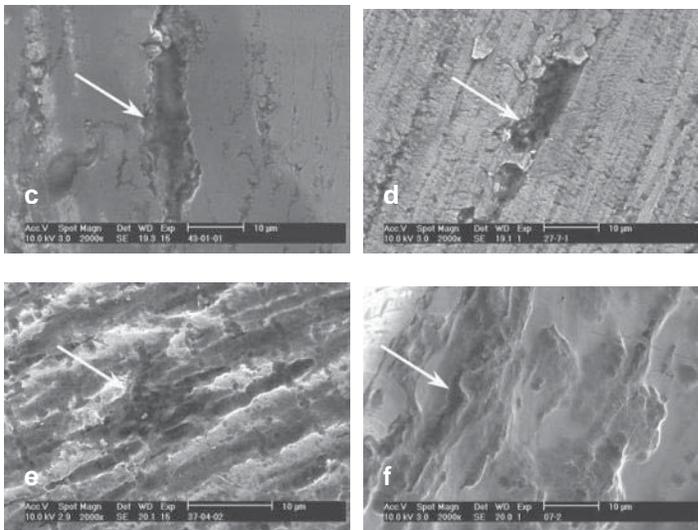


Fig. 10 c-f. Ejemplos que muestran defectos causados por corrosión (flechas) sobre los arcos de NiTi después del uso clínico. Nótese lo pequeño de los defectos (magnificación 2000X) c: Titanol Low force después de 24 semanas en boca. d: Titanol Martensitico: después de 20 semanas, e: Copper Ni-Ti y f: Ortho Organizers NiTi después de 12 semanas.

Romo Garay⁹ y cols. en 2009 realizaron ensayos de corrosión *in vitro* en arcos NiTi .019x .025 en cinco marcas comerciales: Adenta, Ah-Kim Pech, Lancer y Ortho-Technology. Se colocaron tramos de alambre con y sin Oxido de Titanio a los cuales se les inoculó *Alcaligenes Faecalis* y los mantuvieron en incubación durante 1 mes a 37°C. Las muestras fueron analizadas mediante MEB. Las muestras que presentaron una superficie más homogénea fueron Ortho Technology y Adenta, Lancer presentó una superficie áspera, las marcas Borgatta y Ah-Kim Pech presentaron fisuras, grietas y poros relativamente grandes. La presencia de la película protectora propicio el desarrollo de una mayor cantidad de microorganismos en la superficie, al ser una zona con presencia de O₂ lo que permitió mayor desarrollo bacteriano en todas las marcas, debido a los defectos de la superficie causan la ruptura de la película protectora, lo que promueve la formación de corrosión; sin embargo, si la protección de TiO₂ es homogénea puede evitar o disminuir la formación de biofilm y mejorar la resistencia a la corrosión en la cavidad oral.

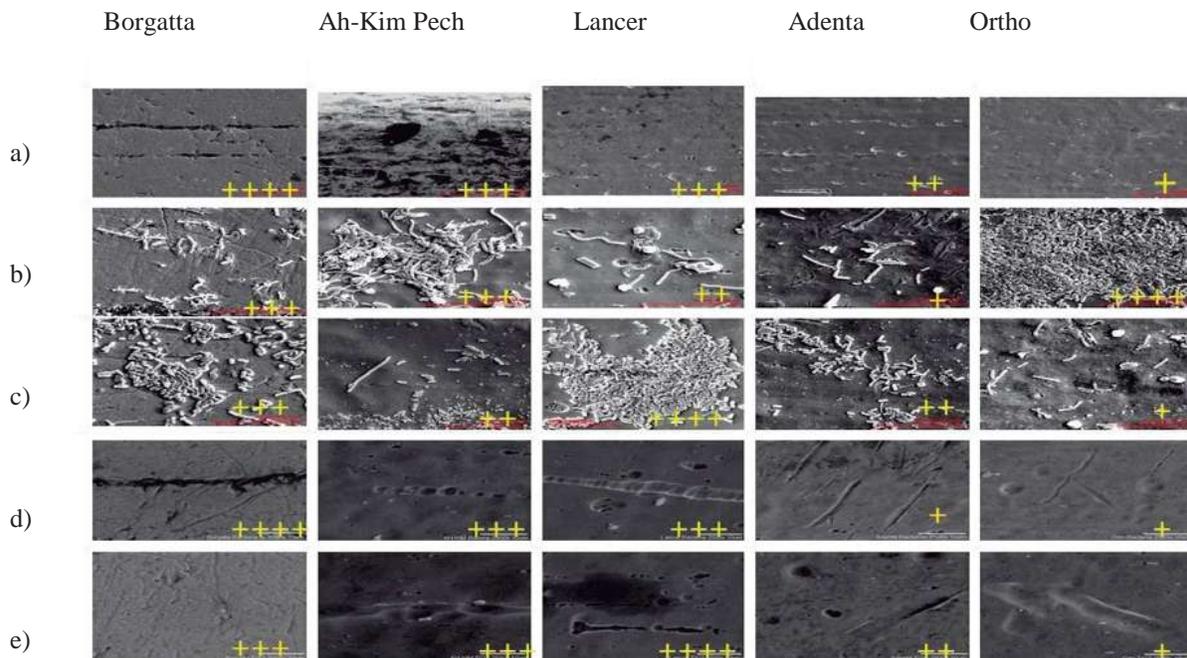


Fig. 11 a) arcos control por MEB a 1000X. b) Crecimiento bacteriano por MEB a 2500X en arcos sin recubrimiento con TiO₂. c) Crecimiento bacteriano a 2500X en arcos con recubrimiento de TiO₂. d) corrosión inducida por el crecimiento bacteriano en arcos sin recubrimiento de TiO₂. e) Corrosión inducida por el crecimiento bacteriano en arcos con recubrimiento de TiO₂.

Ziebowicz⁷ A. y cols. En el 2008 realizaron pruebas de resistencia a la corrosión en saliva artificial. La evaluación de la corrosión por picadura se realizó mediante un método potenciodinámico por grabación de curvas de polarización. La prueba se llevó a cabo en arcos de las siguientes aleaciones: Titanio (NiTi y CuNiTi), acero inoxidable, cromo-cobalto, y β -Titanio. El experimento se realizó 5 veces por cada arco. Después de la pruebas de corrosión una especie de cada materia fue observada mediante MEB. En estado inicial, las pruebas de potencial de transpasivación mostraron que el valor más bajo fue observado en los arcos de CrNi de GAC International, y los más altos para los arcos NiTi de American Orthodontics. En arcos recuperados los valores de potencial de corrosión más bajos fueron obtenidos por las muestras de NiTi (Ormco) recuperados a 14 meses de tratamiento. Y los más altos para las muestras de NiTi (American Orthodontics) probados a 3 meses de tratamiento. Sin embargo, los valores más bajos de resistencia a la polarización fueron observados en los arcos NiTi de GAC y los valores más altos en los arcos NiTi de American Orthodontic. Las características de corrosión más favorables fueron observadas en NiTi (American Ortodontics) que fue el más resistente.

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

La corrosión es un proceso que altera las propiedades físicas y mecánicas de los arcos de Níquel-Titanio empleados en Ortodoncia, lo que influye de manera directa en el movimiento dental deseado en la fase de alineación y nivelación en diferentes órdenes en el Tratamiento Ortodóntico.

Debido a que la corrosión es un proceso imperceptible para el clínico, surge la necesidad de comparar la rugosidad inducida por corrosión que presentan 5 marcas de arcos de Níquel-Titanio Termoactivados, mediante MFA y MEB, con la finalidad de conocer cuál marca comercial conserva sus propiedades de memoria de forma y superelasticidad.

La degradación, envejecimiento y corrosión de las aleaciones, además de ocasionar la pérdida de dichas propiedades, podría poner en riesgo la salud del paciente debido a la liberación de iones metálicos.

De este modo, podemos sugerir cuál de los 5 fabricantes es el candidato adecuado para las aplicaciones ortodónticas.

Pregunta de Investigación.

¿QUE MARCA DE ARCOS NITI TERMOACTIVOS CALIBRE .016 X .022 PRESENTARÁ MÁS DEFECTOS Y MAYOR RUGOSIDAD EN LA SUPERFICIE INDUCIDA POR CORROSIÓN?

4. JUSTIFICACIÓN.

Es de suma importancia saber cómo reaccionan los materiales en contacto con los diferentes fluidos y tejidos de un organismo, así como considerar los periodos de tiempo en que los arcos deberán permanecer en interacción con el medio biológico debido a los constantes cambios en la superficie.

Actualmente en el mercado se ofrece una diversidad de marcas comerciales de arcos Ni-Ti que se emplean en la fase de nivelación durante los tratamientos de Ortodoncia, estos arcos presentan excelentes propiedades de elasticidad, memoria de forma y resistencia a la deformación. Sin embargo se nos ha mantenido con poca o nula información sobre el proceso de corrosión que puede afectar principalmente en dos aspectos:

- 1.- Alterar los resultados del Tratamiento Ortodóncico que esperamos, debido a que el Níquel-Titanio pierde propiedades físico-químicas y mecánicas; lo cual juega un papel importante en el tratamiento clínico.
- 2.- existe una liberación de partículas metálicas dañinas para el organismo, que ha demostrado ser el principal causante de toxicidad y la causa de reacciones alérgicas.

El presente trabajo de investigación pretende valorar los niveles de rugosidad en la superficie de arcos NiTi Termoactivados calibre .016 x .022 de cinco diferentes marcas comerciales reconocidas en la rama de la Ortodoncia.

5. HIPÓTESIS

5.1 HIPÓTESIS DE TRABAJO.

H_t: Las cinco marcas de arcos de Níquel-Titanio Termoactivados calibre .016 x .022 presentan diferente rugosidad en la superficie.

$$A \neq B \neq C \neq D \neq E$$

5.2 HIPÓTESIS NULA.

H₀: Las cinco marcas de arcos de Níquel-Titanio Termoactivados calibre .016 x .022 presentan el mismo nivel de rugosidad en la superficie.

$$A = B = C = D = E$$

A= 3M Unitek (Nitinol Heat-Activated)

B= FORESTADENT (TITANOL-LOW FORCE)

C= GAC International (BIOFORCE SENTALLOY)

D= ORMCO (Cooper-NiTi Thermo Activo 40 °C)

E= RMO (THERMALLOY)

6. OBJETIVOS.

6.1 Objetivo General.

Valorar la rugosidad en la superficie de arcos NiTi Termoactivados, en 5 diferentes marcas comerciales, extraídos de pacientes en fase de nivelación, de la clínica de Ortodoncia del CUEPI de la UMSNH.

6.2 Objetivos Específicos.

1. Determinar mediante MFA, la rugosidad de cada una de las cinco marcas de arcos NiTi Termoactivados .016 x .022 a los 30 y 60 días de haber estado en boca del paciente.
2. Analizar mediante MEB, los defectos superficiales de cada una de las cinco marcas de arcos NiTi Termoactivados .016 x .022, a los 30 y 60 días de haber estado en boca del paciente.
3. Observar la adherencia de Biofilm en arcos NiTi Termoactivados .016 x .022, mediante MEB y MFA.

7. MATERIAL Y MÉTODOS.

7.1 Universo de estudio

Para la elaboración del presente trabajo participaron 10 pacientes con brackets slot .022, provenientes de la clínica de Ortodoncia del C.U.E.P.I. de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo.

7.2 Clasificación del estudio.

- Prospectivo y Longitudinal
- Comparativo
- Descriptivo
- Observacional.

7.3 Criterios de elegibilidad

7.3.1 Criterios de inclusión.

- Pacientes de la clínica de Ortodoncia de la UMSNH
- Sexo masculino.
- Con brackets slot .022
- En fase de nivelación.
- Que hayan portado el arco durante 30 y 60 días,
- Arcos pertenecientes a las 5 marcas estudiadas en el centro de investigación.

7.3.2 Criterios de no inclusión.

- Pacientes que no reúnan los criterios de inclusión
- Pacientes que hayan dañado el arco.
- Pacientes que se hayan ausentado del tratamiento.

7.4 Metodología.

1. Se seleccionaron cinco diferentes marcas de arcos Níquel Titanio Termoactivados: 3M, Forestadent, GAC, Ormco, RMO. (Fig. 12 a-e)



2. Se seleccionó un arco control de cada una de las 5 marcas para valorar la rugosidad de la superficie mediante MFA con el programa Nanosurf Easyscan 2 y la morfología superficial mediante MEB (marca JEOL JSM-6400) y (Fig. 13 y 14)



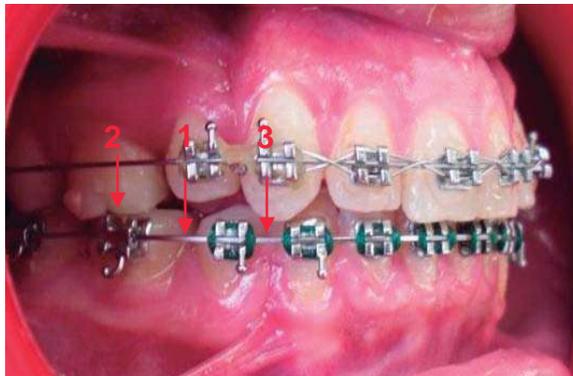
FIG. 13. MICROSCOPIO DE FUERZA ATÓMICA.



FIG. 14. MICROSCOPIO ELECTRONICO DE BARRIDO.

3. En la superficie .022 se realizó análisis topográfico de la rugosidad de la superficie con MFA, en la parte posterior del arco seleccionando una zona al azar. Para procesar las imágenes se utilizó el programa easyScan 2 AFM versión

- 2.1, se obtuvo el valor de la rugosidad promedio en un área de 20 micras en cifras nanométricas, las cuales difieren ampliamente según la zona seleccionada.
4. Se tomaron fotografías con MEB a una magnitud de 100, 500 y 1000X.
 5. Se realizó un espectro y microanálisis químico a 250X mediante microanalizador marca Bruker mod. X Flash 4010, de cada una de las marcas de arcos evaluados, con la finalidad de determinar la composición química cuali-cuantitativa de la aleación.
 6. Se realizó mapeo de las muestras a 250X.
 7. Participaron 10 pacientes de sexo masculino de la Clínica de Ortodoncia del CUEPI, de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo.
 8. Transcurridos 30 y 60 días de haber estado los arcos en la boca, se seleccionaron dos segmentos del arco en los que se marcó las zona 1 que corresponde al área libre y la zona 2 que corresponde al area en contacto con el tubo (Fig. 15); cada uno se analizó mediante MFA y el otro en MEB.
 9. Del mismo modo se marco la zona 3 que corresponde al área interbracket (Fig. 15) para observar la formación de biofilm.



10. se retiraron los arcos con pinzas sin tocar las áreas antes mencionadas.
11. Una vez retirados los arcos fueron sanitizados con agua destilada estéril, para retirar la capa del Biofilm que puede contener.

12. Las muestras se almacenaron en bolsas de plástico previamente etiquetadas.

Fig. 16



13. Debido a la retención de placa sobre la superficie de la mayoría de los arcos, se llevó a cabo la limpieza ultrasónica (Branson mod. 1510) durante 20 minutos de cada uno de los segmentos por separado, almacenados en vasos de precipitados con Acetona A.C.S. Reactivo Meyer al 99.5 % (fig. 17).



Fig. 17. Ultrasonido Branson mod. 1510

14. Se llevó a cabo su análisis de rugosidad de la superficie mediante MFA y MEB.

15. En el segmento del arco donde se observó la formación de Biofilm mediante MEB y MFA, no se realizó sanitización.

7.5 Análisis bioestadístico.

7.5.1 DESCRIPTIVA

Se calculó la medida de tendencia central (medida aritmética) y medidas de dispersión (desviación estándar).

Mediante el programa Nanosurf Easyscan 2 se obtuvieron los siguientes parámetros:

Area: tamaño del área seleccionada.

Sa: Rugosidad Promedio

Sq: Raíz cuadrática media.

Sy: suma de la cresta más alta y valle más profundo.

Sp: Valor de la cresta más alta.

Sv: Valor del valle más profundo.

Sm: Valor medio

8. RESULTADOS.

8.1 ANÁLISIS TOPOGRÁFICO MEDIANTE MFA.

8.1.1 ARCOS NI-TI CONTROL.

Las imágenes 18-22 fueron tomadas con MFA en las 5 marcas de arcos NiTi Termoactivados control. El MFA tiene ciertas ventajas sobre el MEB ya que proporciona una visualización y caracterización de muestras en dimensiones nanométricas. La imagen es barrida en el plano de la superficie (X-Y) y altura (Z), de este modo es posible obtener imágenes topográficas tridimensionales que permiten valorar la Rugosidad de la superficie (R_a) en una área determinada.

Utilizando MFA se pueden obtener gráficas lineales para realizar mediciones de valles y crestas específicos, como son la longitud, altura y amplitud. Además el programa ofrece valores del valle más profundo y cresta más alta. En el presente estudio nos enfocamos en la obtención de imágenes topográficas tridimensionales, así como de los valores de la rugosidad de la superficie.

Fig. 18. Arco 3M control.

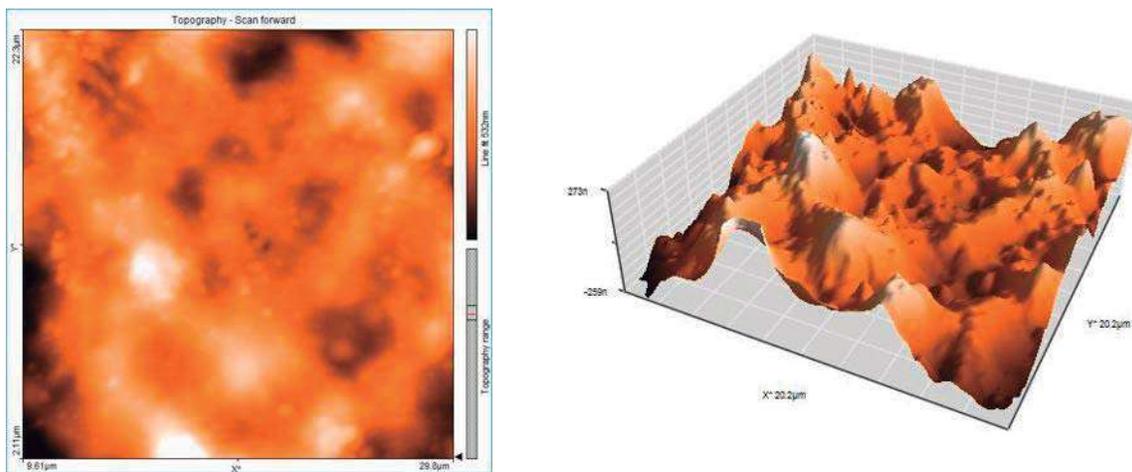


Fig. 18 imágenes del arco 3M control por MFA, presenta una R_a : 67.94 nm en un área de 20 μm . Se observa una topografía rugosa con algunas crestas y valles. Las coloraciones brillantes que se distinguen representan los picos o porciones más altas de la superficie del arco analizado. Aquellas que aparecen en zona oscura representan la parte profunda de los valles, los cuales representan los sitios en los cuales existe pérdida de material y son susceptibles para el acúmulo de placa.

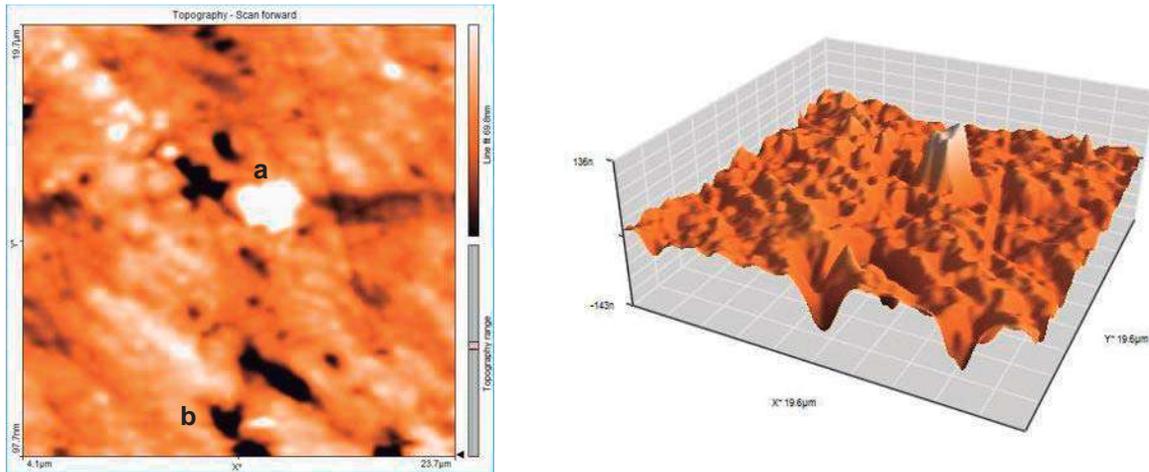
Fig. 19. Arco Forestadent control

Fig.19. imagen del arco Forestadent control por MFA, presenta una R_a : 10.68 nm en un área de 20 μm . Se observa una topografía más regular respecto a las otras marcas. Presenta una cresta sobresaliente al centro de la imagen (a) con una altura de 124.5 nm y 3.29 μm de ancho en la base de la cresta, presenta algunos valles dispersos en toda la superficie el más profundo (b) de 93.26 nm.

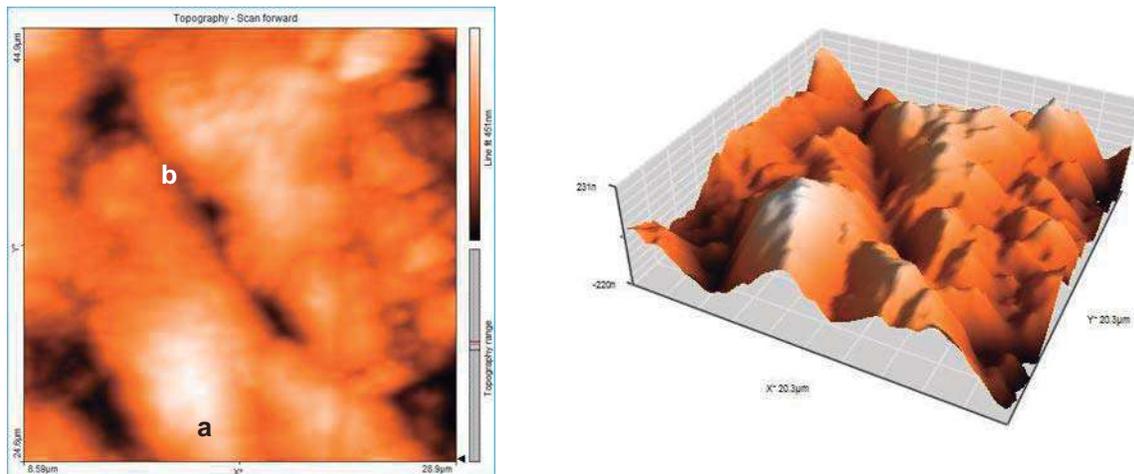
Fig. 20 Arco GAC control

Fig. 20 imagen del arco GAC control por MFA, presenta una R_a = 69.25 nm en un área de 20 μm . Se observa una topografía irregular con crestas muy amplias de hasta 9.83 μm de ancho (a), valles dispersos en toda la superficie que representan lugares retentivos para acumulación de materia orgánica. Al centro se observa la formación de un canal (b) que se pudo haber originado durante el proceso de fabricación (trefilado).

Fig. 21 Arco ORMCO control

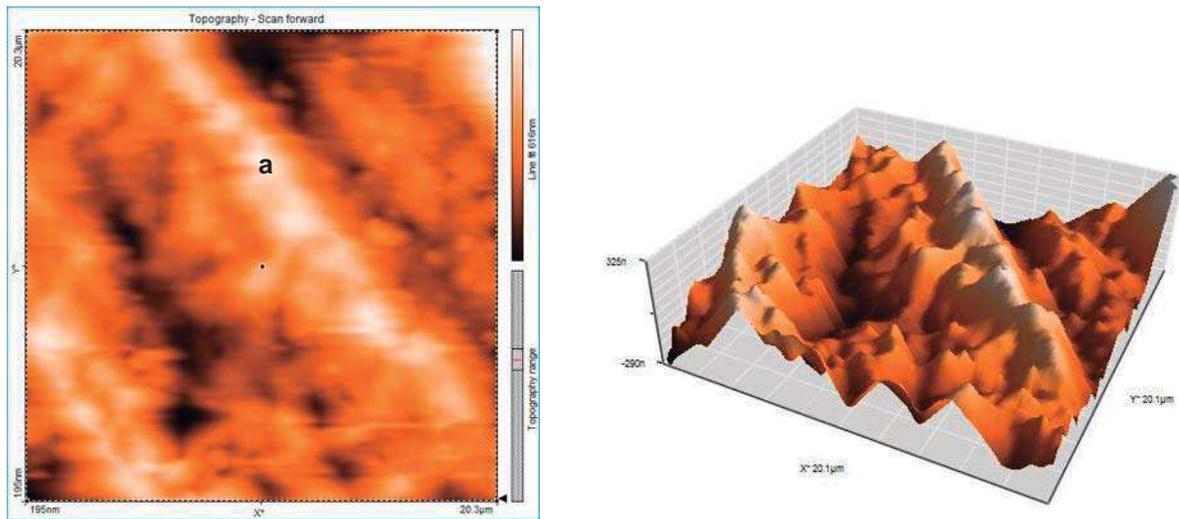


Fig. 21 imagen del arco Ormco control por MFA. Presenta una R_a : 92.48 nm en una área de 20 μm . Se observa una topografía irregular con crestas en cadena (a) en el centro de la imagen causadas principalmente por la fabricación del arco (trefilado), algunos valles en sentido longitudinal de la muestra, estas zonas son las más susceptibles a la corrosión.

Fig. 22 Arco Rocky Mountain control.

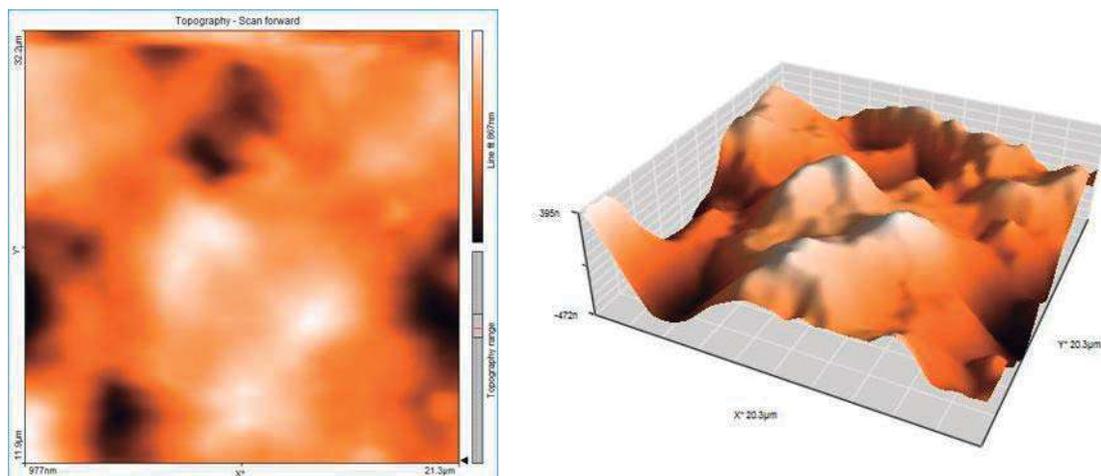


Fig. 22 Arco RMO control presenta una R_a : 144.57 nm en un área de 20 μm . Se observa una topografía muy irregular con crestas muy elevadas de hasta 435 nm y valles muy profundos de de 514 nm.

Tabla 1. Valores de la Rugosidad de la superficie (R_a) derivados de las imágenes tomadas por MFA de los arcos control de Níquel-Titanio (Ni-Ti) Termoactivados de las 5 marcas comerciales.

	3M	Forestadent	GAC	Ormco	RMO
R_a control	68 nm	10 nm	69 nm	92 nm	144 nm
R_a 30 días Z1	99 nm	15 nm	215 nm	50 nm	83 nm
R_a 30 días Z2	86 nm	7 nm	43 nm	60 nm	98 nm
R_a 60 días Z1	90 nm	46 nm	103 nm	95 nm	96 nm
R_a 60 días Z2	94 nm	13 nm	100 nm	76 nm	83 nm

8.1.2 RESULTADOS DEL ANÁLISIS TOPOGRÁFICO MEDIANTE MFA EN LOS ARCOS NI-TI EXPUESTOS AL MEDIO BUCAL DURANTE 30 Y 60 DÍAS.

3M. Fig. 23-26 Imágenes obtenidas por MFA en las cuales se valoraron la rugosidad y características topográficas de los arcos NiTi de la marca 3M, a los 30 y 60 días de haber permanecido en medio bucal.

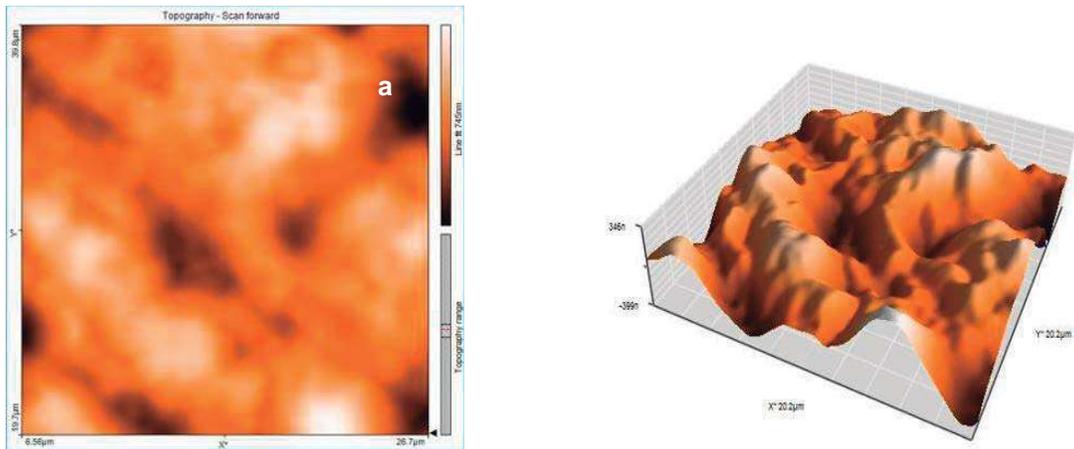


Fig. 23. imagen del arco 3M en MFA presenta una $R_a = 99$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo expuesta a los fluidos bucales durante 30 días. Se observan una topografía muy irregular atacada por corrosión por picadura. El punto más profundos de 444 nm (a) de longitud.

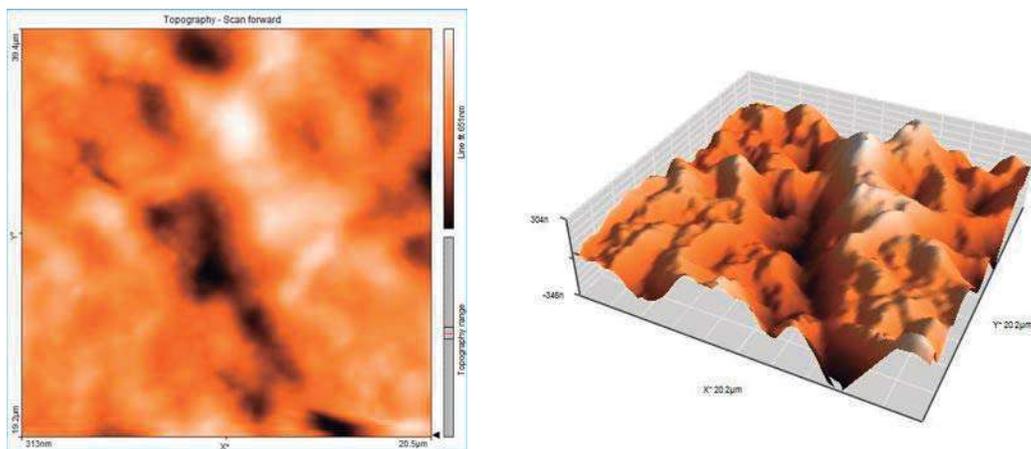


Fig. 24. imagen del arco 3M por MFA presenta una $R_a = 86$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en contacto con el tubo de acero inoxidable durante 30 días. Presenta una superficie irregular con valles en forma de acanaladura al centro de la muestra y una serie de crestas que pueden deberse a la formación de carbonatos, que puede corroborarse con el microanálisis.

60 días zona 1 y 2

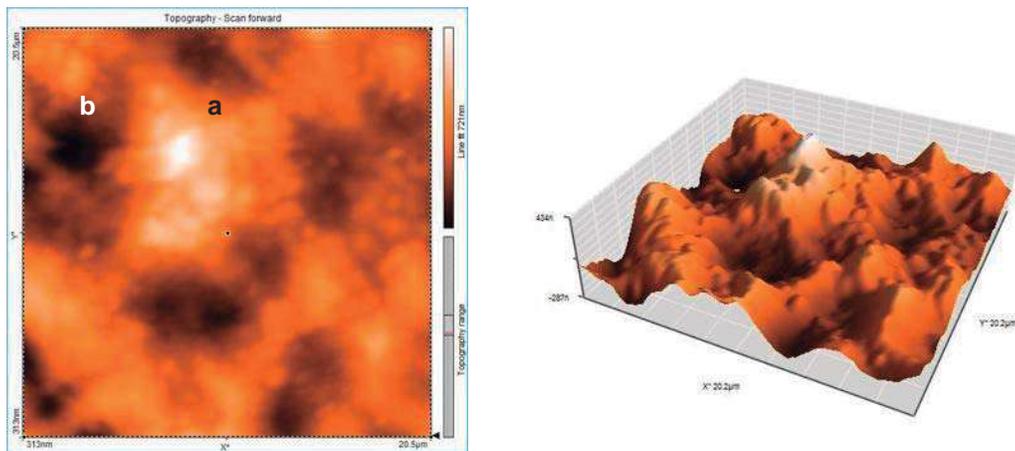


Fig. 25 imagen del arco 3M por MFA presenta una $R_a=90$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en contacto con el medio bucal durante 60 días. Presenta superficie irregular atacada por corrosión, con una cresta sobresaliente (a) de 446 nm, y el valle más profundo (b) de 301 nm.

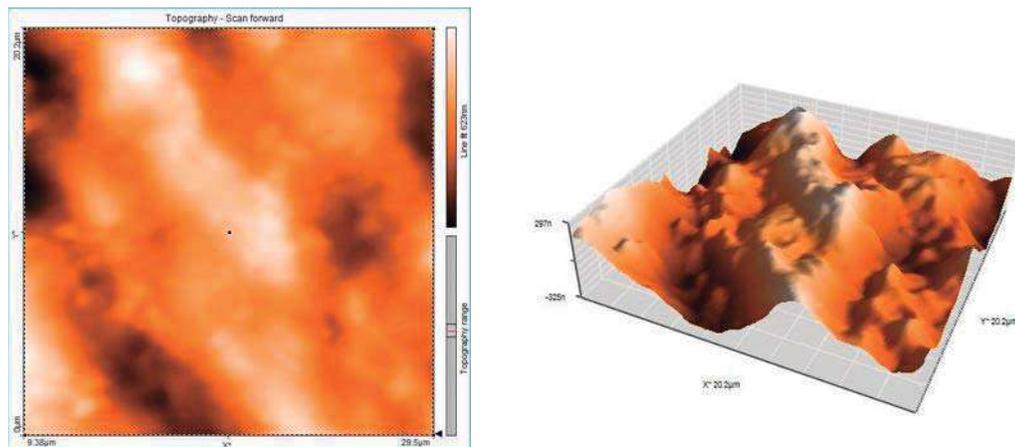


Fig. 26 Imagen del arco 3M por MFA, presenta una $R_a=95$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en contacto con el tubo de acero inoxidable durante 60 días. Presenta una superficie irregular con crestas y valles en sentido longitudinal. Se observan depósitos calcificados en la superficie.

FORESTADENT. Fig. 27-30. Imágenes obtenidas por MFA en las cuales se valoraron la rugosidad y características topográficas de la superficie de los arcos NiTi de la marca Forestadent, a los 30 y 60 días después de haber sido colocados en medio ambiente bucal.

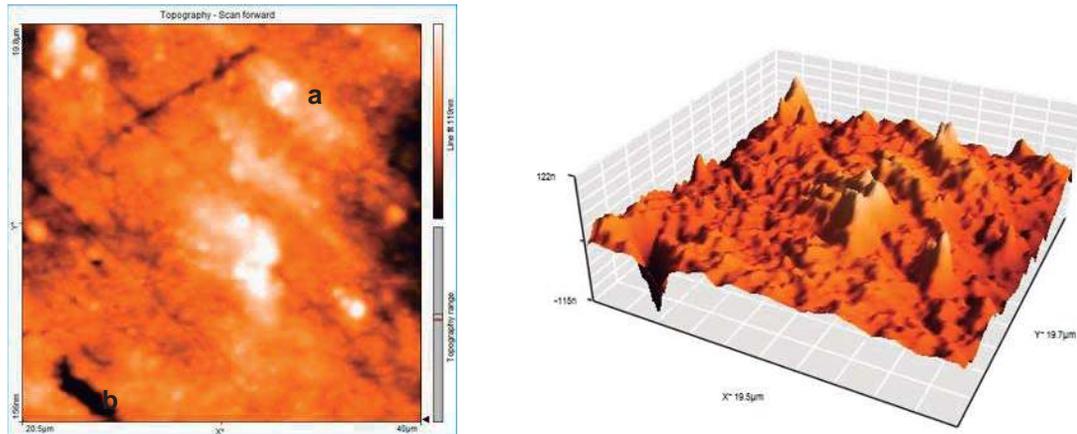


Fig. 27 Imagen del arco Forestadent por MFA presenta una $R_a=15$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo expuesta con los fluidos bucales durante 30 días. Presenta una topografía irregular con crestas dispersas en toda la superficie, la de mayor longitud (a) de 86 nm. Presenta escasos valles, el más evidente (b) de 125 nm.

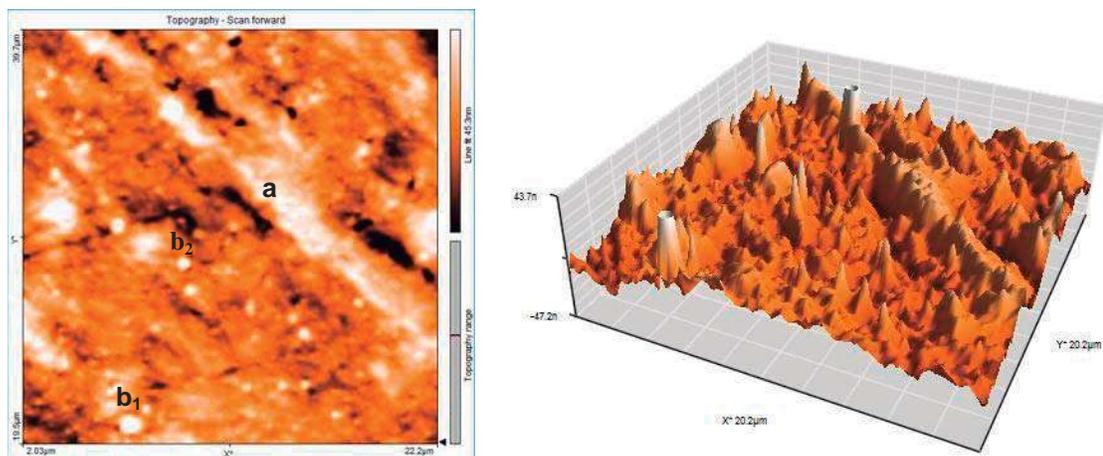


Fig. 28 imagen del arco Forestadent por MFA presenta un $R_a=7$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en contacto con el tubo de acero inoxidable durante 30 días. Presenta una superficie irregular con una serie de crestas distribuidas en forma lineal, de aspecto bandeado ocasionado durante su fabricación (a). Presenta adherencia de depósitos de sarro en la superficie (b_1 y b_2).

60 días zona 1 y 2

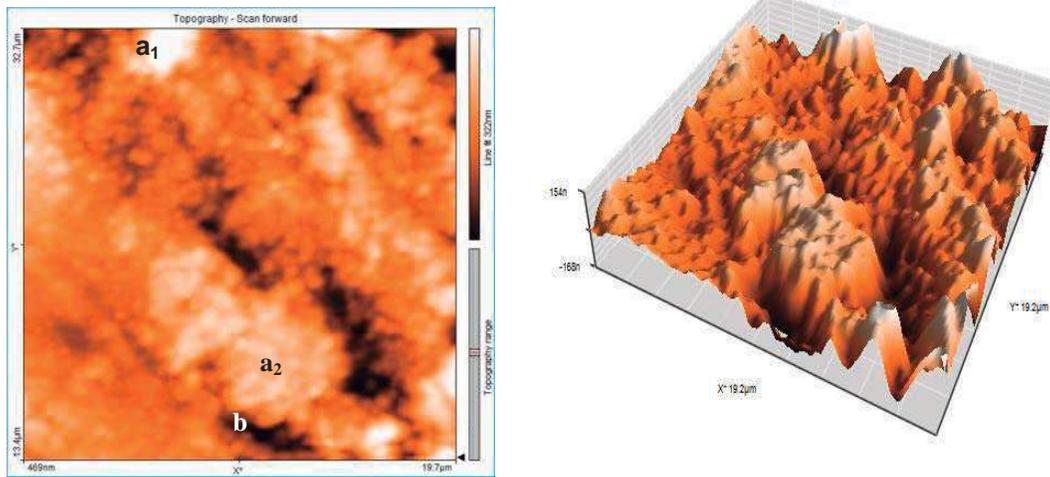


Fig. 29. imagen del arco Forestadent por MFA presenta una $R_a=46$ nm en una superficie de $20 \mu\text{m}$. Zona en que estuvo en contacto con los fluidos bucales durante 60 días. Se observa una topografía irregular atacada por corrosión con crestas altas (a_1) de hasta 274 nm y amplias (a_2) de $7.8 \mu\text{m}$ de extensión. Presenta valles (b) de 216 nm dispuestos de manera lineal que pueden deberse al trefilado.

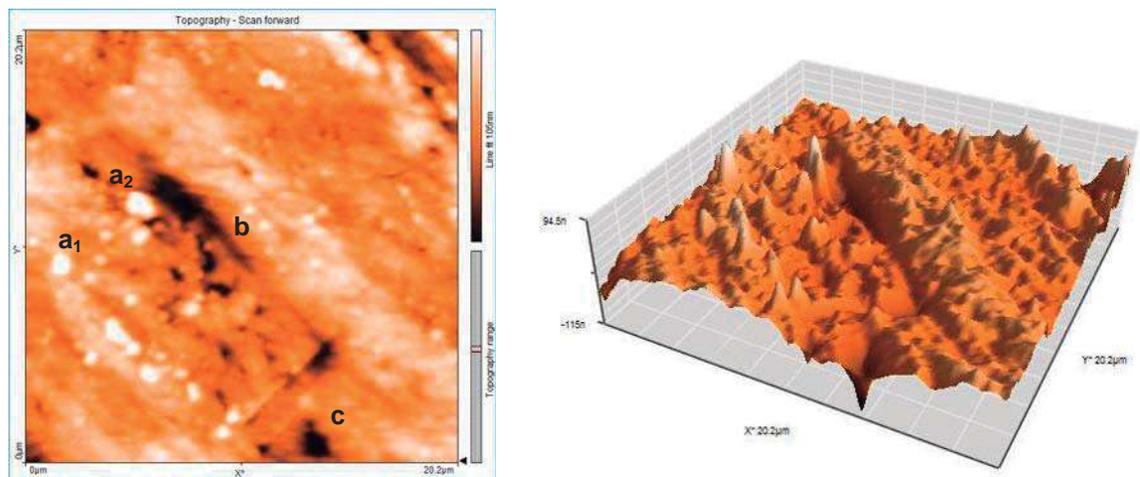


Fig. 30. imagen del arco Forestadent por MFA presenta una $R_a= 13.5$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en contacto con el tubo de acero inoxidable durante 60 días. Presenta en la superficie crestas de materia orgánica adherida a la superficie (a_1 y a_2) de 94 nm de altura. Presenta un canal al centro de la imagen, que pudo haberse formado durante la fabricación (b). El valle más profundo (c) presenta una longitud de 111 nm.

GAC. Figs. 31-34. Imágenes obtenidas por MFA en las cuales se valoraron la rugosidad y características topográficas de la superficie en los arcos NiTi marca GAC, a los 30 y 60 días después de haber sido colocados en medio ambiente bucal.

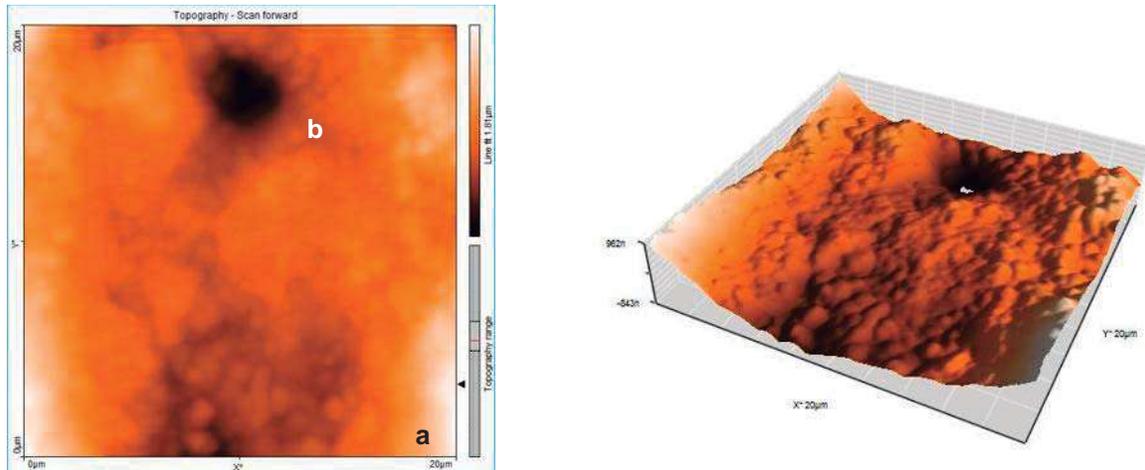


Fig. 31. imagen del arco GAC por MFA presenta una $R_a=215$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en contacto con fluidos bucales durante 30 días. Se observa una topografía lobular con porciones de crestas muy elevadas (a) de hasta 1057 nm. Se observa un valle muy profundo (b) de 905 nm.

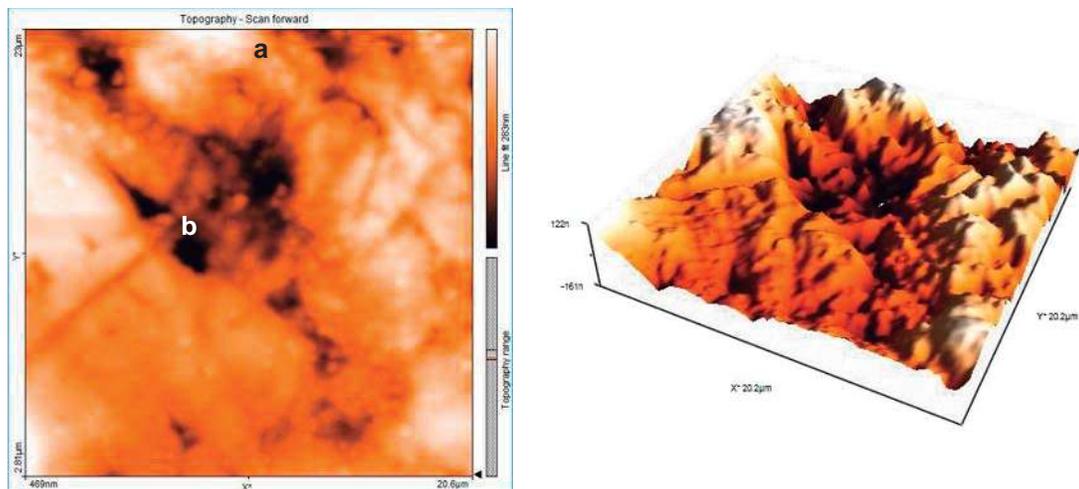


Fig. 32. imagen del arco GAC por MFA, presenta una $R_a=43$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en contacto con el tubo de acero inoxidable durante 30 días. Presenta una serie de crestas, la más elevada se aprecia en la parte superior (a) de 148 nm y una serie de valles al centro de la imagen, el de mayor profundidad (b) de 234 nm.

60 días zona 1 y zona 2

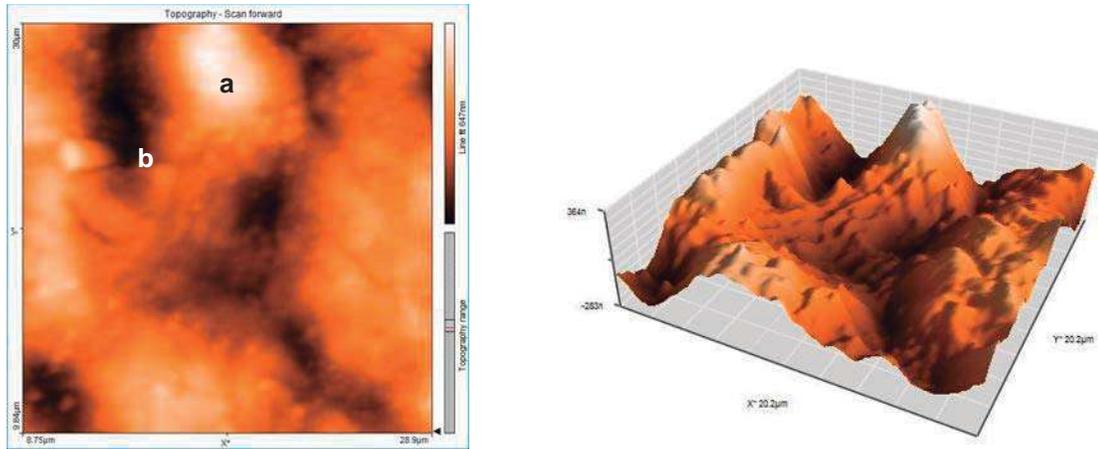


Fig. 33. imagen del arco GAC por MFA, presenta una $R_a = 103.54$ nm en una área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en contacto con el medio bucal durante 60 días. Se observa una topografía irregular con depósitos de Ca en gran parte de la superficie representados por picos de hasta 376 nm de altura (a) y con valles de 285 nm (b).

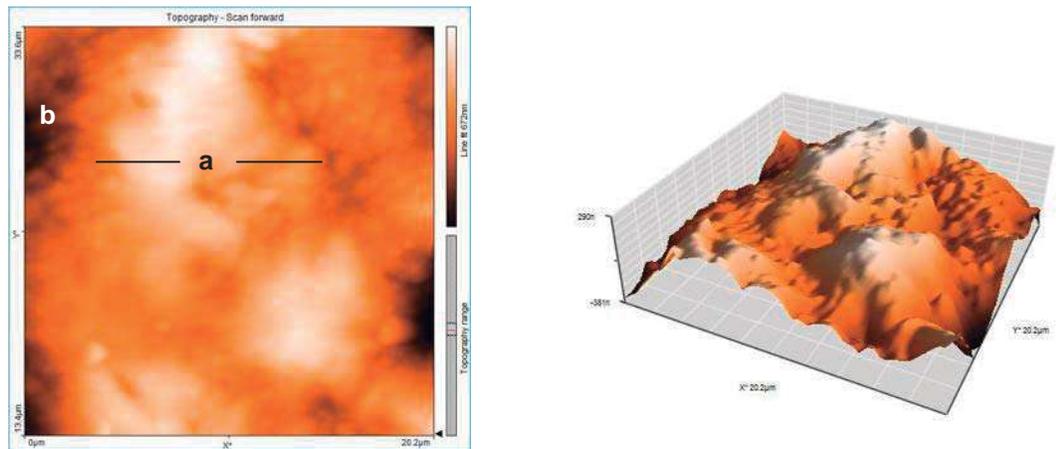


Fig. 34 imagen del arco GAC por MFA, presenta una $R_a = 99.8$ nm, en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en contacto con el tubo de acero inoxidable durante 60 días. La mayor parte de la superficie está cubierta por depósitos de Ca, con crestas muy amplias de $10 \mu\text{m}$ (a) con una altura de hasta 293 nm, presenta pocos valles, el más profundo de 417 nm (b).

Ormco. Figs. 35-38 Imágenes obtenidas por MFA en las cuales se valoraron la rugosidad y las características topográficas de la superficie de los arcos NiTi de la marca Ormco, a los 30 y 60 días después de haber sido colocados en medio ambiente bucal.

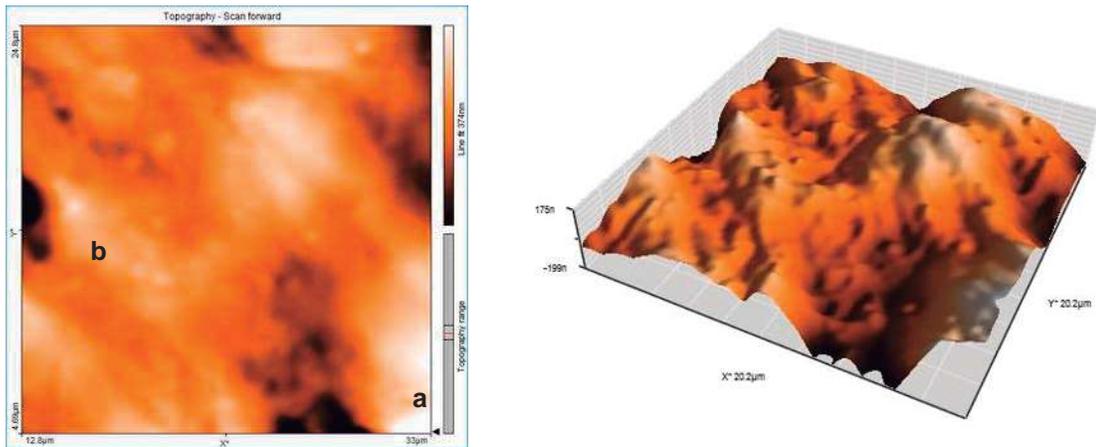


Fig. 35. imagen del arco Ormco por MFA, presenta una $R_a=50$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en contacto con el medio bucal durante 30 días. Presenta una superficie irregular con pocas crestas pero amplias en extensión y altura (a) de hasta 324 nm y escasos valles, el de mayor profundidad (b) presenta 320 nm.

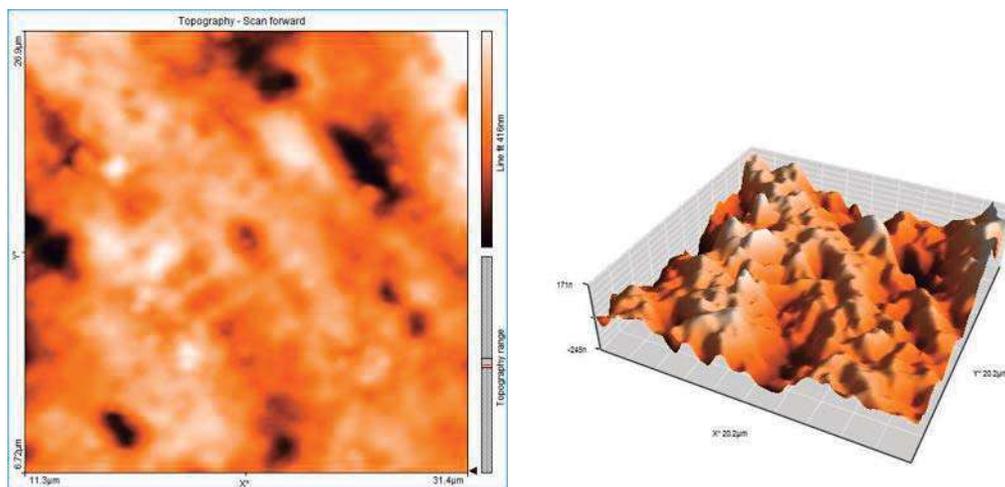


Fig. 36 imagen del arco Ormco por MFA, presenta una $R_a=60$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en contacto con el tubo de acero inoxidable durante 30 días. Se observa una superficie irregular, presentan una acumulación considerable de Carbono en toda la superficie en sentido de la laminación.

60 días zona 1 y zona 2

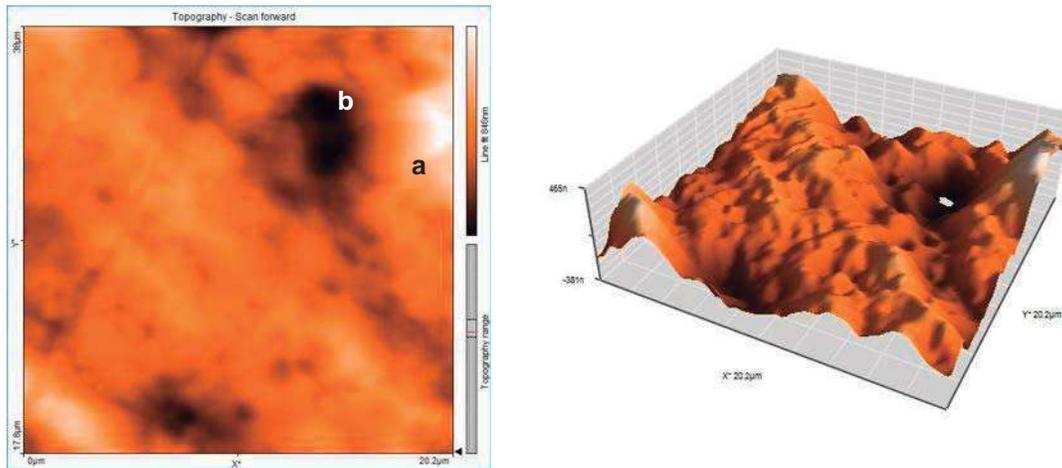


Fig. 37. imagen del arco Ormco por MFA, presenta una $R_a=95$ nm. Zona que estuvo en contacto con el medio bucal durante 60 días. Presenta una topografía regular, a excepción de la cresta (a) de 543 nm de altura donde hubo depósitos de materia orgánica; y el valle (b) de 433 nm, el cual representa una zona susceptible para ser atacada por los ácidos bucales.

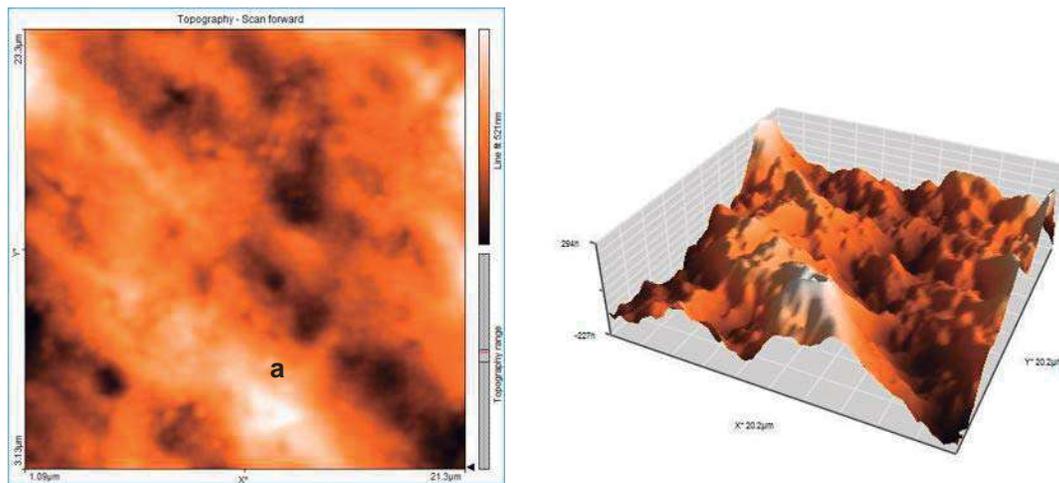


Fig. 38. imagen del arco Ormco por MFA, presenta una $R_a=76$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en contacto con el tubo de acero inoxidable durante 60 días. Presenta crestas y valles en sentido del trefilado. Sobresale en la imagen una cresta de 321 nm (a), que puede deberse al acúmulo de sarro en la superficie.

Rocky Mountain. Figs. 39-42. Imágenes obtenidas por MFA en las cuales se valoraron la rugosidad y las características topográficas de los arcos NiTi de la marca Rocky Mountain, a los 30 y 60 días después de haber sido colocados en medio ambiente bucal.

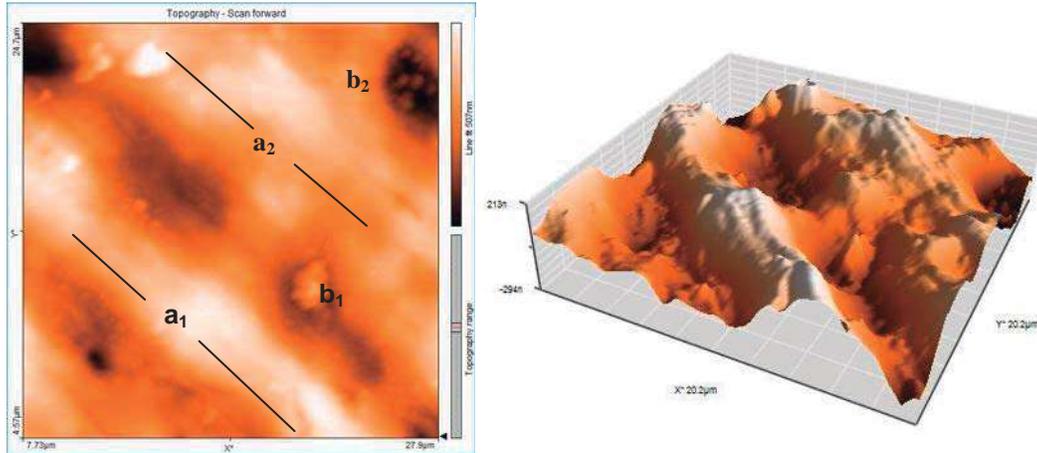


Fig. 39. imagen del arco Rocky Mountain por MFA, presenta una $R_a = 83$ nm, en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en contacto con el medio bucal durante 30 días. Presenta superficie muy irregular con líneas que muestran el flujo del material por el trefilado (a_1 y a_2), sobre las cuales se puede observar materia orgánica por la ingesta de alimentos. Los valles (b_1 y b_2) pudieron haberse generado por ataque en puntos susceptibles a los ácidos bucales.

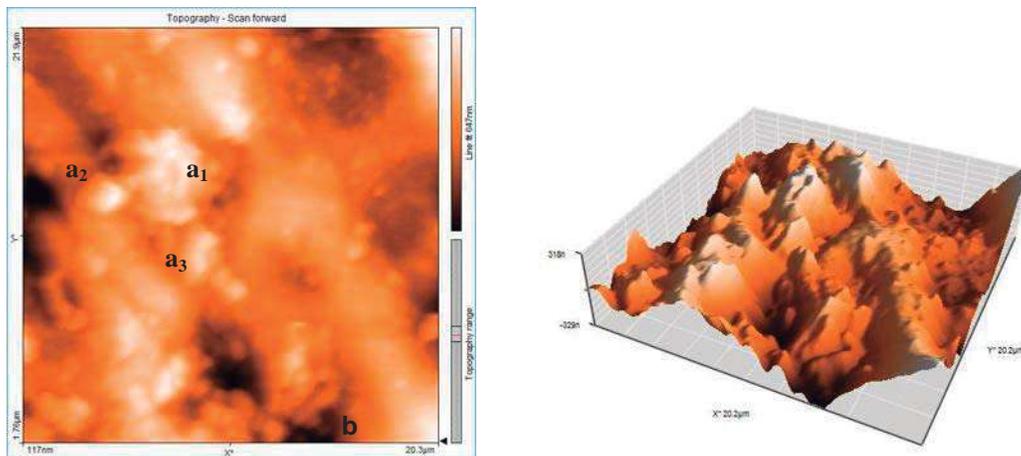


Fig. 40. imagen del arco Rocky Mountain por MFA, presenta una $R_a = 98$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en contacto con el tubo de acero inoxidable durante 30 días. Presenta una topografía irregular con acumulaciones de carbonatos en toda la superficie (a_1 , a_2 , a_3), la más sobresaliente (a_1) mide 398 nm. Presenta valle distribuidos en toda la superficie que miden hasta 387 nm (b).

60 días zona 1 y zona 2

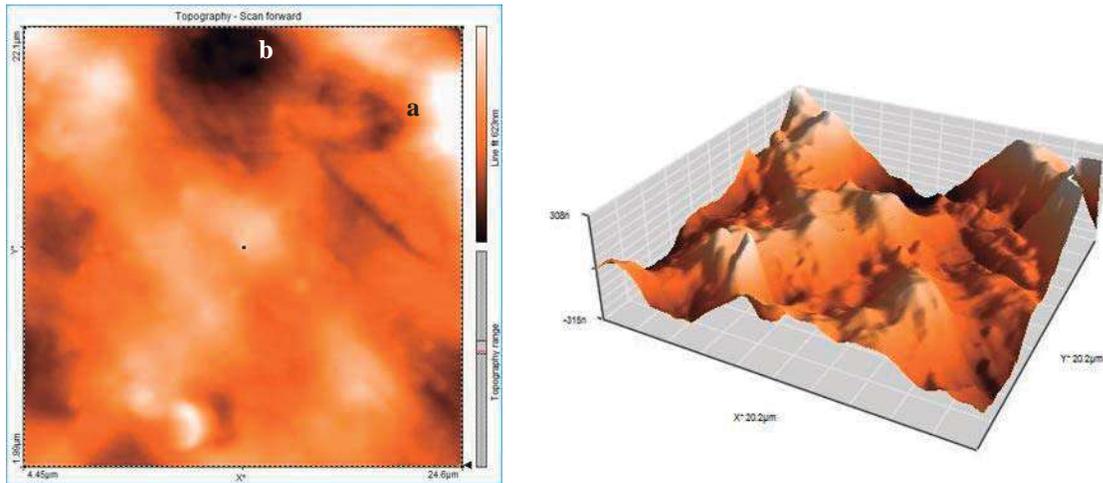


Fig. 41. imagen del arco Rocky Mountain por MFA, presenta una $R_a = 96$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en contacto con fluidos bucales durante 60 días. Presenta una superficie muy irregular atacada por corrosión por picadura con crestas de hasta 568 nm de altura (a) y con un valle de $8 \mu\text{m}$ de diámetro (b).

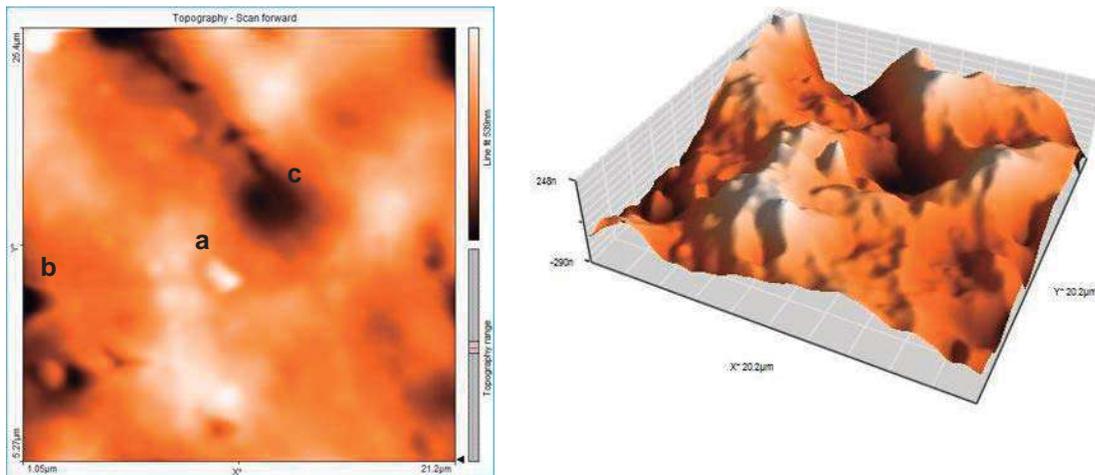


Fig. 42. imagen del arco Rocky Mountain por MFA, presenta una $R_a = 83$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en contacto con el tubo de acero inoxidable durante 60 días. Se observa una topografía irregular con depósitos de sarro representados por una serie de crestas, la de mayor longitud (a) mide 356 nm. Aparecen zonas susceptibles atacadas por corrosión por picadura en forma de valles, el de mayor longitud (b) mide 371 nm de profundidad y el de mayor diámetro mide $6 \mu\text{m}$ (c).

8.1.3 ANÁLISIS TOPOGRÁFICO DE BIOFILM MEDIANTE MFA EN ARCOS NI-TI EXPUETOS AL MEDIO BUCAL DURANTE 30 Y 60 DÍAS.

Las siguientes imágenes 43-52 muestran zonas de adherencia de biofilm sobre la superficie del arco a los 30 y 60 días de haber sido colocados en boca, en ellos no se realizó sanitización.

3M. Biofilm

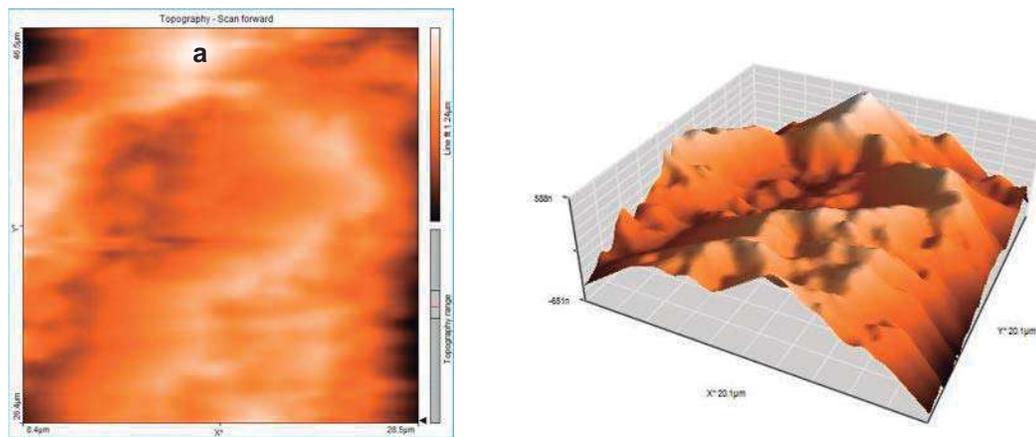


Fig. 43. imagen del arco de la marca 3M por MFA, presenta una $R_a = 171$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en ambiente bucal durante 30 días, donde se observan elevaciones (a) de hasta 597 nm que indican la adherencia de biofilm.

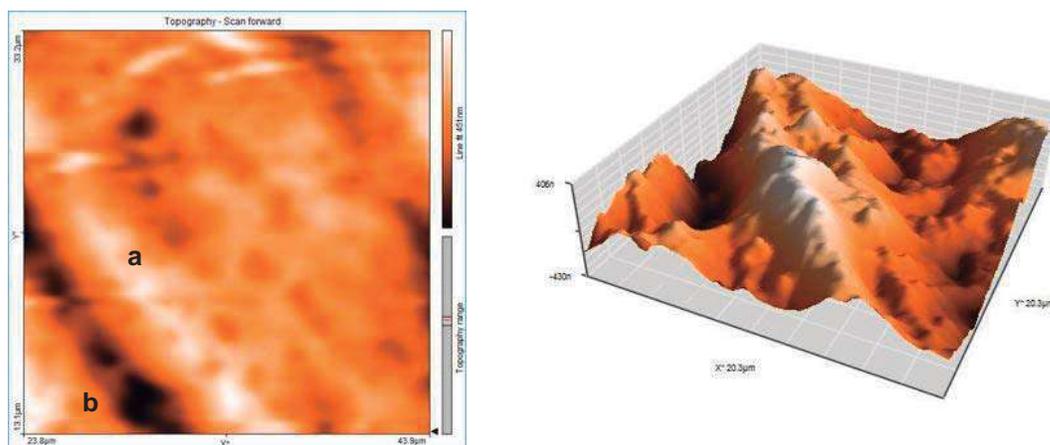


Fig. 44. imagen del arco de la marca 3M por MFA, presenta una $R_a = 134$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en ambiente bucal durante 60 días. Se observa una acumulación de biofilm moderada y una zona de valles en sentido del trefilado. La cresta más alta tiene una altura de 435 nm (a) y el valle más notable una profundidad de 455 nm (b).

FORESTADENT. Biofilm.

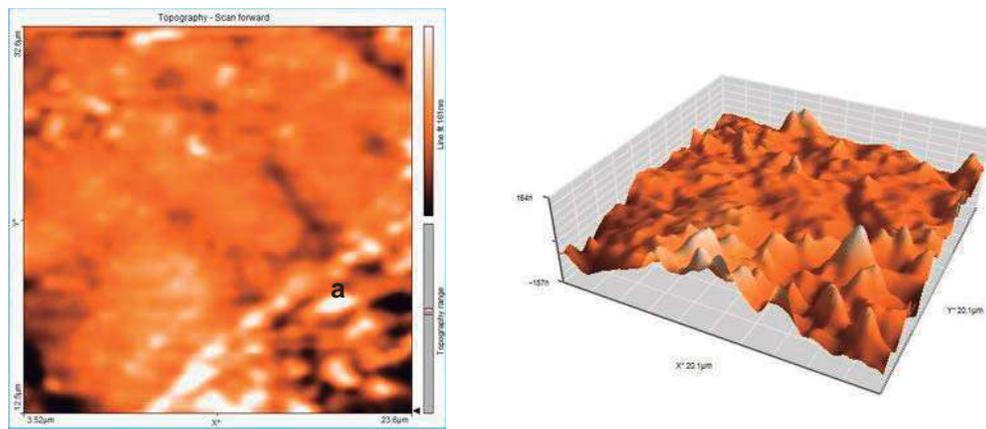


Fig. 45. imagen del arco de la marca Forestadent por MFA, presenta una $R_a=20$ nm en un área de $20\ \mu\text{m}$. que estuvo en ambiente bucal durante 30 días, donde se observan elevaciones que indican la presencia de biofilm que se concentra en la porción inferior derecha de la imagen. La cresta de mayor tamaño (a), mide 156 nm.

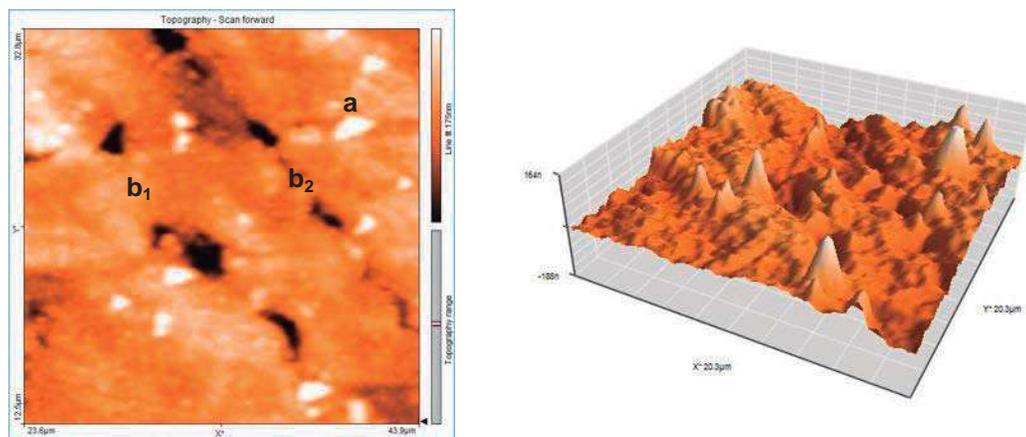


Fig. 46. imagen del arco de la marca Forestadent por MFA. Presenta un $R_a=21$ nm en un área de $20\ \mu\text{m}$ que estuvo en boca durante 60 días. Se puede observar poca adherencia de biofilm dispersa a lo largo de la superficie, la cresta de mayor altura (a) mide 180 nm. Presenta valles en sentido del trefilado (b_1) y (b_2).

GAC. Biofilm

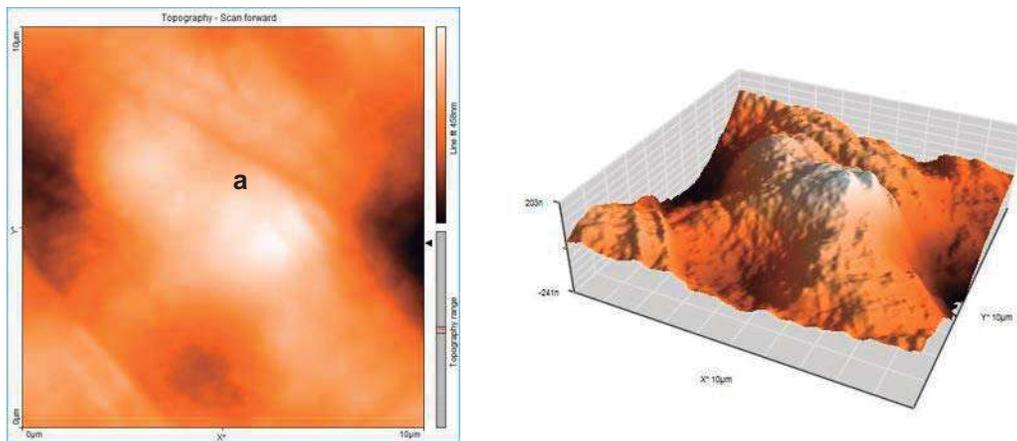


Fig. 47. imagen del arco de la marca GAC por MFA, presenta una $R_a= 68$ nm en un área de $10 \mu\text{m}$ que estuvo en boca durante 30 días. Se puede observar una zona de biofilm a centro de la imagen (a) que mide 197 nm.

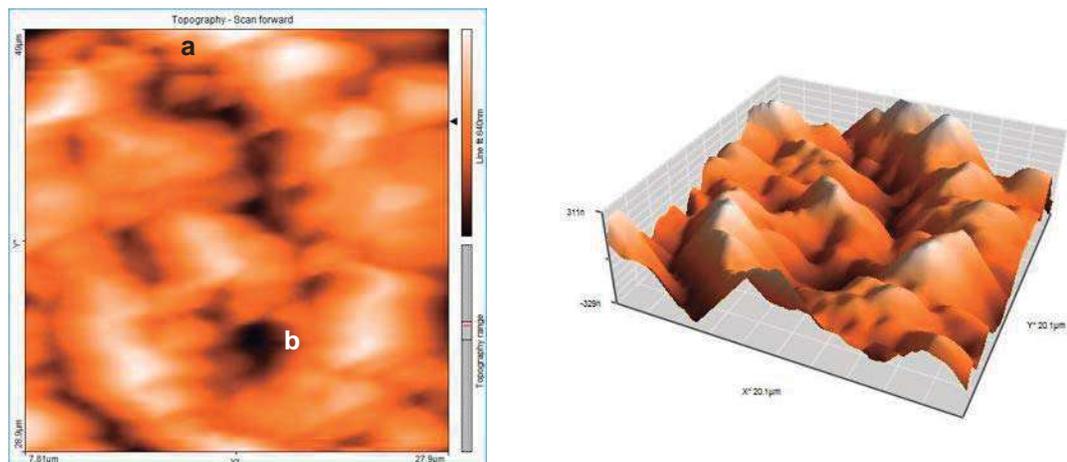


Fig. 48. imagen del arco de la marca GAC por MFA, presenta una $R_a= 95$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en boca durante 60 días. Se puede observar una severa adherencia de biofilm en toda la superficie del arco y por ende una serie de valles. La cresta más alta mide 378 nm (a) y el valle más profundo de 347 nm (b).

ORMCO. Biofilm.

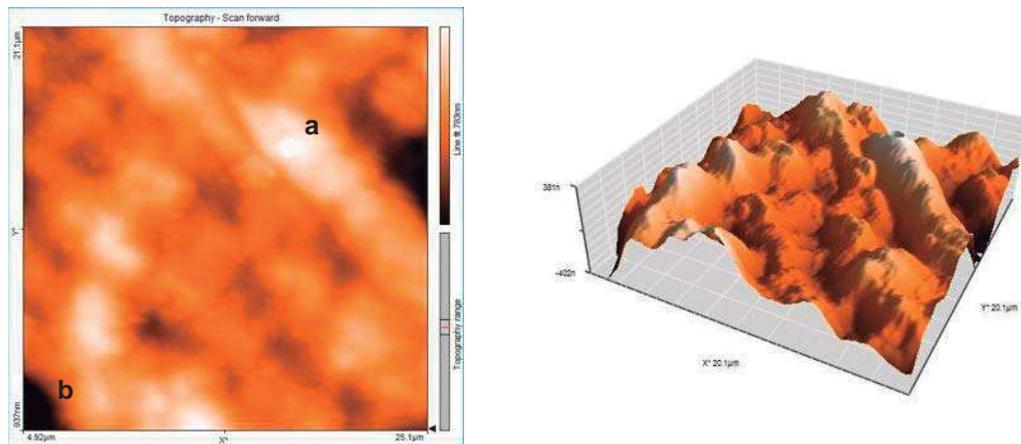


Fig. 49. imagen del arco de la marca Ormco por MFA, presenta una $R_a=104$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en ambiente bucal durante 30 días, donde se observa una acumulación de biofilm moderada en el sentido del trefilado. La cresta de mayor altura mide 453 nm (a) y el valle más profundo de 678 nm (b).

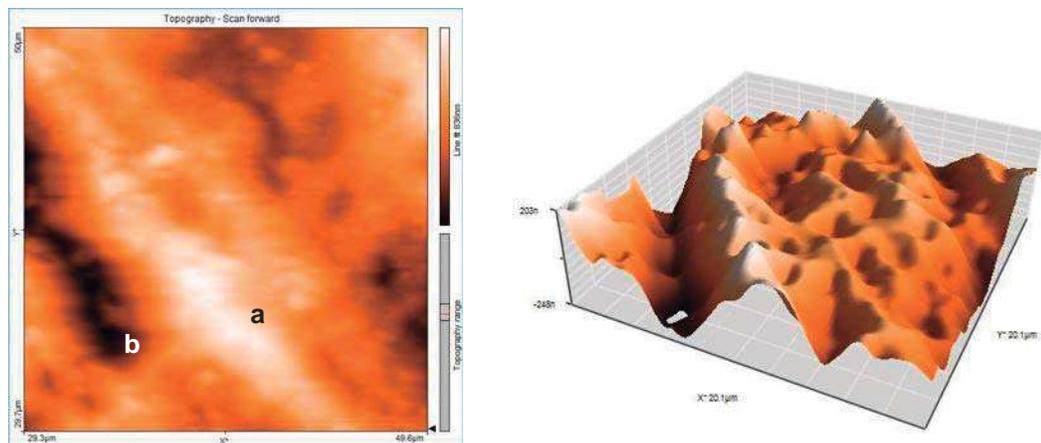


Fig. 50. imagen del arco de la marca Ormco por MFA, presenta una $R_a=58$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que permaneció en boca durante 60 días. Se puede observar una acumulación severa de biofilm en sentido del trefilado, presenta crestas con alturas de hasta 216 nm (a) y valles de 278 nm (b).

ROCKY MOUNTAIN. Biofilm

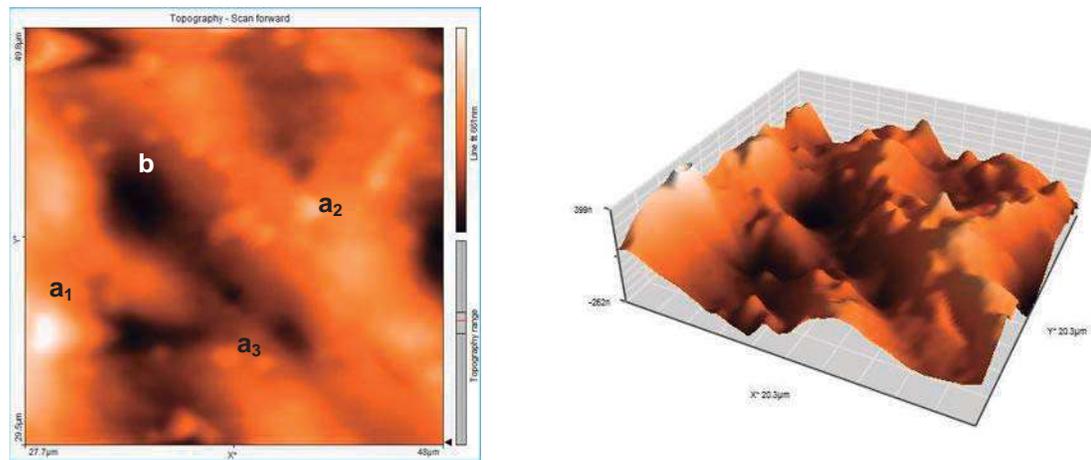


Fig. 51. imagen del arco de la marca RMO por MFA, presenta una $R_a=90$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en ambiente bucal durante 30 días. Se observan zonas de adherencia de materia orgánica (a_1 , a_2 , a_3), la de mayor tamaño (a_1) muestra una longitud de 433 nm. Presenta picadura en la superficie, la de mayor profundidad (b) mide 266 nm.

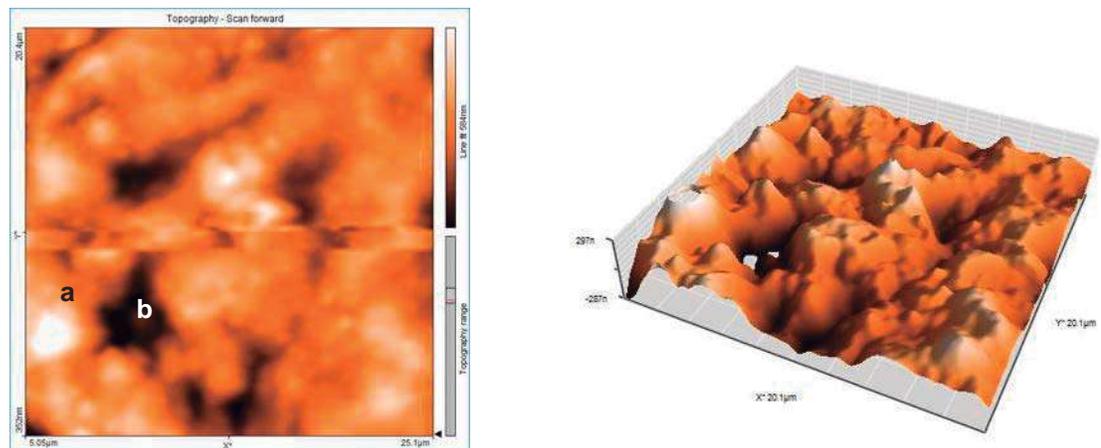


Fig. 52. imagen del arco de la marca RMO por MFA, presenta una $R_a=79$ nm en un área de $20 \mu\text{m}$. Zona que estuvo en boca durante 60 días. Se puede observar una abundante adherencia de biofilm en toda la superficie con crestas de hasta 391 nm (a) y picaduras en toda la superficie, representada por valles de hasta 357 nm (b).

8.2 OBSERVACIÓN POR MEB

8.2.1 ARCOS NITI CONTROL.

Figs. 53-57. Imágenes obtenidas por MEB de las pruebas realizadas a los arcos Ni-Ti control, de las 5 diferentes marcas comerciales, en la cual se observan las características topográficas y defectos de la superficie producidos durante el proceso de fabricación.

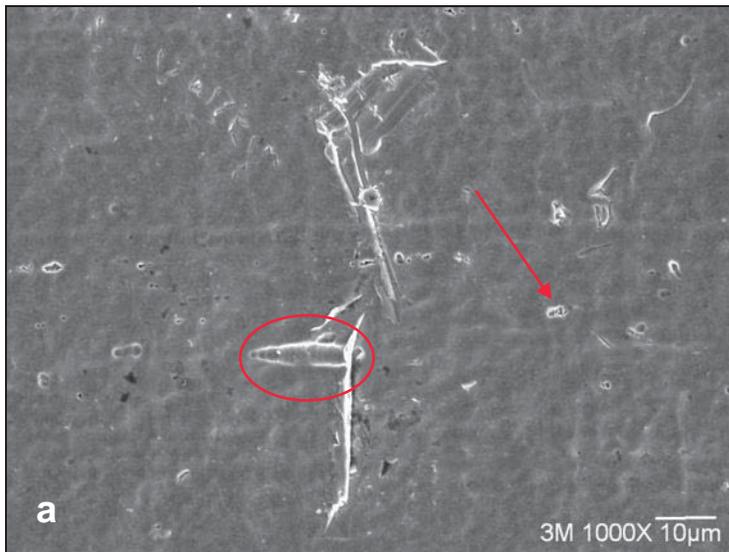


Fig 53. Esta imagen muestra el arco control de la marca 3M a una magnificación de 1000X, donde se observa una superficie irregular con defectos como poros (flecha), rayaduras entre 32 y 36 µm y líneas longitudinales causadas durante el proceso mecánico de fabricación, y material segregado (círculo).

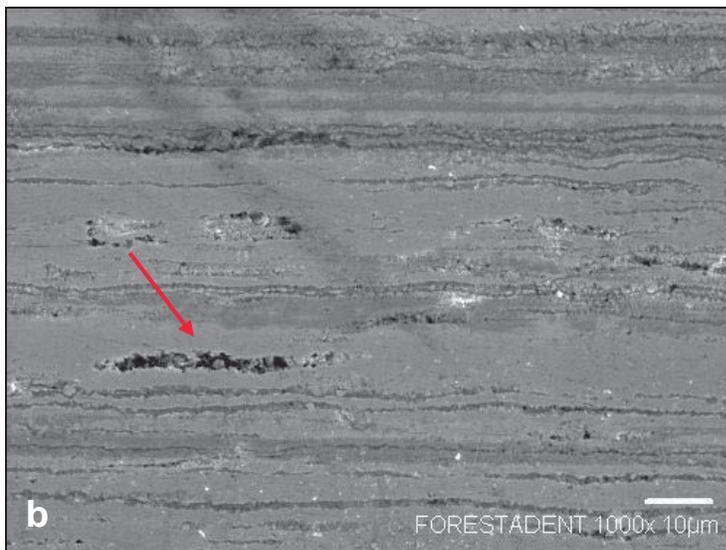


Fig 54. imagen del arco control de la marca Forestadent a una magnificación de 1000X, la cual, presenta un aspecto en forma de bandas en sentido de la laminación, las cuales pudieron haber sido originadas durante el trefilado a partir de defectos de colada. Se observan zonas oscuras. El microanálisis indica concentración de Al en la segregación.

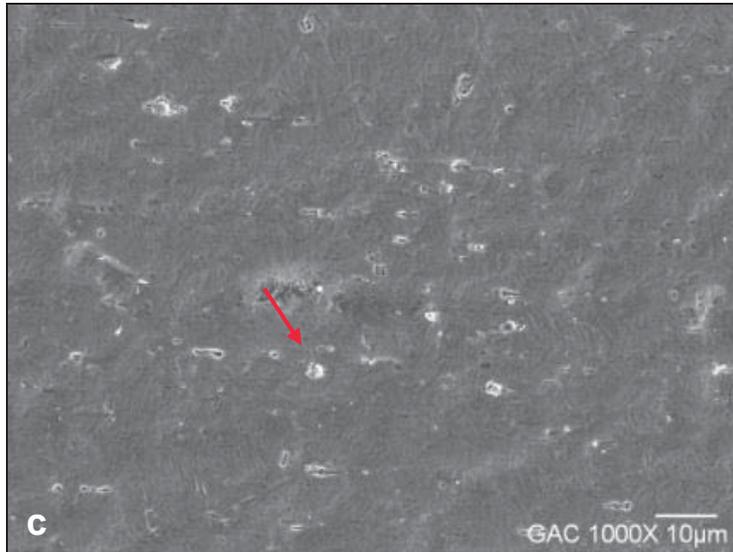


Figura 55. Imagen del arco control de la marca GAC con MEB a una magnificación de 1000X, presenta una superficie homogénea con partículas de 2ª. Fase (flecha) o bien, impurezas adheridas a la superficie.

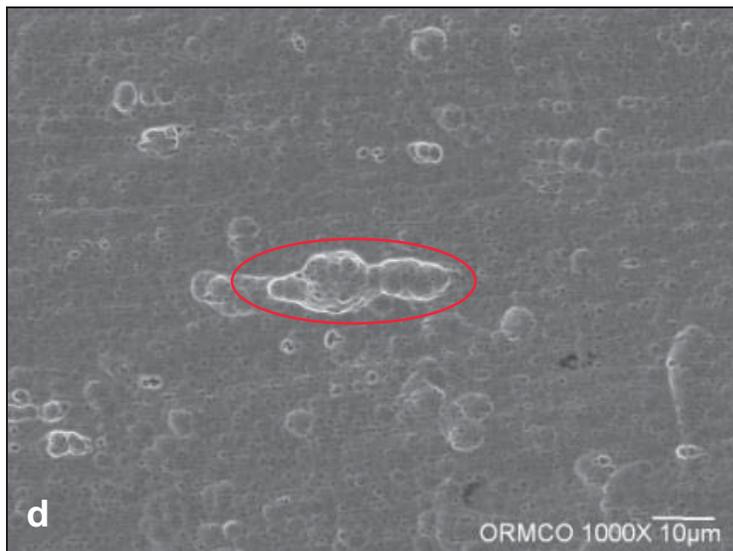


Figura 56. Imagen del arco control de la marca Ormco a una magnificación de 1000X, presenta una topografía globular y un patrón con hoyos, presentan una disposición típica en sentido longitudinal, siguiendo el eje de corte de las muestras, con una longitud de 28 µm el resto miden entre 5 y 6 µm.

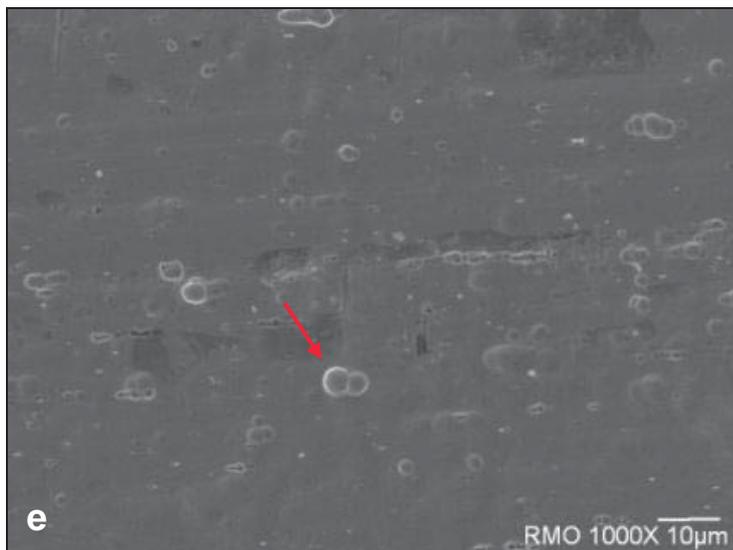


Figura 57. Imagen del arco control de la marca Rocky Mountain a una magnificación de 1000X, presenta una topografía regular y patrón con hoyos de entre 3 y 4 µm. Presenta depósitos oscuros sobre la superficie.

TABLA 2. Microanálisis por MEB que representa la composición química de los arcos Ni-Ti nuevos de cada una de las marcas comerciales.

FABRICANTE	ALEACIÓN	COMPOSICIÓN QUÍMICA
3M	Ni-Ti	55.28% Ni, 44.7% Ti
Forestadent	Ni-Ti	51% Ni, 41% Ti, 6.38% O, 1.15% C, 0.43% Al
GAC	Ni-Ti	55% Ni, 44.9% Ti
Ormco	Ni-Ti Cooper	48.8% Ni, 45.17% Ti, 5.95% Cu
RMO	Ni-Ti	54.54% Ni, 45.45%Ti

8.2.2 OBSERVACIÓN POR MEB DE LOS ARCOS EN EXPOSICIÓN AL MEDIO BUCAL A LOS 30 Y 60 DÍAS.

Figuras 58-61 Imágenes obtenidas por MEB en la cual se valoraron las características topográficas y defectos en la superficie de los arcos NiTi marca 3M, a los 30 y 60 días después de haber sido colocados en medio ambiente bucal.

3M

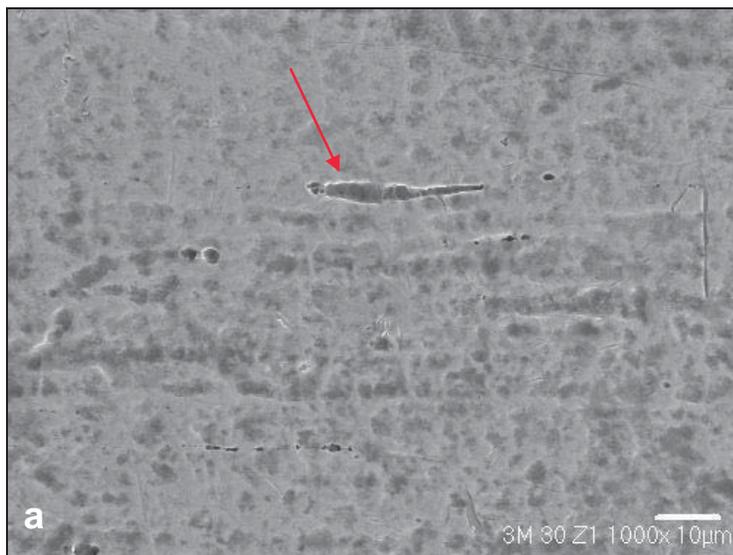


Fig. 58. imagen de la marca 3M a una magnificación de 1000x. Muestra la porción del arco que estuvo en exposición con alimentos dentro de la boca del paciente durante 30 días. Después de haber hecho limpieza ultrasónica, se observa una capa de materia orgánica en la superficie. Continúa presentando segregaciones.

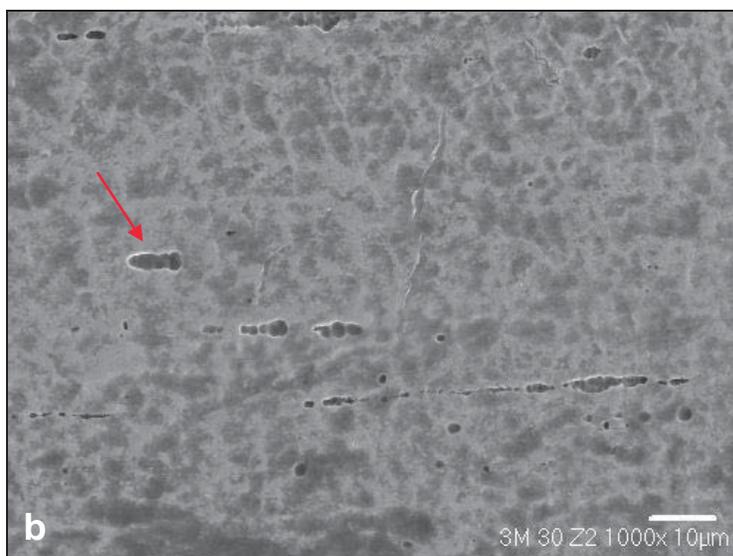


Fig. 59. imagen del arco de la marca 3M a 1000x que estuvo en contacto con el tubo de acero inoxidable durante 30 días. Presenta material segregado. La superficie muestra una apariencia semejante a la zona 1.

60 días zona 1 y zona 2.

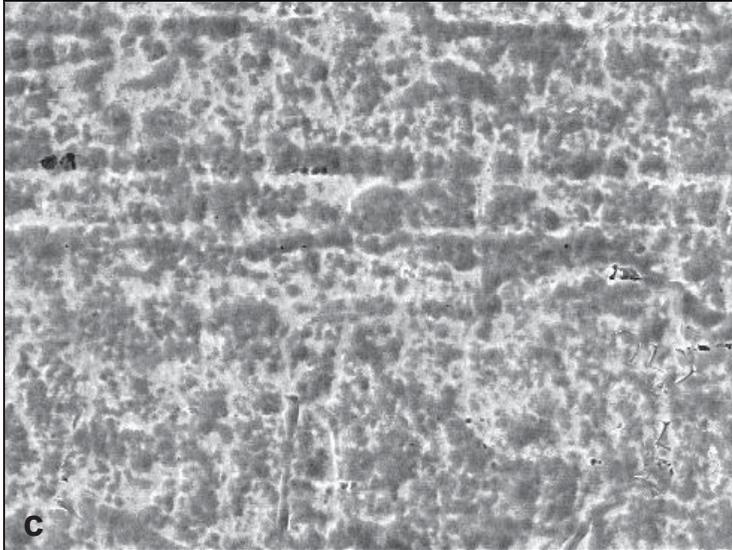


Fig. 60. imagen del arco 3m a 1000X. Zona libre del arco después de estar 60 días en boca del paciente. La cual presenta una superficie de aspecto rugoso. El microanálisis indica materia orgánica en las zonas oscuras,

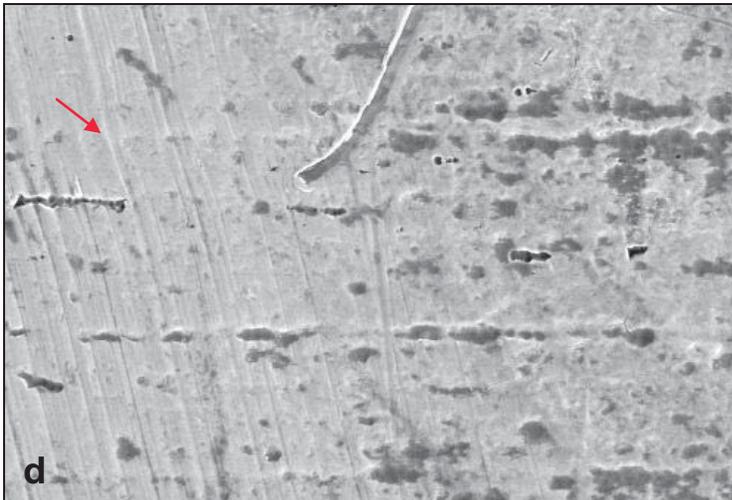


Fig. 61. imagen del arco 3M a una magnificación de 1000x. Zona en contacto con el tubo de acero inoxidable 60 días después de estar en boca del paciente. Se observa una capa de material aislante brillante sobre la superficie y líneas de fricción en sentido transversal.

Figuras 62-65 Imágenes obtenidas por MEB en la cual se valoraron las características topográficas y defectos en la superficie de los arcos NiTi marca Forestadent, a los 30 y 60 días después de haber sido colocados en medio ambiente bucal.



FORESTADENT

Fig. 62. imagen del arco Forestadent en MEB a 1000X. Área libre del arco después de haberse colocado en boca 30 días, donde se disolvió el material donde se acumulan compuestos con contenido de S. Presenta un patrón agrietado en sentido del trefilado.

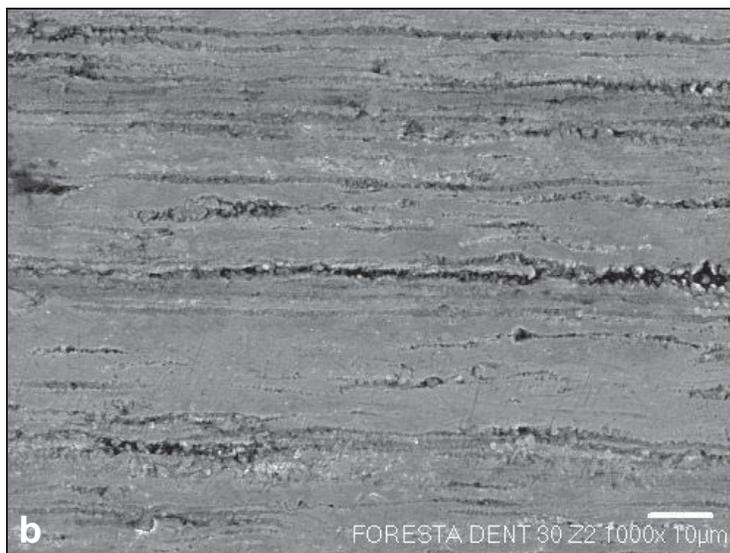


Fig. 63. Imagen del arco Forestadent en MEB a 1000x. Zona en contacto con el tubo de acero inoxidable a los 30 días de haber estado en boca. Sufrió menos reacción que la zona 1. Presenta patrón agrietado.

60 días zona 1 y zona 2

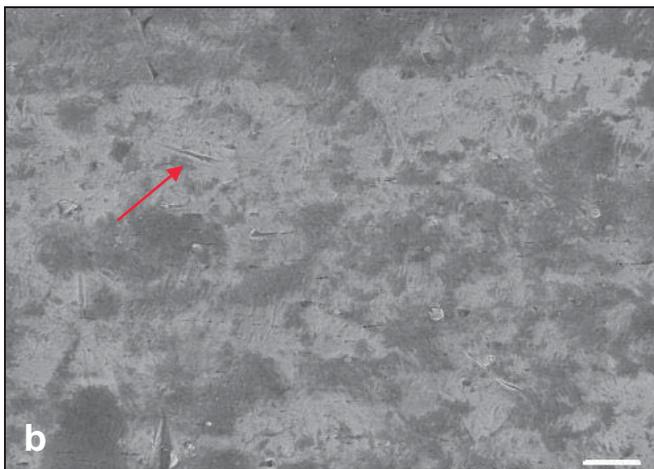
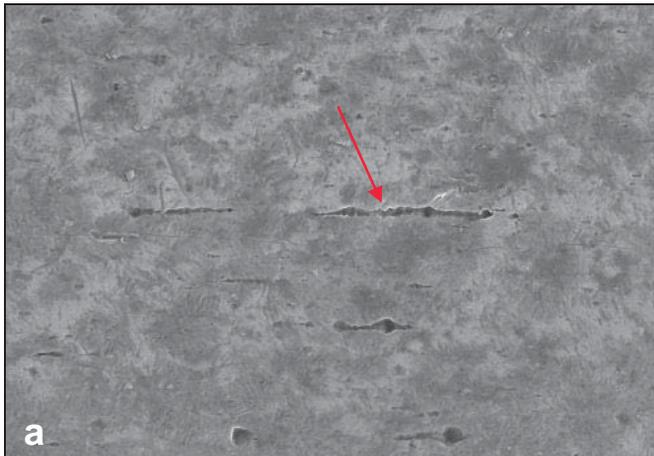


Fig. 64. imagen Forestadent en MEB a 1000x muestra la zona libre del arco durante 60 días en boca del paciente. Se hace más evidente la corrosión al estar expuesta al medio bucal que en el tubo. La corrosión se concentra en las vetas, es ocasionada por la retención de los restos alimenticios, el ataque bacteriano (biofilm) y cepillado dental con pastas con contenido de FI.



Fig. 65. imagen del arco Forestadent en MEB a 1000x zona que estuvo en contacto con el tubo de acero inoxidable durante 60 días. Muestra las vetas más amplias en longitud y anchura. Los defectos que se observan están presentes aun cuando no hay desprendimiento de material como en el caso anterior.

Figuras 66-69 Imágenes obtenidas por MEB en las cuales se valoraron las características topográficas y defectos en la superficie de los arcos NiTi marca GAC, a los 30 y 60 días después de haber sido colocados en medio ambiente bucal.



GAC

Fig. 66. imagen de la marca GAC a 1000x. Zona libre del arco, la cual muestra defectos como son grietas en sentido longitudinal de aproximadamente 13, 17 y 30 μm , después de haber estado 30 días en boca.

Fig. 67. imagen de la marca GAC a 1000x, zona del arco que estuvo en contacto con el tubo de acero inoxidable después de haber estado 30 días en boca. Se observan líneas de fricción de aproximadamente 4, 7 y 9 μm en distintas direcciones. El microanálisis en zonas más oscuras indica que hubo pérdida de Ni en ambiente corrosivo.

60 días zona 1 y zona 2

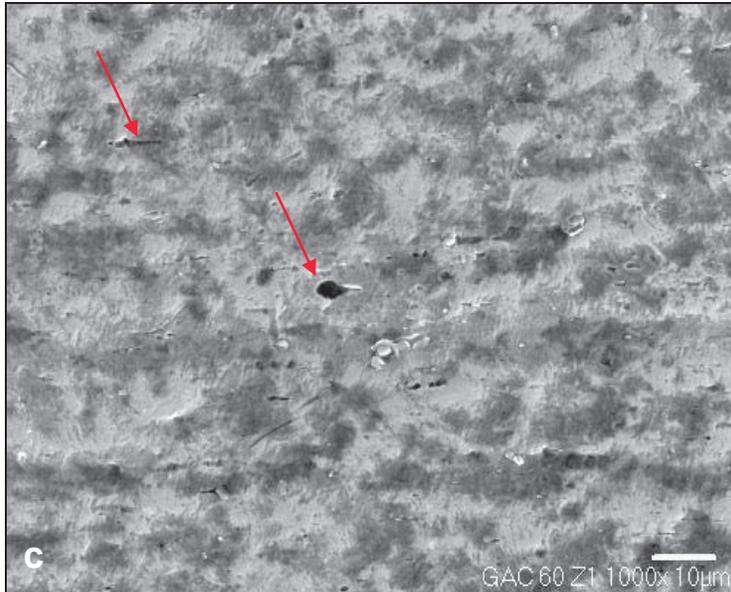


Fig. 68. imagen del arco GAC en MEB a 1000X. Zona libre después de estar 60 días en boca del paciente. Se puede observar un mayor ataque en la superficie respecto a la zona 2. Presenta defectos de picadura. El microanálisis revela la presencia de Carbono.

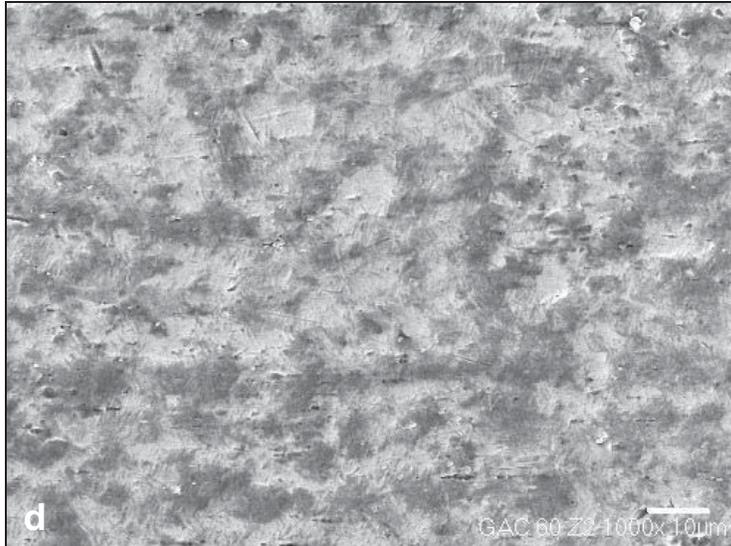


Fig. 69. imagen del arco GAC en MEB a 1000X. Zona en contacto con el tubo de acero inoxidable 60 días después de estar en boca del paciente. Se observa un menor daño que en la zona 1. Esta más protegida presentando cierto grado de aislamiento.

Figuras 70-73. Imágenes obtenidas por MEB en las que se valoraron las características topográficas y defectos en la superficie de los arcos NiTi marca Ormco, a los 30 y 60 días después de haber sido colocados en medio ambiente bucal.

ORMCO.

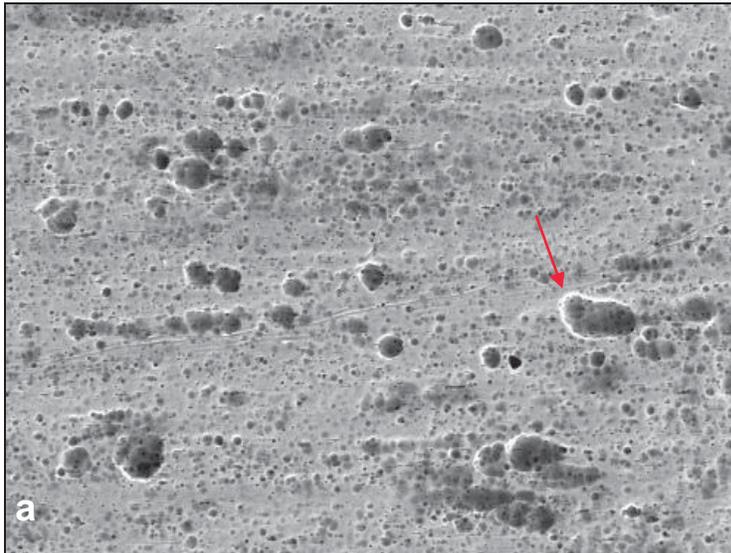


Fig. 70. imagen del arco Ormco en MEB a 1000X, 30 días después de haber estado en boca. El brillo indica q está cubierto por material aislante pero este fue desprendido de zonas o huecos donde hubo corrosión por picadura (flecha). El tratamiento de superficie aplicada a los arcos no ofrece una protección eficiente contra la corrosión.

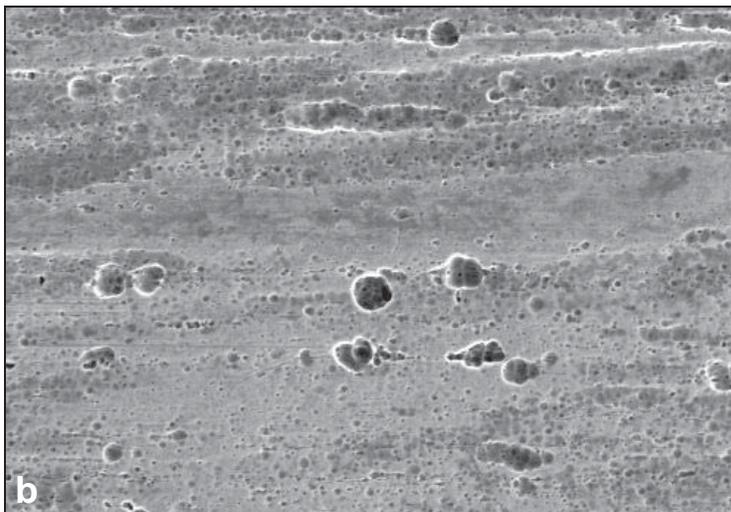


Fig. 71. imagen del arco Ormco en MEB a 1000X. Zona del arco en contacto con el tubo de acero inoxidable después de estar en boca del paciente durante 30 días. Disminuyen las zonas donde se desprendió el material aislante. El análisis químico elemental indica la presencia de Cr en un porcentaje mínimo de 0.13%

60 días zona 1 y zona 2

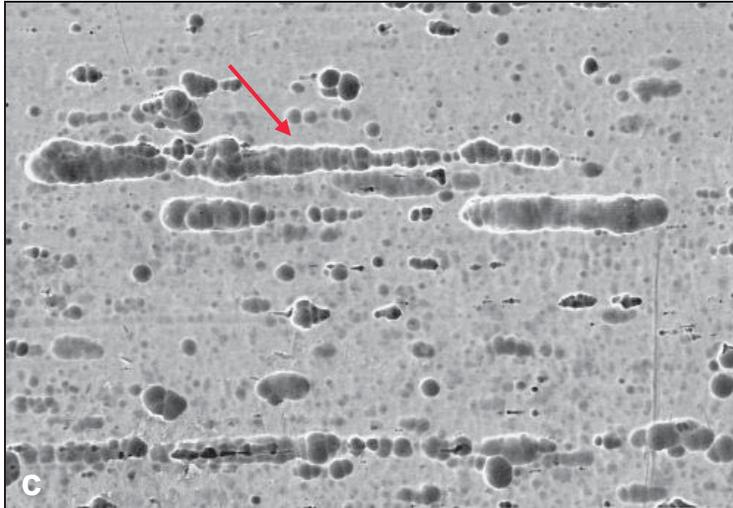


Fig. 72. imagen del arco Ormco en MEB a 1000x en la zona libre a los 30 días de haber estado en boca. Donde se observa corrosión por picadura y huecos donde se disolvió material con los ácidos (flecha). El microanálisis indica que la aleación CuNiTi presenta 1.7% de C.

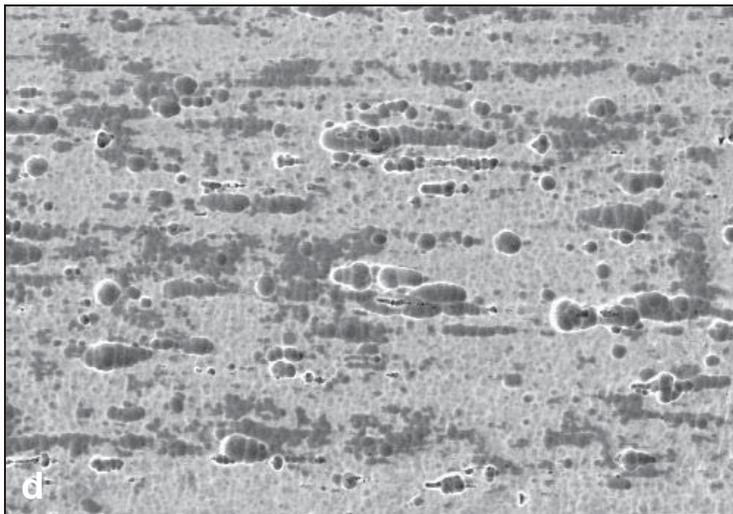


Fig. 73. imagen del arco en la zona en contacto con el tubo de acero inoxidable a los 60 días de haber estado en boca, existe menos corrosión que en la zona 1.

Figuras 74-77. Imágenes obtenidas por MEB en la cual se valoraron las características topográficas y defectos en la superficie de los arcos NiTi marca Rocky Mountain, a los 30 y 60 días después de haber sido colocados en medio ambiente bucal.

Rocky Mountain.

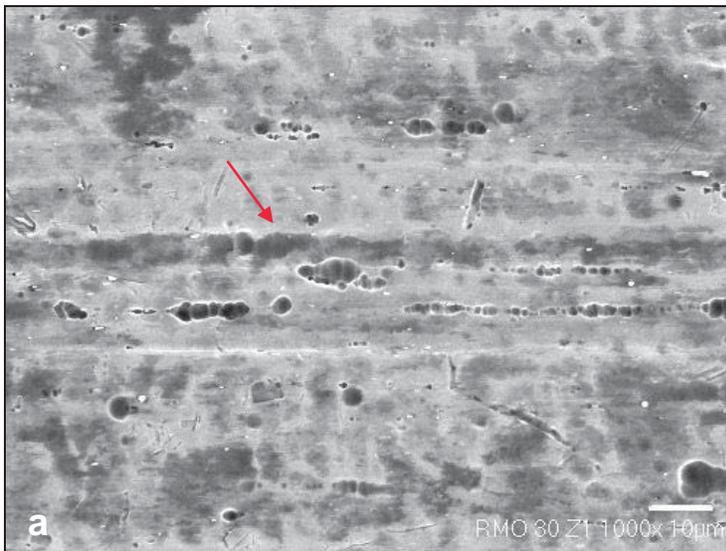


Fig. 74. imagen del arco Rocky Mountain en MEB a 1000X en la zona libre a los 30 días de haber estado en boca. Presenta estructura lobular y vetas en sentido longitudinal. Presenta ataque corrosivo, depósitos oscuros en la superficie.

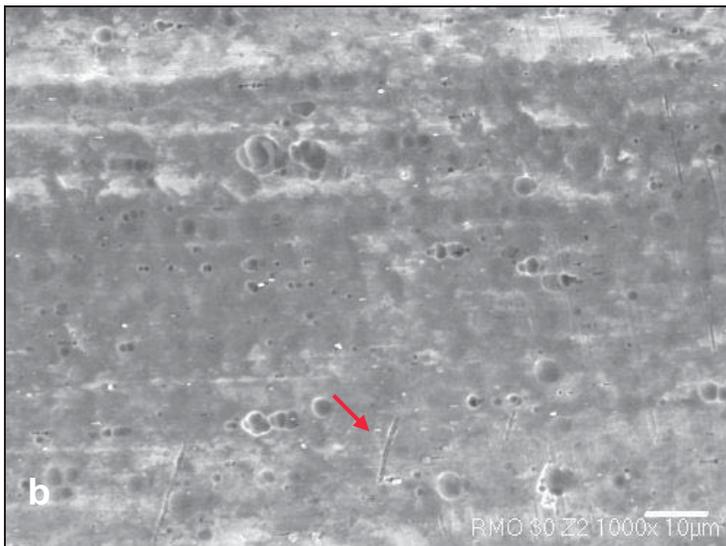


Fig. 75. imagen del arco Rocky Mountain en MEB a 1000X. Zona de contacto con el tubo de acero inoxidable a los 30 días de haber estado en boca. Presenta estructura lobular y defectos en sentido longitudinal ocasionados durante el trefilado. Existe menos ataque corrosivo que en la zona 1. Presenta pequeñas líneas de fricción (flecha) de aprox. 10 a 14 µm.

60 días zona 1 y zona 2

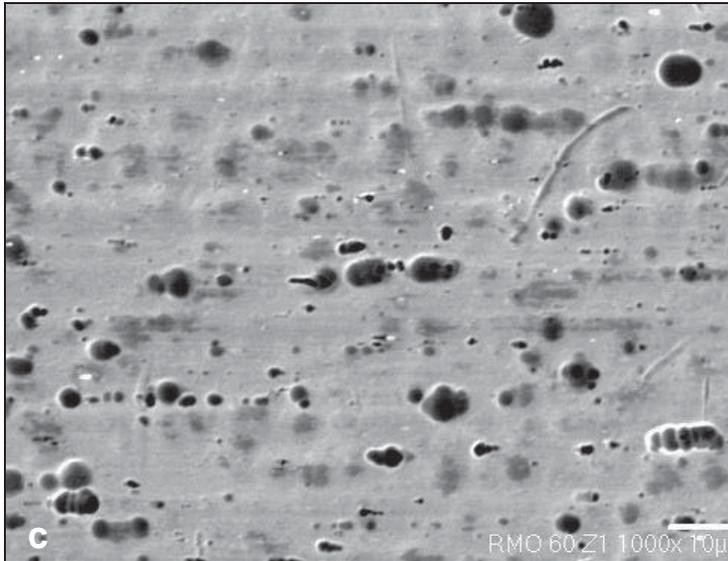


Fig. 76. imagen del arco Rocky Mountain en MEB a 1000X. Zona libre a los 60 días de haber estado en boca. Presenta estructura lobular y defectos longitudinales causados por trefilado. Presenta más defectos de corrosión por picadura que la zona 2.

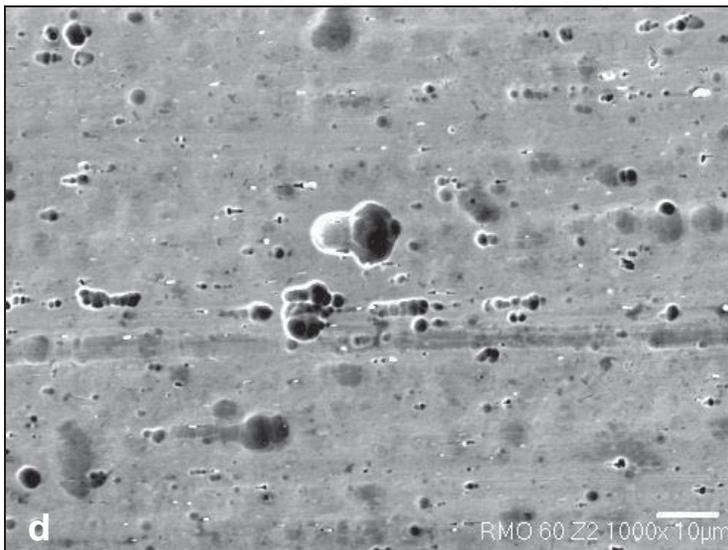


Fig. 77. imagen del arco Rocky Mountain en MEB a 1000 X. Zona que estuvo en contacto con el tubo de acero inoxidable a los 60 días de haber estado en boca. Presenta estructura lobular y defectos causados por el trefilado. Existe menos corrosión que en la zona 1.

8.2.3 ANÁLISIS DE BIOFILM POR MEB DE LOS ARCOS EN EXPOSICIÓN AL MEDIO BUCAL A LOS 30 Y 60 DIAS.

Las Figuras 78-87 muestran las imágenes por MEB de las pruebas realizadas a los arcos de Níquel-Titanio Termoactivados, una vez que fueron expuestos a ambiente bucal durante los periodos evaluados, donde se puede observar la formación de Biofilm adherida a la superficie de las 5 diferentes marcas comerciales.

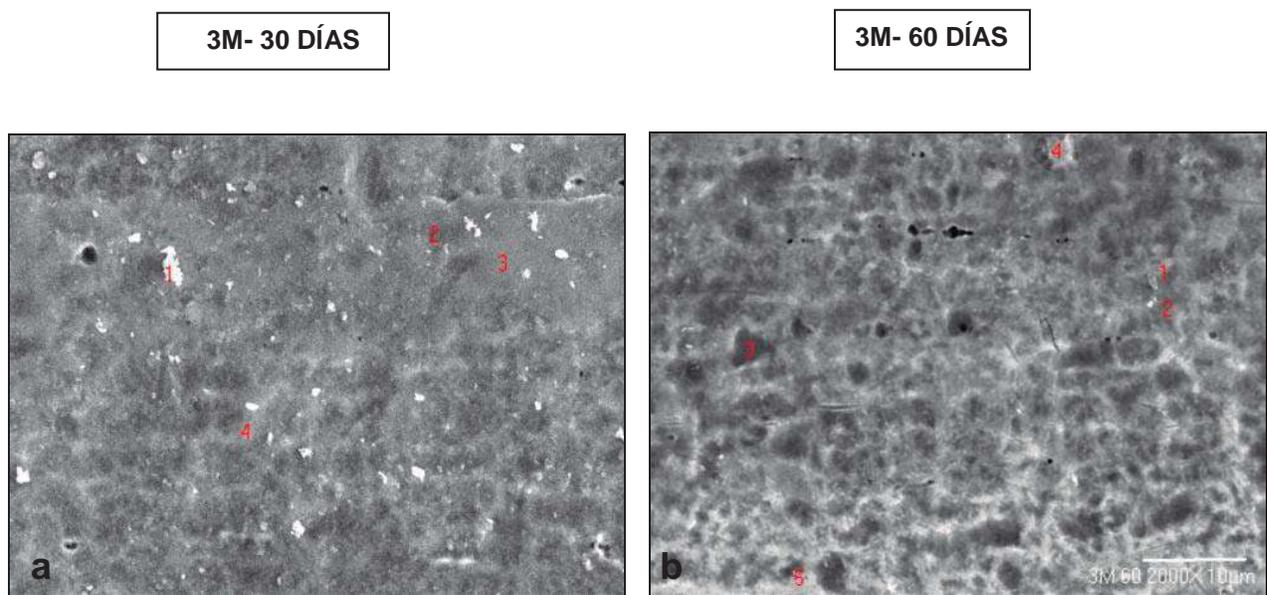
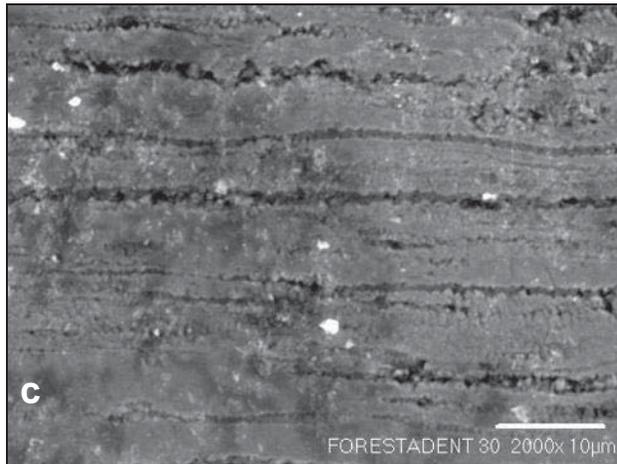


Fig. 78. imagen de la marca 3M por MEB a 2000X. Existe acumulación moderada de biofilm en la superficie del arco después de haber estado 30 días en boca. Las zonas más brillantes pertenecen a material orgánico.

Fig. 79. imagen de la marca 3M por MEB a 2000X. Acumulación de biofilm moderada después de haber estado 60 días en boca. El microanálisis indica una pérdida de Ni en las zonas blancas, presenta en la partícula 1 y 2 cantidades considerables de O, C y Ca.

FORESTADENT- 30 DÍAS



FORESTADENT- 60 DÍAS

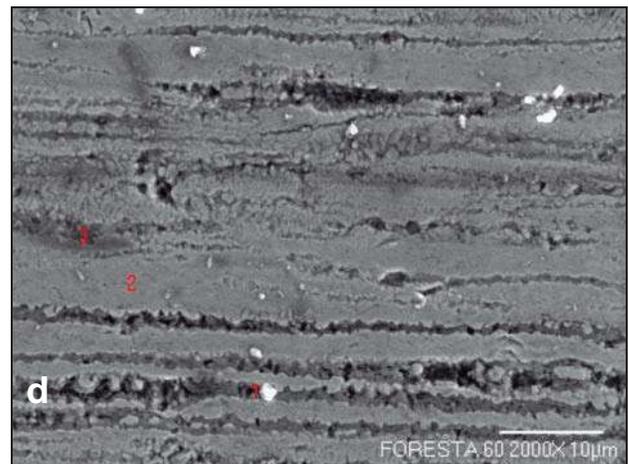
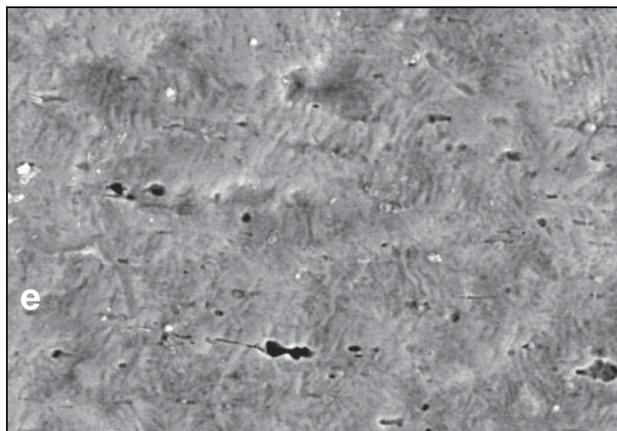


Fig. 80. Imágenes por MEB a 2000X que muestra en la superficie del arco Forestadent una acumulación moderada de biofilm después de haber estado 30 días en boca, la cual presenta una protección deficiente contra la adherencia al biofilm.

Fig. 81. imágenes por MEB a 2000X de la acumulación de biofilm en el arco Forestadent después de haber estado 60 días en boca, donde se observa una acumulación de biofilm sobre las bandas. En la zona 3 además de presentar Ni y Ti se encuentra O, C y S.

GAC- 30 DÍAS



GAC- 60 DÍAS

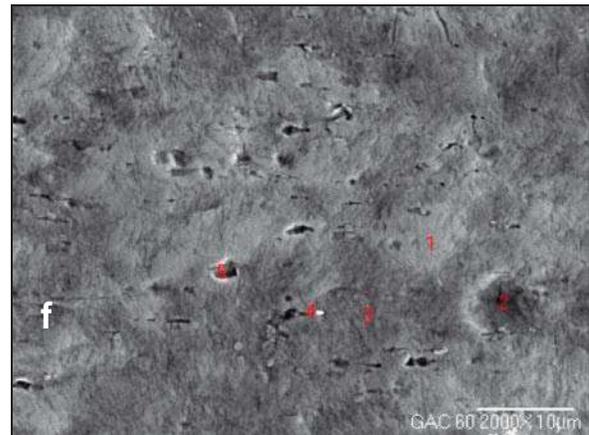
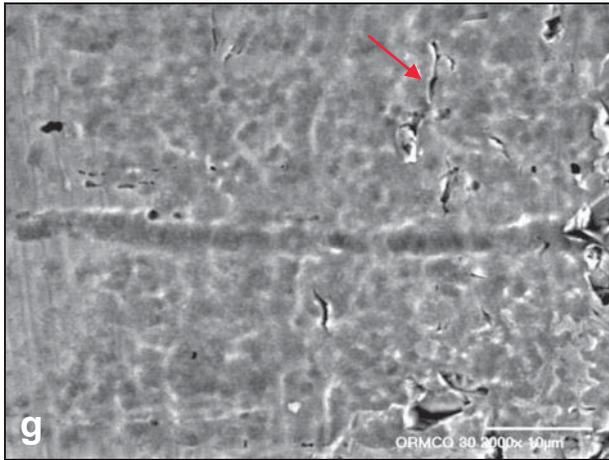


Fig. 82. imagen de la marca GAC por MEB a 2000X, presenta acumulación leve de biofilm en la superficie después de haber estado 30 días en boca, además se observa una zona brillante donde existe acumulación de depósitos de Ca.

Fig. 83. imagen del arco GAC por MEB a 2000X. Existe poca acumulación de biofilm después de haber estado 60 días en ambiente bucal. La partícula 4 indica la presencia de O, Fe, C, K, F y Al.

ORMCO- 30 DÍAS



ORMCO- 60 DÍAS

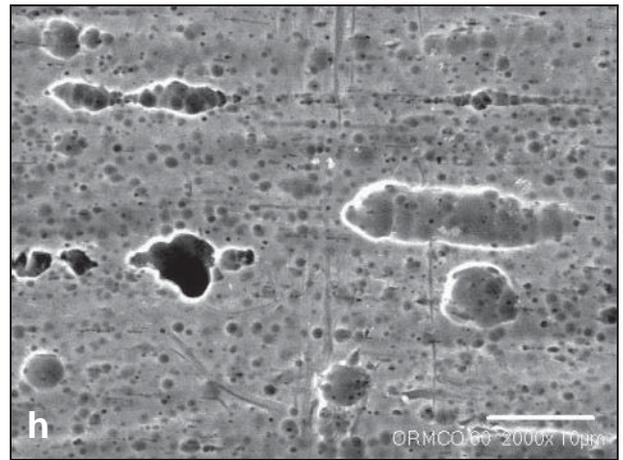
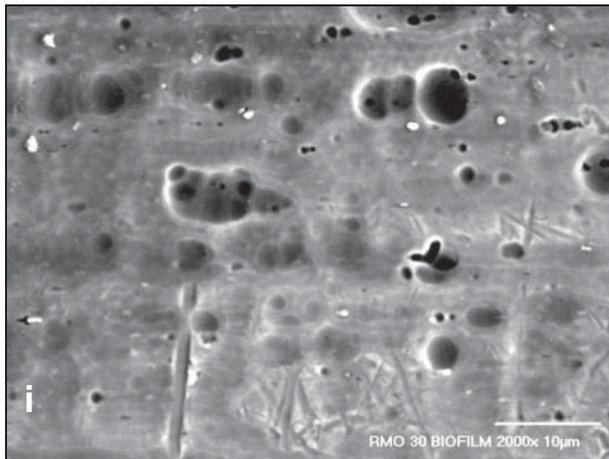


Fig. 84. imagen del arco Ormco por MEB a 2000X. Existe acumulación leve de biofilm en la superficie del arco después de haber estado 30 días en boca. Presenta formación de grietas por esfuerzo en las cuales se observa corrosión.

Fig. 85. imagen por MEB a 2000X del arco Ormco después de haber estado 60 días en boca, donde presenta una acumulación leve de biofilm sobre la superficie con numerosas picaduras de 10.77 µm aproximadamente.

ROCKY MOUNTAIN- 30 DÍAS



ROCKY MOUNTAIN- 60 DÍAS

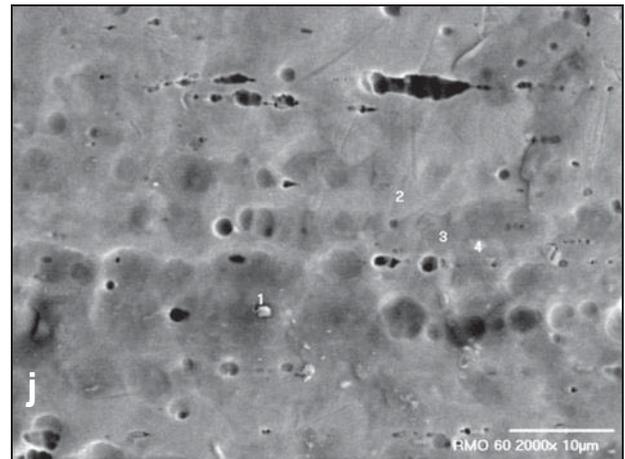


Fig. 86. imagen del arco Rocky Mountain por MEB a 2000X. Existe acumulación leve de biofilm en la superficie del arco Rocky Mountain después de haber estado 30 días en boca. Presenta numerosos defectos sobre la superficie lobular.

Fig. 87. imagen del arco Rocky Mountain por MEB a 2000X que presenta acumulación moderada de biofilm en después de haber estado 60 días en boca, presenta en la superficie una capa más gruesa de material orgánico.

9. DISCUSIÓN.

La corrosión en un ambiente biológico depende de la interacción compleja de diversos factores: proteínas, células, enzimas, temperatura, pH y metabolitos ácidos de la placa bacteriana. Se puede establecer que la corrosión no solamente es influenciada por estos factores biológicos, ya que durante los tratamientos ortodónticos, en los cuales se emplean diferentes aditamentos como arcos, brackets, ligaduras, etc., la composición química de la aleación de estos aditamentos, los procesos mecánicos de fabricación, el estrés mecánico al cual son sometidos durante su inserción en boca, las cargas aplicadas durante el tratamiento, el tiempo de tratamiento ortodóntico y los hábitos de higiene oral del paciente son otros factores que pueden inducir el fenómeno de la corrosión.

El refinado de la superficie del metal posee influencia directa con el comportamiento friccional, que puede afectar no solo la respuesta corrosiva, sino también la estética y las propiedades mecánicas de la aleación.

El presente trabajo de investigación se realizó con la finalidad de valorar y comparar la rugosidad entre 5 marcas de arcos Níquel Titanio Termoactivados (3M, Forestadent, GAC, Ormco y Rocky Mountain), el análisis y descripción de las características de superficie de estos arcos fueron a través de Microscopia de Fuerza Atómica (MFA) y Microscopía Electrónica de Barrido (MEB).

Los principales resultados de este estudio de investigación fueron: respecto a MFA la marca que presentó mayor rugosidad de la superficie en arcos control fue la marca Rocky Mountain con una $R_a = 144$ nm, seguida por la marca Ormco con una $R_a = 92$ nm, GAC con una $R_a = 69$ nm, 3M con $R_a = 68$ nm y por último la marca que presentó menor Rugosidad de la superficie fue Forestadent con una $R_a = 10$ nm (Fig. 18-22 tabla 1).

Los arcos de la marca 3M que fueron retirados a los 30 días de la boca del paciente, presentaron diferencias en la rugosidad, respecto al arco control ($R_a = 67.94$ nm),

mostrando un aumento de 31.43 nm en la zona 1 ($R_a = 99.37$ nm) y en la zona 2 ($R_a = 86.16$ nm) un incremento en la rugosidad de 18.22 nm. Así mismo, a los 60 días de haber sido retirados del medio bucal, los arcos también presentaron un incremento, en la zona 1 ($R_a = 89.94$ nm) de 22 nm, la zona 2 ($R_a = 94.80$ nm) un aumento de la rugosidad de 26.86 nm. En el primer periodo, la zona 1 que corresponde a la zona expuesta al medio bucal, presentó un incremento en la rugosidad de la superficie, que puede deberse a la influencia de agentes microbianos, químicos, fuerzas mecánicas, etc. En el segundo periodo, por el contrario, la zona 2 que corresponde a la porción del arco ubicada en el interior del tubo del molar, presentó un incremento en la rugosidad con respecto a la zona 1, que puede deberse a las líneas de fricción del arco con el tubo de acero inoxidable, lo cual se puede corroborar con la imagen en MEB (fig. 61).

Los arcos de la marca Forestadent que fueron retirados a los 30 días de haber estado en el medio bucal, presentaron diferencias en la rugosidad, respecto al arco control ($R_a = 10.68$ nm), mostraron un incremento de 4.58 nm en la zona 1 ($R_a = 15.26$ nm), mientras que en la zona 2 ($R_a = 6.99$ nm) presentaron una disminución de la rugosidad de 3.68 nm. A los 60 días de haber sido retirados del medio bucal, los arcos presentaron un aumento en la rugosidad respecto al arco control ($R_a = 10.68$ nm), mostraron un incremento de 35.49 nm en la zona 1 ($R_a = 46.17$ nm) y en la zona 2 ($R_a = 13.56$ nm) un incremento de 2.88 nm. El aumento de la rugosidad en la zona 1, puede deberse, como en el caso anterior, a la influencia de agentes microbianos, químicos, fuerzas mecánicas, etc. En la zona 2 se observó una rugosidad inferior con respecto a la zona 1, que puede deberse a la fricción del arco con el tubo de acero inoxidable, lo que ocasionó una disminución de la altura de las crestas más altas en esta zona.

Los arcos de la marca GAC que fueron retirados a los 30 días de la boca del paciente, presentaron un incremento en la rugosidad, con respecto al arco control ($R_a = 69.25$ nm), en la zona 1 ($R_a = 215.41$ nm) presentó un aumento de 146.16 nm y en la zona 2 ($R_a = 43.68$ nm) una disminución de 25.57 nm. A los 60 días de haber sido recuperados, los arcos presentaron un incremento en la rugosidad de 34.29 nm en la zona 1 ($R_a = 103.54$ nm) y en la zona 2 ($R_a = 99.82$ nm) un aumento de 30.56 nm, respecto al arco

control. El incremento en la rugosidad puede deberse a la interacción de diversos factores que se mencionaron anteriormente, sin embargo la amplia rugosidad que se observa a los 30 días en la zona 1, puede deberse a que el aparato registró una zona con defectos de picadura como se muestra en la imagen en MEB (fig. 66).

Los arcos de la marca Ormco que fueron retirados a los 30 días de la boca del paciente, presentaron una rugosidad inferior con respecto al arco control ($R_a = 92.48$ nm). En la zona 1 ($R_a = 50.66$ nm) se presentó una diferencia de 41.82 nm y en la zona 2 ($R_a = 60.25$ nm) una disminución de la rugosidad de 32.23 nm. A los 60 días de haber sido retirados del medio bucal, el arco presentó un aumento de la rugosidad respecto al arco control en la zona 1 ($R_a = 95.41$ nm) con una diferencia de 2.93 nm; mientras que en la zona 2 ($R_a = 76.05$ nm) presentó una disminución de la rugosidad de 16.43 nm, respecto al arco control. Con lo anterior, podemos aseverar que entre más tiempo permanece el arco en un medio bucal, mayor es la rugosidad que éste presenta. A los 60 días de haber retirado el arco del medio bucal, presentó un incremento de la rugosidad en la zona 1, que puede deberse, como en casos anteriores, a la influencia de agentes microbianos, químicos, mecánicos, etc.

Los arcos de la marca Rocky Mountain que fueron retirados a los 30 días de la boca del paciente, presentaron una rugosidad inferior respecto al arco control ($R_a = 144.57$ nm), mostrando una diferencia de 41.81 nm en la zona 1 ($R_a = 83.19$ nm) y en la zona 2 ($R_a = 97.75$ nm) una diferencia de 46.81 nm. Así mismo, a los 60 días de haber sido retirados del medio bucal, los arcos presentaron una rugosidad inferior respecto al arco control, mostrando una diferencia de 48.82 nm en la zona 1 ($R_a = 95.75$ nm) y en la zona 2 ($R_a = 83.14$ nm) una diferencia de 61.42 nm. A los 30 días de haber sido retirado el arco del medio bucal, presentó mayor rugosidad en la zona 2. Sin embargo a los 60 días de haber sido retirados de la boca del paciente, la zona 1 presentó mayor rugosidad que puede deberse a un mayor ataque corrosivo respecto a la zona 2, lo que puede corroborarse con las imágenes de MEB (Fig.76 y 77).

Los arcos de la marca 3M, Forestadent y GAC tuvieron el mismo comportamiento, pues presentaron una rugosidad mayor en la zona 1 que en la zona 2 en los dos periodos de 30 y 60 días. Los arcos de la marca Ormco y Rocky Mountain presentaron una rugosidad mayor en el arco control respecto a los arcos sometidos al medio bucal, los cuales presentaron a los 30 días un aumento de la rugosidad en la zona 2 y a los 60 días un aumento de la rugosidad en la zona 1.

Los principales resultados de este estudio de investigación obtenidos mediante MEB fueron: los arcos control con mayor nivel de irregularidad en la superficie fueron Forestadent y Ormco (Fig. 53-57). La marca GAC presentó partículas de 2ª fase de aproximadamente 2 a 3 μm , en las marcas Ormco y Rocky Mountain presentaron topografía lobular con patrón de hoyos de aproximadamente 6 y 4 μm respectivamente. La marca Rocky Mountain presentó mayor ataque de la superficie después de permanecer 60 días en el medio bucal (Fig. 76 y 77).

La aleación patente de Níquel-Titanio contiene 55% de Ni y 45% de Ti en peso total de la composición, lo que le da una proporción estequiométrica entre estos elementos. Podemos concluir que todas las muestras control analizadas se aproximan a dicha proporción, la marca que más se acercó fue GAC con un 55% Ni y un 44.9% Ti, seguida por 3M con un 55.28% Ni y 44.7% Ti, y posteriormente por Rocky Mountain con 54.54% Ni y 45.45% Ti, la marca Ormco presentó 48.8% Ni, 45.17% Ti y 5.95% Cu, éste último, según el fabricante, brinda una fuerza óptima y control a variadas temperaturas, gracias a la aleación Níquel-Cobre. La marca Forestadent presentó 51% Ni, 41% Ti, 6.38% O, 1.15% C y 0.43% Al, éste último puede atribuirse a residuos desprendidos durante la fase de terminación de los arcos³⁶. El contenido de C puede deberse al grafito utilizado en el horno³⁸. Elementos como el O y C son elementos contaminantes que cambian la temperatura de transformación y degradan las propiedades mecánicas.⁴⁶

Por otro lado se analizó la adherencia de biofilm a la superficie del arco mediante MEB, la marca que presentó mayor adherencia a los 60 días fue Forestadent, seguida por Rocky Mountain, 3M, Ormco y por último GAC, que presentó una menor adherencia.

GAC en sus arcos Bioforce Sentalloy, manifiesta haberlos sometido a una implantación de iones de Hidrógeno en la superficie para minimizar la fricción sin afectar las dimensiones del arco.³³ Sin embargo no podemos asegurar lo anterior puesto que el microanalizador del MEB no detecta elementos como lo es el Hidrógeno por su masa molecular baja, únicamente detecta y evalúa el contenido de elementos químicos desde el Carbono al Uranio en superficies planas de las muestras en todo tipo de material.³¹

Estudios previos realizados por Widu y cols. en 1999 mencionan que la rugosidad de la superficie de los arcos, debería ser tomada en cuenta como indicador importante de resistencia a la corrosión¹. Los defectos en la superficie del arco producidos durante el proceso de fabricación, son lugares probables para la aparición de la corrosión.²⁸ Lo anterior coincide parcialmente con los resultados obtenidos en el presente estudio mediante MFA, en el cual los arcos control de la marca Forestadent presentaron una rugosidad inferior respecto a las demás marcas, mostrando el mismo comportamiento durante los dos periodos de tiempo que estuvieron en el medio bucal (Tabla 1).

En un estudio realizado por Lee TH²⁹ y cols. en 2010 (fig. 88) refieren que, de las cuatro marcas de arcos de Ni-Ti (Dent, Ormco, RMO, SY), los defectos producidos durante el proceso de fabricación fueron más evidentes en MEB en la marca Ormco, mientras que RMO presentó sólo pequeños defectos durante este proceso, lo cual se asemeja a los resultados obtenidos en el presente estudio. Sin embargo, las imágenes obtenidas con MFA difieren con las obtenidas por Lee y cols. quienes aseveran que la superficie más rugosa fue visible en Ormco (R_a : 1.27 μm) y el arco RMO exhibió una rugosidad de superficie menor (R_a : 0.19 μm), mientras que en nuestro estudio se obtuvo la superficie con mayor rugosidad en RMO (R_a : 144 nm) seguida por Ormco (R_a : 92.48nm).

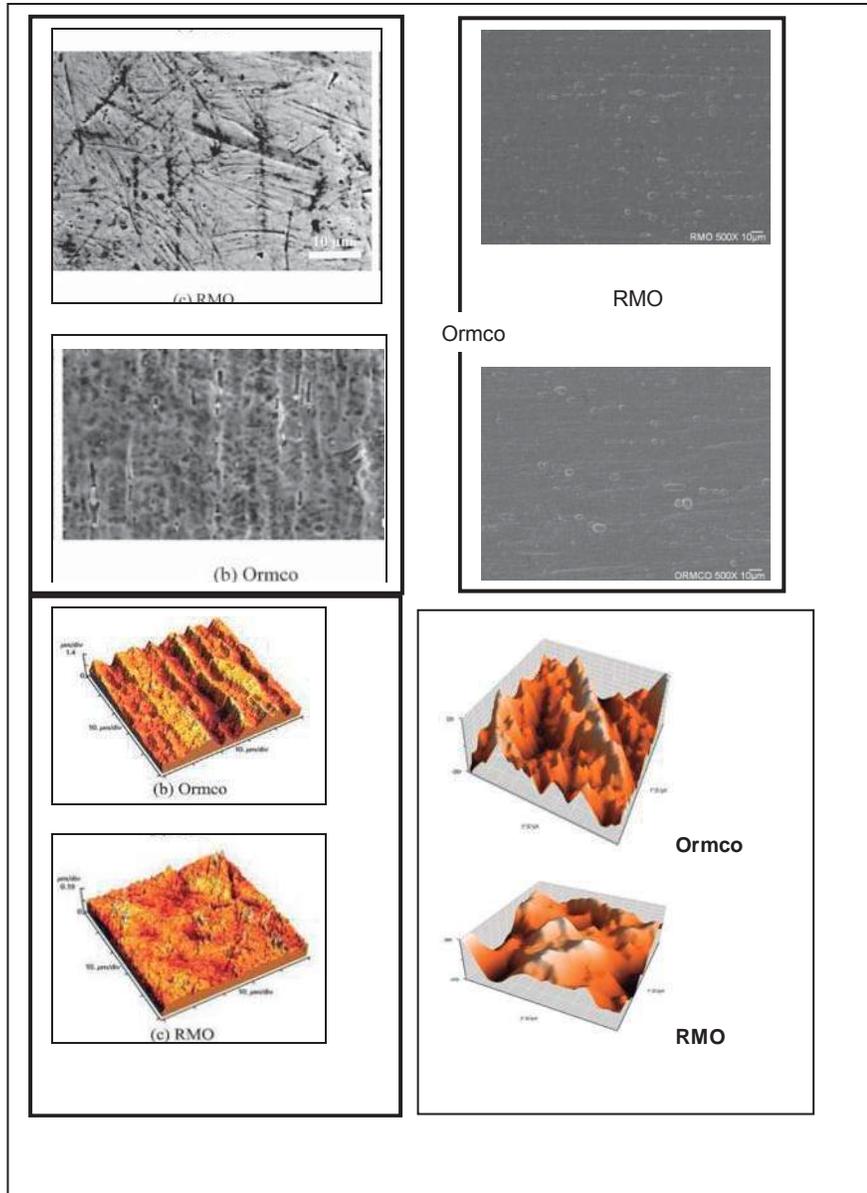


Fig 88. Imágenes comparativas del estudio realizado por Lee TH²⁹ y cols. en 2010 (izquierda) y del presente estudio (derecha) en MEB y MFA de las marcas Ormco y Rocky Mountain.

Los arcos control de la marca Rocky Mountain presentaron la superficie más rugosa mediante MFA (fig. 22 tab.1), además de diversos defectos en la superficie por medio de MEB (fig. 57), sin embargo estos arcos mostraron una resistencia baja a la corrosión (fig. 39-42 y 74-77). Estos hallazgos difieren a los reportados por Huang y cols⁸ en 2005 (fig. 89) quienes mostraron que un arco de Níquel Titanio con la superficie más rugosa, no exhibe baja resistencia a la corrosión⁸. Además afirman que tanto el fabricante de los arcos como la concentración de NaF tienen una influencia significativa sobre la resistencia a la corrosión, en las cuatro marcas comerciales de arcos NiTi (Dent, Ormco, RMO, SY) en medio ácido de saliva artificial con contenido de Flúor.

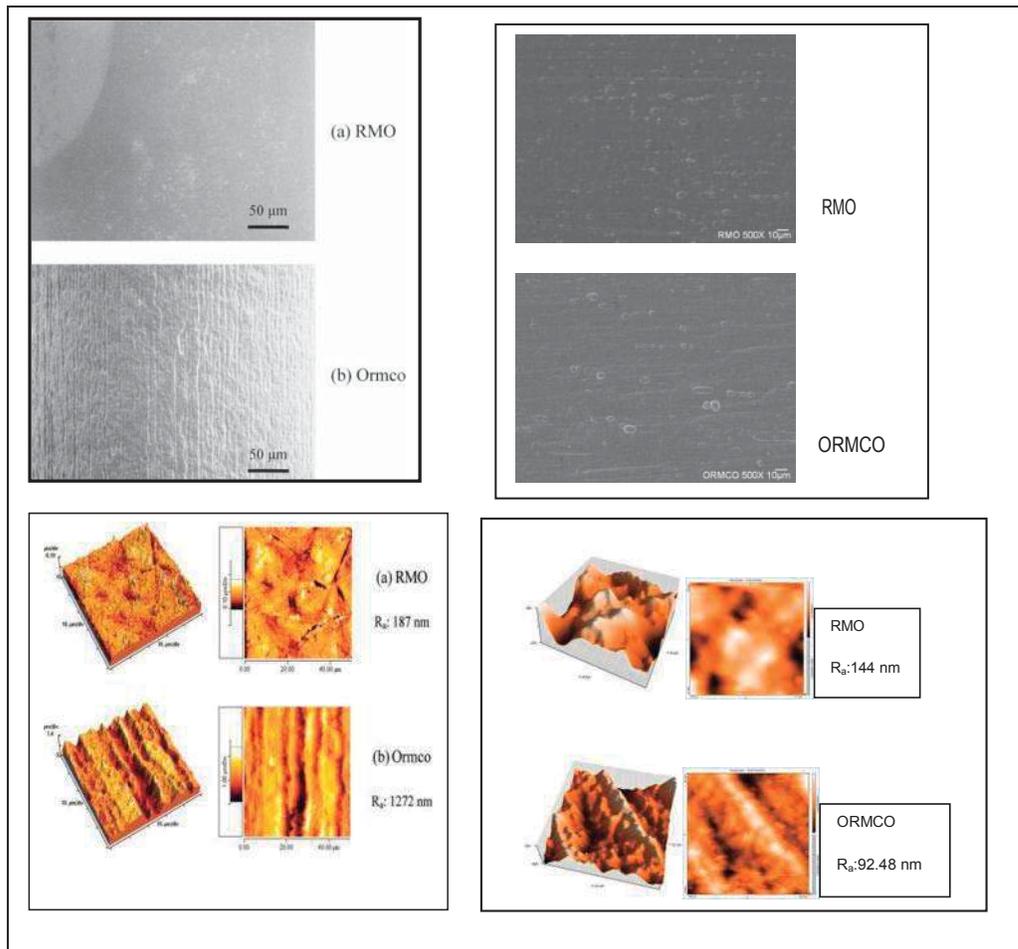


Fig 89. Imágenes comparativas del estudio realizado por Huang⁸ en 2005 (izquierda) y las obtenidos en el presente estudio (derecha) en MEB y MFA de las marcas Rocky Mountain y Ormco.

Los defectos encontrados en la superficie de los arcos control obtenidas por MEB concuerdan con los defectos encontrados en el estudio realizado por Palazón³⁸ y cols. en 2009 (fig. 90) quienes encontraron lo siguiente: 3M: líneas que siguen el eje del alambre, poros y defectos globulares; Forestadent: patrón agrietado, poros; en inclusiones de Al en el análisis químico; GAC: patrón liso con escasos defectos como impurezas retenidas en poros (partículas de 2a Fase); Ormco: hoyos de distintos tamaños con disposición lineal siguiendo el eje longitudinal; Rocky Mountain: depósitos oscuros sobre la superficie.

Sin embargo también hubo discrepancias ya que se encontró un patrón de rayado y grietas en 3M; en Forestadent encontraron decoloraciones blancas en grietas y poros, en RMO depósitos blancos con forma irregular.

Los valores de la rugosidad en arcos control difieren a los obtenidos en nuestro estudio, debido a los métodos empleados para su cuantificación (Microscopia Confocal y MFA) por un lado, y por otro el tamaño del área analizada. Sin embargo existe poca variación en cuanto al orden decreciente, la marca que presentó mayor rugosidad fue Ormco seguida por RMO, GAC, 3M y por ultimo Forestadent. En nuestro estudio la marca que presentó mayor rugosidad en arcos control fue RMO, seguida por Ormco, GAC, 3M y Forestadent.

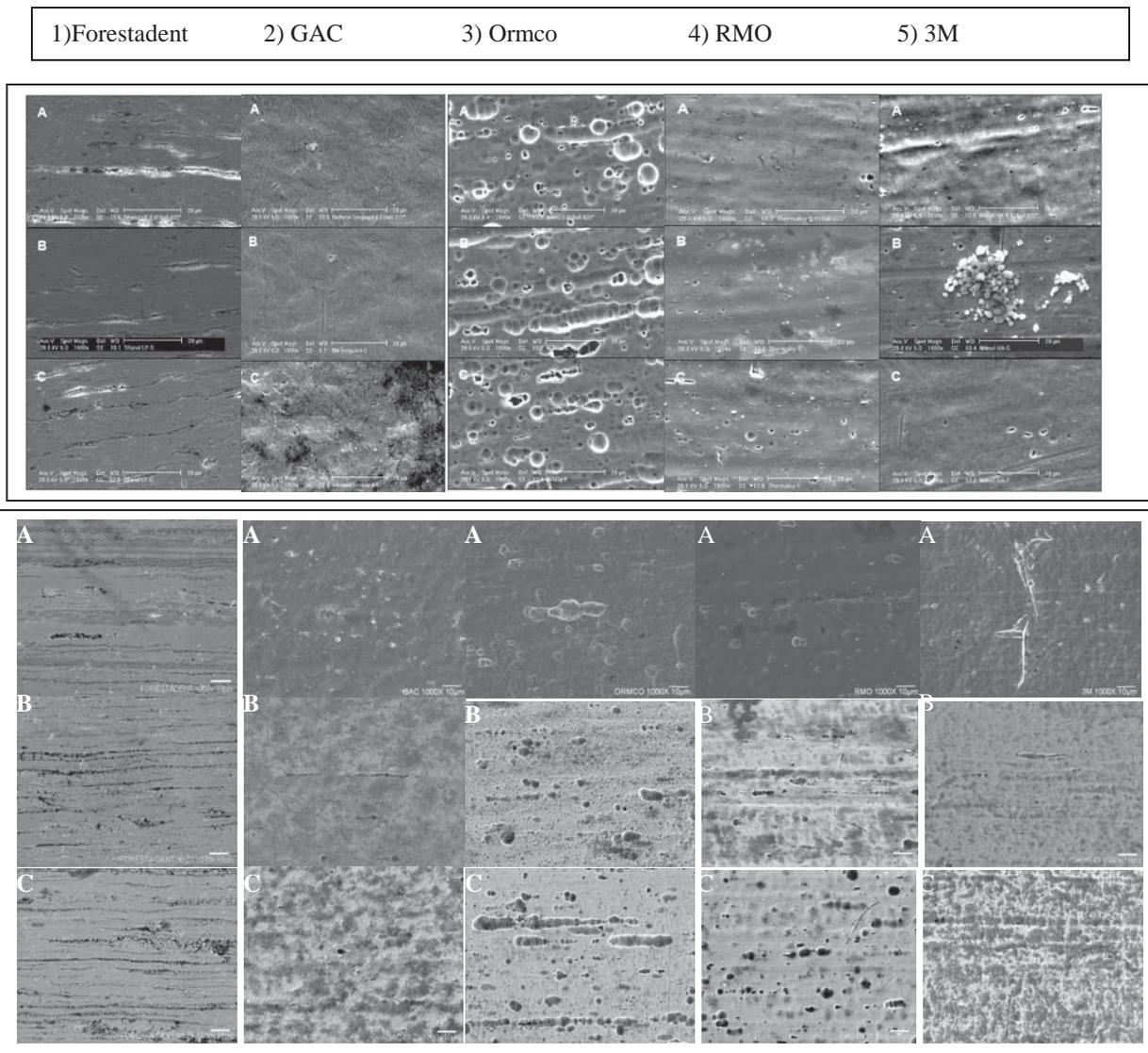


Fig. 90 imágenes comparativas del estudio realizado por Palazón³⁸ (arriba) muestras sometidas a diferentes medios; e imágenes del presente estudio (abajo) de las marcas: 1) Forestadent, 2) GAC, 3) Ormco, 4) Rocky Mountain, 5) 3M.

La rugosidad puede ser considerada como un parámetro para medir la corrosión, influye directamente en la retención de restos alimenticios que alteran y hacen propensa la superficie a un mayor ataque corrosivo. Lo cual se puede confirmar con los arcos de la marca Forestadent, los cuales presentaron una rugosidad inferior respecto a las otras cuatro marcas de arcos control. La rugosidad se mantuvo por debajo del nivel de los arcos restantes aún después de haber estado en boca.

Tomando en cuenta los datos de la rugosidad de las diferentes marcas de arcos NiTi Termoactivados, se acepta la Hipótesis de trabajo que indica que todas las marcas presentan diferente rugosidad en la superficie.

Tabla 3.- Resumen esquemático de los resultados obtenidos mediante MFA.

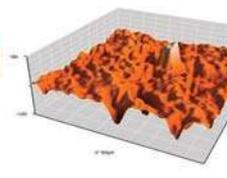
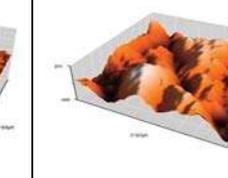
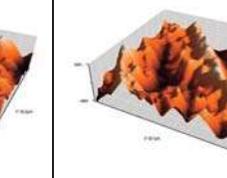
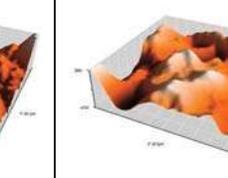
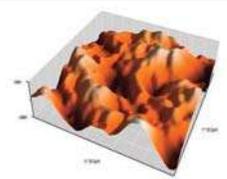
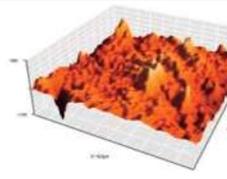
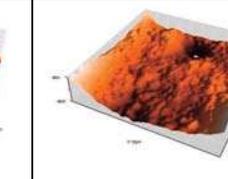
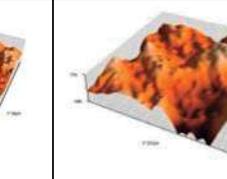
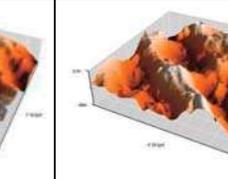
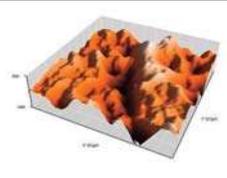
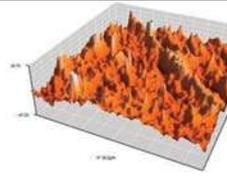
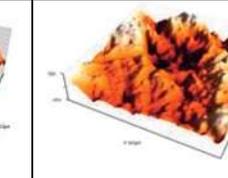
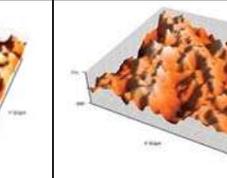
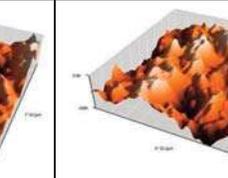
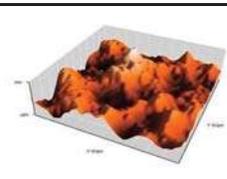
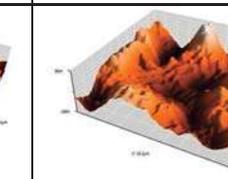
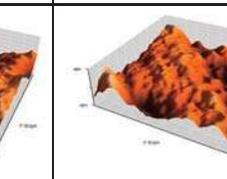
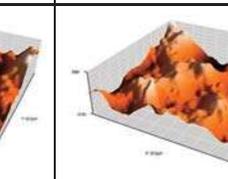
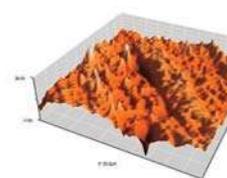
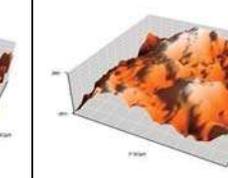
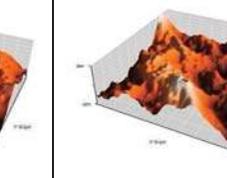
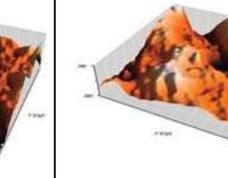
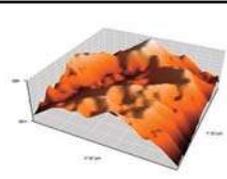
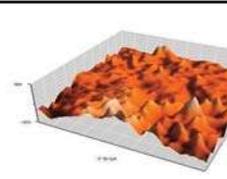
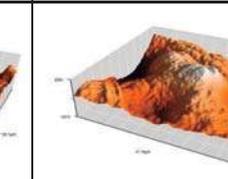
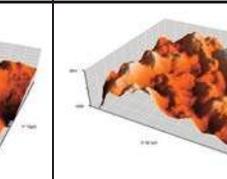
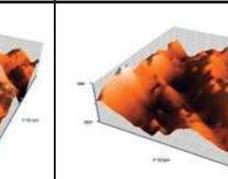
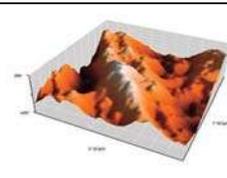
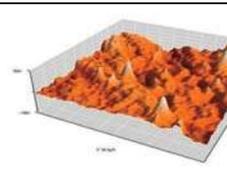
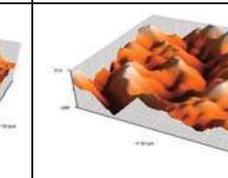
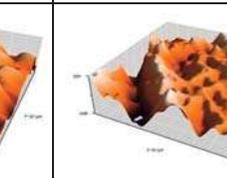
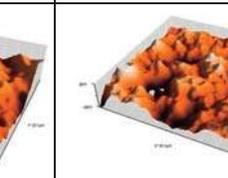
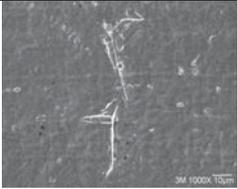
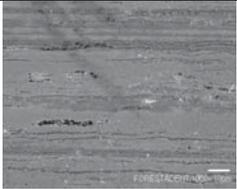
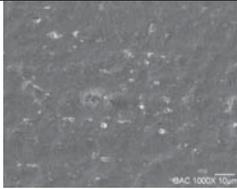
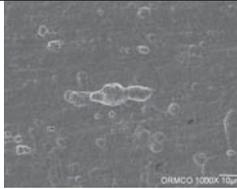
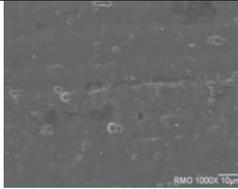
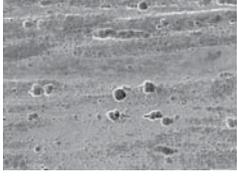
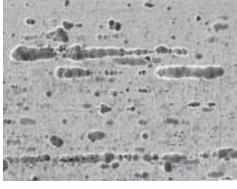
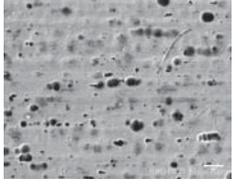
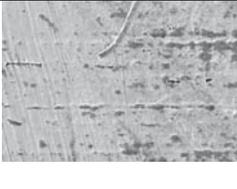
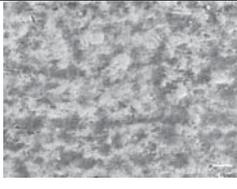
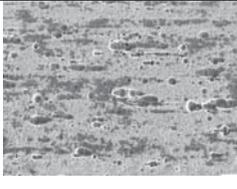
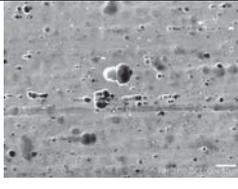
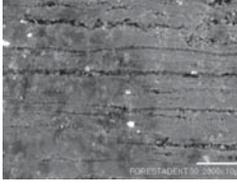
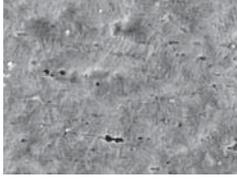
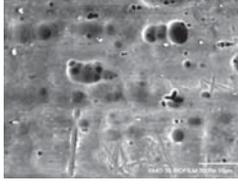
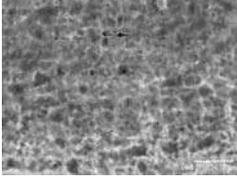
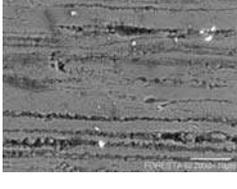
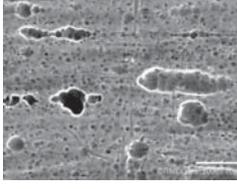
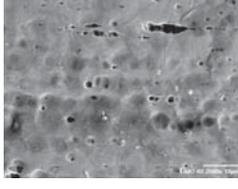
	3M	Forestadent	GAC	Ormco	RMO
CONTROL					
30 DIAS ZONA 1					
30 DIAS ZONA 2					
60 DIAS ZONA 1					
60 DIAS ZONA 2					
BIOFILM 30 DIAS					
BIOFILM 60 DIAS					

Tabla 4.- Resumen esquemático de los resultados obtenidos mediante MEB.

	3M	Forestadent	GAC	Ormco	RMO
CONTROL					
30 DIAS ZONA 1					
30 DIAS ZONA 2					
60 DIAS ZONA 1					
60 DIAS ZONA 2					
BIOFILM 30 DIAS					
BIOFILM 60 DIAS					

10. CONCLUSIONES.

Mediante MFA y MEB obtuvimos imágenes que nos permitieron describir las características de la superficie, así como defectos de fabricación en los arcos nuevos con la finalidad de demostrar cómo influyen estos factores en el desempeño de cada uno de ellos en un medio corrosivo como es el medio bucal. De tal manera podemos concluir que la rugosidad de la superficie de los arcos nuevos de Ni-Ti no corresponde con las diferencias en cuanto a resistencia a la corrosión.

Las imágenes en MEB de los arcos control indican que las marcas que presentaron mayor daño en la superficie fueron Forestadent (fig. 54) seguida porOrmco (fig. 56) y las que presentaron una superficie más regular fueron GAC (fig. 55) seguida por 3M (fig. 53) y posteriormente por Rocky Mountain (fig. 57).

A los 30 días de haber sido retirados los arcos del medio bucal, no se observan mayores daños en la superficie. Se aprecia una capa brillante que indica contenido de Ca en la superficie de los arcos. Los daños son más apreciativos en los arcos que permanecieron 60 días en el medio bucal. La marca que presentó mayor rugosidad inducida por corrosión en MFA fue GAC (Fig. 31-34), seguida por Rocky Mountain (Fig. 39-42) después Ormco (Fig. 35-38) enseguida 3M (fig. 23-26), y finalmente la marca que presentó menor rugosidad fue Forestadent (Fig. 27-30). Mediante MEB la marca que presentó más daño en la superficie topográfica fue la marca Rocky Mountain (Fig. 74-77), seguida por Ormco (Fig. 70-73), después Forestadent (Fig. 62-65), enseguida GAC (Fig. 66-69) y la marca que presento menor daño en la superficie fue la marca 3M (Fig. 58-61).

Se analizó la adherencia de biofilm a la superficie del arco mediante MEB, a los 30 y 60 días de haber estado en boca. Sin embargo presentó una acumulación más significativa los 60 días. La marca que presentó mayor adherencia fue Forestadent (fig. 80-81) y GAC fue la marca que presentó la menor adherencia al biofilm (fig. 82-83).

A partir de los resultados obtenidos en nuestro trabajo, tras su análisis mediante MFA Y MEB, se observó una degradación sobre los arcos NiTi empleados en la investigación. Este efecto, se manifiesta con el incremento de defectos morfológicos así como el nivel de la rugosidad superficial, sin embargo, determinados arcos se muestran más vulnerables a esta acción.

11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- 1.- Widu F., Drescher D., Junker R., Bourauel C. Corrosion and biocompatibility of orthodontic wires. *Journal of materials science: materials in medicine*.1999;10:275–281.
- 2.- Pérez Campos Rodríguez Hugo A., Vidal Almanza Ávila. “COMPARACIÓN DE CORROSIÓN EN ARCOS RECTANGULARES NIQUEL-TITANIO TERMOACTIVADOS DE 5 DIFERENTES MARCAS COMERCIALES *IN VIVO*.” UMSNH 2009. Pags. 90.
- 3.- Rodríguez García Luis H., Alcántar Pedraza José Luis, Marcuschamer Miller Alejandro. Evaluación microscópica de la superficie de alambres ortodóncicos expuestos a diferentes periodos en el medio bucal. *Ortodoncia Actual*.2007;3(11):28-33.
- 4.- Chaturvedi, T. P. UNA REVISIÓN SOBRE LA CORROSIÓN DE LOS METALES EN ORTODONCIA. *The Orthodontic CYBERjournal*. 2008.45.
- 5.- Velazco Gladys, Weinhold Elkis, Garcia Carmelo, Cova José Luis, Urdaneta Leonidas. Estudio comparativo de la acidez del medio bucal en presencia de aditamentos metálicos y sus implicaciones en los fenómenos corrosivos. *Dentum*.2007;7(4):157-162.
- 6.- Eliades George, Eliades Theodore, Brantley William A., Watts David C. “Dental Materials In Vivo, aging and Related Phenomena”. Quintessence Publishing Co Inc. 2007.
- 7.- A. Ziebowicz, W. Walke, A. Barucha-Kepka, Kiel M. Corrosion behavior of metallic biomaterials used as orthodontic wires. *Journal of Achievements In Materials And Manufacturing Engineering*. 2008.27(2):151-154.
- 8.- Huang Her-Hsiung. Variation In Corrosion Resistance Of Nickel-Titanium Wires From Different Manufacturers. *Angle Orthodontics*. 2005.75(4):661-665.
- 9.- Romo Garay Daniela Roxana, Almanza Ávila Vidal. “Ensayo de corrosión *in vitro* en arcos Niquel-Titanio”.2009.Pags.79.
- 10.- Jacobs JJ, Gilbert JL, Urbani RM. Corrosión of Metal Orthopaedic Implants. *J Bone Joint Surg*;1988.80:1-2.
- 11.- Proffit William R., Fields Henry W. Jr., Sarver David M. *ORTODONCIA CONTEMPORÁNEA*. Cuarta edición. Elsevier Mosby.2008.

- 12.- Onlsei Dolna, Onlsei Dan, Feler Ioana, Rusu Darlan, Stratul Stefan-Ioan. THE BIOFILM: FORMATION AND REMOVAL. TMJ 2008.58.1-2.
- 13.- Vargas Morales Karla, Almanza Ávila Vidal. IDENTIFICACIÓN DE LA CORROSIÓN EN LOS ALAMBRES DE NÍQUEL TITANIO Y ACERO INOXIDABLE Y LA PRESENCIA DE BACTERIAS ASOCIADAS EN UNA MUESTRA DE ARCOS UTILIZADOS EN PACIENTES DE LA CLINICA DE ORTODONCIA. UMSNH. 2007.
- 14.- CIDETEC. Centro de Tecnologías Electroquímicas.2005.No.6.
- 15.- Petoumeno Evangelina, Kislyuk Maya, Hoederath Hildegard, Keiling Ludger, Bourauel Christoph, Jäger Andreas. Corrosion Susceptibility and Nickel Release of Nickel Titanium Wires during Clinical Application. Journal Orofacial Orthopedics. 2008.69:411-23.
- 16.- Eliades Theodore, Athanasious E. Athanasious, IN VIVO AGING OF ORTHODONTIC ALLOYS: IMPLICATIONS FOR CORROSION POTENTIAL, NICKEL RELEASE, AND BIOCOMPATIBILITY. The Angle Orthodontist 2002;72(3):222-237.
- 17.- Matasa CG, Biomaterials in orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall R, eds. Orthodontics: Current Principles and Techniques. St. Louis: CV Mosby. 2000. 305-338.
- 18.- Bruze M, Edman B, Bjorkner B, Moller H. Clinical relevance of contact allergy to gold sodium", J Am Acad Dermatol.1994.31:579-583.
- 19.- Foussereau J, Laugler P. Allergic eczemas from metallic foreign bodies. Trans St Johns Hosp Dermatol Soc. 1966.52:220-225.
- 20.- Weinhold Elkis, Velázco Gladys. LIBERACIÓN DE IONES METÁLICOS EN EL MEDIO BUCAL POR FENÓMENOS DE CORROSIÓN DE ALEACIONES.Pags.17.
- 21.- Wayman C.M., Phase transformations, nondiffusive, en Physical Metallurgy.3ª edición. Ed. R.W Cahn y P. Haasen, Elsevier Science Publishers BV, 1983.1031-1074.
- 22.- Callister W.D., Introducción a la Ciencia e Ingeniería de los Materiales, Ed. Reverté.1997.
- 23.- Cohen M., Olson G.B. and Clapp P.C. On the classification of displacive phase transformations. Proceedings of the international conference on martensitic Transformations. ICOMAT 1979.1-11.
- 24.- Nishiyama Z., Martensitic Transformation, Ed. M. Fine, M, Meshi y C. Wayman, Academic Press.1978.

- 25.- Ahlers M. Martensite and equilibrium in Cu-Zn and Cu-Zn-Al alloys. Progress in Materials Science.1986.30:135-186.
- 26.- Grágeda Zegarra Mario, Montesinos Susana. Aplicaciones de Microscopía Electrónica de Barrido (SEM) y análisis de fractura de una aleación de Cu-10 Al. Univ. De Chile.
- 27.- Kaupp G. Atomic Force Microscopy, Scanning Nearfield Optical Microscopy and Nanoscratching, Application to Rough and Natural Surfaces. NANOSCIENCE AND TECHNOLOGY.2006
- 28.- Oshida Y, Sachdeva RCL, Miyasaki S. Microanalytical characterizations and surface modifications of NiTi orthodontic archwires. Biomed Mater Eng.1992.2:51-69.
- 29.- Lee Tzun-Hsin, Huang Ta-Ko; Lin Shu-Yuan; Chen Li-Kai; Chou Ming-Yung; Huang Her-Hsiung. Corrosion Resistance of Different Nickel-Titanium Archwires in Acidic Fluoride-containing Artificial Saliva. Angle Orthodontist.2010;80(3):547-553.
- 30.- Huang Her-Hsiung, Chiu YH, Lee TH, Wu SC, Yang HY, Su KH, Hsu CC. ION RELEASE FROM NITI ORTHODONTICS WIRES IN ARTIFICIAL SALIVA WITH VARIOUS ACIDITIES. BIOMATERIALS.2003;24:3585-3592.
- 31.- Poblete Víctor P.M. Pilleux C. CIENCIA DE LOS MATERIALES "MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO".2001.
- 32.- Uribe Restrepo Gonzalo Alonso. ORTODONCIA: TEORIA Y CLINICA. Ed. CIB. Colombia.2004.239-241.
- 33.- Teramoto Alberto. SENTALLOY. The Story of Superelasticity. Part Art. Part Science. All Orthodontics.2010;1-9.
- 34.- Alves Marcelo L., Ferreira Bruno B., Leta Fabiana R., Evaluación de Parámetros de Rugosidad usando Análisis de Imágenes de Diferentes Microscopios Ópticos y Electrónicos. Información Tecnológica.2011;22(4);129-146.
- 35.- Hinojosa Rivera Moisés, Reyes Melo Martín Edgar. La rugosidad de las superficies: Topometría. Ingenierias.2001;IV(11);27-33.
- 36.- Fischer-Brandies H, Es- Souni M, Rock N, Raetzke K, Bock O. Transformation behavior, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.016" x 0.022" NiTi archwires. J Ortofacial Orthopedics.2003;64(2);88-99.

- 37.- Shabalovskaya SA, Anderegg J, Laab F, Thiel PA, Rondelli G, Surface conditions of nitinol wires, tubing, and as-cast alloys. The effect of chemical etching, aging in boiling water, and heat treatment. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2003;65(1):193-203.
- 38.- Palazón Martínez Carlos, Solano Reina Enrique, Ábalos Labruzzi Camilo. Caracterización de la superficie de los arcos NiTi y factores que intervienen en su corrosión. 2009.Pags.296.
- 39.- Lanyon LE, Rubin CT. Static vs dynamic load as an influence on bone remodeling. J. Biomech.1984;17(12):897-905.
- 40.- Dalstra M, Meisen B. Does the transition temperature of cu-NiTi archwires affect the amount of tooth movement during alignment?. Orhod Craniofac Res.2004;7(1):21-5.
- 41.- Gil FJ, Planell JA. Effect of cooper addition on the superelastic behavior of ni-ti shape memory alloys for orthodontic applications. J Biomed Mater Res. 1999;48(5):682.8.
- 42.- Baker H, Okamoto H. Alloy phase diagrams. ASM International, ASM Handbook. 1992;3:501.
- 43.- Barrett RD, Bishara SE, Quinn JK. Biodegradation of orthodontic appliances. Part I: Biodegradation of niquel and chromium in vitro. American Journal Orthodontics Dentofaical Orthopedics.1993;103(1):8-14.
- 44.- Shabalovskaya SA, Anderegg JW. Surface spectroscopic characterization of NiTi nearly equiatomic shape memory alloys for implants. Journal of Vaccum Science and Technology A: Vaccumn, surfaces and films.1995;13:2624-32.
- 45.- Rondelli G, Vicentini B. Evaluation by electrochemical test of the passive film stability of equiatomic ni-ti alloy also in presence of stress-induced martensite. Journal Biomedical Materials Res. 2000;51(1):47-54.
- 46.- Hodgson Darel E., WU, Ming M H., y Biermann Robert J. Shape memory alloys. Cited 2005. Nov 13.

12. ANEXOS.

	<p>Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo División de Estudios de Posgrado de la Facultad de Odontología CUEPI</p>	<table border="1"><tr><td>Dependencia _____</td></tr><tr><td>N° de Of. _____</td></tr><tr><td> </td></tr></table>	Dependencia _____	N° de Of. _____	
Dependencia _____					
N° de Of. _____					
<p>ASUNTO: Morelia, Michoacán a 17 de mayo de 2011.</p>					
<p>Dr. Eduardo Hurtado Delgado. Profesor Investigador del Posgrado en Metalurgia del Tecnológico de Morelia. PRESENTE.-</p>					
<p>Por medio de este conducto nos dirigimos a usted con la finalidad de solicitar apoyo para el uso del Microscopio de Fuerza Atómica, para llevar a cabo el proyecto de tesis titulado "ANÁLISIS DE LA CORROSIÓN OBSERVADA EN 2 ÁREAS DEL ARCO DE TRABAJO NITÍ TERMOACTIVADO, ESTUDIO <i>IN VIVO</i>". Mismo que será realizado de manera conjunta en la División de Estudios de Posgrado de la Facultad de Odontología de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo y en el Instituto Tecnológico de Morelia.</p>					
<p>Sin otro particular reciba un cordial saludo quedando a sus órdenes y esperando una respuesta favorable.</p>					
<p>ATTE:</p>					
<p>DRA. ESTRELLA M. LOEZA PÉREZ.</p>	<p>DR. VIDAL ALMANZA ÁVILA.</p>				
<p>Alumna de la Especialidad de Ortodoncia 6° Semestre Responsable de la Tesis.</p>	<p>Asesor de Tesis Coordinador de la Especialidad de Ortodoncia</p>				
<p><i>Recibí original</i> <i>[Signature]</i> <i>1° junio 2011</i></p>					



Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo
División de Estudios de Posgrado de la Facultad de Odontología
CUEPI

Dependencia.....
Nº de Of.....

ASUNTO:

Morelia, Michoacán a 17 de mayo de 2011

Dr. Carlos León Patiño,
Director del Instituto de Investigación de Metalurgia de la UMSNH.
PRESENTE.-

Por medio de este conducto nos dirigimos a usted con la finalidad de solicitar apoyo para el uso del microscopio electrónico de barrido, para llevar a cabo el proyecto de tesis titulado **"ANÁLISIS DE LA CORROSIÓN OBSERVADA EN 2 ÁREAS DEL ARCO DE TRABAJO NITI TERMOACTIVADO, ESTUDIO IN VIVO"**. Mismo que será realizado de manera conjunta en la División de Estudios de Posgrado de la Facultad de Odontología de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo y en el Instituto Tecnológico de Morelia.

Sin otro particular reciba un cordial saludo quedando a sus órdenes y esperando una respuesta favorable.

ATTE:



DRA. ESTRELLA M. LOEZA PÉREZ

Alumna de la Especialidad
de Ortodoncia 6º Semestre
Responsable de la Tesis.

DR. VIDAL ALMANZA ÁVILA.

Asesor de Tesis
Coordinador de la Especialidad de Ortodoncia



David Jalisco