



UNIVERSIDAD MICHOACANA
DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
CENTRO UNIVERSITARIO DE ESTUDIOS
DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

TESIS

**“Ensayos de corrosión *in vitro* en arcos
Níquel-Titanio”**

PRESENTA:

C.D. DANIELA ROXANA ROMO GARAY

ASESOR:

C.D.E.O. VIDAL ALMANZA ÁVILA
M.C. HÉCTOR RUIZ

MORELIA, MICHOACÁN
MÉXICO
2009

CONTENIDO

	PÁGINA
RESUMEN	
1. INTRODUCCIÓN	2
2. ANTECEDENTES GENERALES	
2.1 Definición de corrosión	3
2.2 Clasificación de la corrosión	4
2.3 Arcos Ni-Ti	9
2.3.1 Aleaciones de NiTi	12
2.4 Biofilm	14
2.4.1 Flora Bacteriana de la Cavidad Oral	19
2.5 Antecedentes Específicos.	22
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	25
4. JUSTIFICACIÓN	27
5. OBJETIVOS	28
5.1 Objetivo general.	
5.2 Objetivos específicos.	
6. MATERIAL Y MÉTODOS	
6.1 Universo de estudio.	
6.2 Clasificación del estudio.	29
6.3 Criterios de elegibilidad.	30
6.3.1 Criterios de inclusión.	
6.3.2 Criterios de no inclusión.	

CONTENIDO

6.4 Metodología	PÁGINA 30
7. RESULTADOS	
7.1 Fotos al inicio del estudio – características originales del fabricante.	38
7.2 Resultados obtenidos cuando los arcos se impregnaron con óxido de titanio y posteriormente se limpiaron para ser observados al MBE.	43
7.3 Resultados del crecimiento bacteriano en los arcos sin recubrimiento con TiO ₂ .	46
7.4 Resultados del crecimiento bacteriano en los arcos con recubrimiento de TiO ₂ .	48
7.5 Resultados del análisis de corrosión inducida por el crecimiento bacteriano en arcos <u>sin</u> recubrimiento de TiO ₂ .	49
7.6 Resultados del análisis de corrosión inducida por el crecimiento bacteriano en arcos <u>con</u> recubrimiento de TiO ₂ .	51
7.7 ANÁLISIS DE MAPEO MEDIANTE MBE: indica la distribución del contenido de los elementos: Ni, Ti, Al, C, Si y O.	52
8. DISCUSIÓN	62
9. CONCLUSIÓN	72
10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	73

AGRADECIMIENTOS.

Ante todo le agradezco a Dios por haberme permitido llegar a estas etapa de mi vida, por brindarme salud, esfuerzo y voluntad.

A MIS PADRES:

Por todo el amor, cariño y esfuerzo que me han dado durante toda su vida. Por ser el pilar que me sostiene para que no me caiga en los momentos difíciles y por que sin ellos yo no seria quien soy, y sobre todo por el apoyo que siempre me han brindado ya que me dieron la oportunidad de terminar una etapa más en mi vida. Los Quiero Mucho.

A MI HERMANO.

Por todo el apoyo que me ha dado siempre en las buenas y en las malas y por todo tu cariño, comprensión y ayuda. Te Quiero Mucho.

A ti Arturo por apoyarme siempre que lo necesite, por siempre tener una palabra de aliento para seguir adelante a pesar de la distancia y por formar parte de mi vida. Gracias por el amor, comprensión, paciencia y entrega que siempre me brindaste.

A MIS AMIGOS Y COMPAÑEROS DE CLASE.

Por todas las muestras de cariño, apoyo y los buenos momentos que compartimos. En especial Araceli y José Luis que ocupan un lugar muy especial, gracias por su amistad, y por estar siempre conmigo.

A MI ASESOR DE TESIS.

DR. Vidal Almanza Ávila por su colaboración y orientación para la realización del presente trabajo y por su valiosa amistad.

A LOS CATEDRATICOS.

Por compartir sus conocimientos, experiencias y amistad: Dra. Luz María Vargas Purecko, Dra. Rosario Ortiz, Dra. Elizabeth Zepeda, Dra. Sara Mendoza, Dra. Zuelica Chávez, Dr. Vidal Almanza, Dr. Ramón Ramírez, M.C Héctor Ruiz.

A LOS COLABORADORES.

A la maestra María de Lourdes Ballesteros, de la Facultad de Biología, Ing. Francisco Solorio González, Ing. Víctor Sayil López Álvarez, Dr. José Lemus Ruiz, para el uso del Microscopio Electrónico de Barrido por su disposición y apoyo para realizar esta investigación.

RESUMEN.

Antecedentes:

Si bien es prácticamente imposible conocer en detalle la composición y el tratamiento de cada una de las aleaciones comerciales, sobre todo debido a que los fabricantes conservan el secreto industrial, es sabido que otros elementos se agregan en la forma de aleantes para modificar en parte las propiedades de los alambres. El Nitinol fue desarrollado por William F. Buehler a principios de la década de 1960, la aleación original contenía 55% de níquel y 45% de titanio lo que le daba una relación equiométrica 1:1 de estos elementos. La superior resistencia a la corrosión de las aleaciones de titanio se debe a que pueden ser cubiertas por óxidos (TiO_2) los que forman una delgada y compleja película que protege al metal. La corrosión es sinónimo de fatiga en la vida útil de los metales con el consecuente fracaso de los mismos. Algunas aleaciones y metales son resistentes a la corrosión debido a su calidad en sus propiedades, así como la manera de construcción de los mismos. En la actualidad son utilizados alambres nobles en la industria odontológica para que la degradación química sea lo más estable y disminuir en lo posible el efecto de la corrosión en el ambiente oral. La microbiología esta relacionada con la corrosión y se sabe que los microorganismos afectan a los metales.

Objetivo:

Evaluar ensayos de corrosión bacteriana *in vitro* en arcos NiTi 0.19 x 0.25 en 5 diferentes marcas comerciales: Adenta, Ah-kim pech, Borgatta, Lancer, Ortho -Technology

Material y Métodos:

Se realizo el fragmentado de 5 arcos Ni-Ti .019 x .025" (Adenta, Ah-kim pech, Borgatta, Lancer, Ortho Technology) de 1 cm con y sin oxido de titanio, se colocaron los 5 fragmentos en tubos de ensaye con caldo 20 E. Se introdujo la rejilla con los tubos de ensaye preparados a esterilizar en autoclave (15 minutos a 120 °C/ 15 lb de presión), se inoculó con *Alcaligenes Faecalis* el caldo 20E en los tubos de ensaye que contenían los fragmentos de cada uno de los arcos y se mantuvieron en incubación durante 1 mes a 37 °C. Posteriormente se retiraron los 5 fragmentos del cultivo bacteriano y se colocaron en papel

secante y se llevaron al microscopio electrónico de barrido (MEB) obteniendo el espectro y mapeo, para analizar el grado de corrosión y la composición química de cada uno de los arcos.

Resultados:

Por lo tanto, los arcos NiTi de las 5 marcas comerciales obtenidas por MEB muestran estructuras superficiales y contenidos en porcentaje de aleación diferentes una de otra dependiendo de la casa comercial que las fabrica. Por ello es importante tomar en cuenta desde un inicio las imperfecciones del material como son defectos en la superficie ya sean rugosidades, porosidades o grietas presentes en algunas muestras, estos hallazgos pueden atribuirse al proceso de fabricación, Es evidente en las observaciones que no todas presentaban una superficie uniforme, notándose claramente en algunas muestras una marcada estructura de diferentes grados de rugosidad. La calidad de la superficie de las muestras variaban desde aquellas con una superficie relativamente suave como se aprecia en la marca comercial Ortho Technology y Adenta, hasta aquellas con una superficie áspera como lo es la marca comercial Lancer como se muestra en la macrofotografía, siendo mucho más notorio en Borgatta y Ah-Kim Pech donde se observó una superficie con fisuras, grietas y poros relativamente grandes. Estos defectos superficiales causan discontinuidad en la superficie de la capa de Oxido de Titanio, por el mecanismo de preparación y la forma de aplicación que no es de una manera homogénea y continua en toda la superficie, da lugar a la ruptura de la película protectora de óxido de titanio y en consecuencia puede promover la formación de corrosión del material. Al realizar el análisis correspondiente del ataque bacteriano, se observó diferentes grados de crecimiento bacteriano en los arcos (acumulación de biofilm) y se logro observar diferentes grados de corrosión. Los microorganismos tienen la capacidad de modificar por diferentes acciones bioquímicas la estructura fisicoquímica de la materia. Sin embargo los microorganismos estimulados por las condiciones favorables que provee el ambiente pueden desestabilizar la aleación debido a los diversos mecanismos bioquímicos que poseen para ello, esta interacción organismo-material y los procesos que conlleva (intercambio atómico, movilización atómica y producción de nuevos compuestos a partir de otros), pueden ser detectada por un análisis Metalográfico, el cual permite observar la estructura y composición de los metales, estos expuestos o no a un proceso de biocorrosión; es decir,

permite visualizar y comparar las composiciones de un metal (Barret, 1993). Los microorganismos causan el deterioro de la superficie metálica, por la producción de metabolitos corrosivos o indirectamente por el consumo de los inhibidores de la corrosión en este caso el inhibidor de la corrosión, el TiO_2 (Duquette, 1986).

Por lo tanto, el arco NiTi a largo plazo con una protección pasiva duradera y homogénea de TiO_2 puede evitar o disminuir la formación de biofilm y una mayor resistencia a la corrosión en un medio ácido como lo es la cavidad oral.

Conclusión:

Al realizar estudios como el actual en el que se puede comprobar la influencia de diferentes elementos tanto físicos, mecánicos y bacteriológicos que participan en la degradación de las aleaciones ortodónticas y por consiguiente la disminución de la eficacia de dichos elementos activos en el tratamiento ortodóntico, es importante conocer algunas alternativas que nos permitan mejorar el manejo clínico de los arcos como: conocer sus propiedades mecánicas, la aplicación de medios bacteriostáticos (gel ,Sprays, barnices etc.) que proporcionen protección contra la aparición de biofilm o una disminución del mismo.

El odontólogo invierte gran cantidad de tiempo y recursos en la manipulación de diversos materiales y muchas veces el éxito o fracaso de los tratamientos dependen directamente de la correcta selección de ellos y de una adecuada manipulación. Se usan aleaciones en boca que probablemente bajo las condiciones clínicas, sistémicas, socioeconómicas, microbiológicas, temperatura, cambios de pH y alimentación, no sea la adecuada para la realización de determinado tratamiento y que por lo tanto, sea causante de un problema mayor a largo plazo. Es importante que los métodos usados para evaluar los materiales en el laboratorio den resultados que puedan correlacionarse directamente con la experiencia clínica.

La corrosión es un problema que no solo afecta la estructura del metal, si no que los productos de ésta son capaces de estimular al sistema inmunológico de un paciente sano desencadenando reacciones de hipersensibilidad no deseadas. Si el odontólogo como científico, conoce a fondo el fenómeno corrosivo, lo identifica y a la vez lo controla, nuestros pacientes contarán con un personal altamente calificado que de manera sencilla sea capaz de conocer las posibles causas de reacciones adversas.

1. INTRODUCCIÓN.

Todos los metales sufren de corrosión en diferentes ambientes. La cavidad bucal representa un medio ideal para el ataque corrosivo a los metales, debido a los fenómenos microbiológicos que pueden acelerar este proceso. En la cavidad bucal, los aditamentos ortodónticos están sujetos a agresiones mecánicas y corrosión, produciendo así una degradación de las propiedades físicas de los metales, lo cual pudiera ser factor para presentar fallas durante el tratamiento ortodóntico.

A partir de los años setenta la utilización de alambres NiTi (55% níquel, 45% titanio) ha aumentado de manera considerable, sobre todo por sus propiedades de elasticidad y memoria. El estudio de las superficies de alambres y aditamentos de diferentes aleaciones utilizados en el tratamiento ortodóntico resulta de importancia clínica, no sólo por los aspectos mecánicos propios de los tratamientos, sino por la interacción de los materiales con el medio bucal y sus efectos en la biología local. Por todo esto, el presente trabajo de investigación esta enfocado a realizar una caracterización topográfica de la superficie de alambres NiTi de arcos nuevos y compararlos con arcos tratados *in Vitro*, de esta manera el ortodoncista tendrá a disposición información científica que pueda respaldar un mejor funcionamiento del material y/o formarse un criterio propio bien fundamentado para el momento de hacer la mejor selección del producto comercial que utilizaría en su práctica de ortodoncia.

Los alambres ortodónticos son formados dentro de varias configuraciones y aleaciones sometidos a múltiples procedimientos y el objetivo de estos es la aplicación de las fuerzas para la movilización dental, para la corrección de las maloclusiones se emplean varios tipos de alambres y de brackets, estos con diversos tipos de aleaciones de metales (acero inoxidable, níquel, níquel-titanio, β -titanio, etc.)

2. ANTECEDENTES.

2.1 CORROSION.

El termino de corrosión es definido como el proceso de interacción entre un metal solidó y su ambiente químico, que da como resultado la perdida de sustancia desde el material, cambios en las características estructurales o perdida de su integridad. 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, pH, tensión superficial y de su capacidad de buffer. 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 que 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 oxido metálicos en la superficie de los metales. (1)

El término corrosión viene del griego "Corrodis" que significa arañado, desmenuzado, vuelto polvo ó deshecho .En términos técnicos simplificados es la pérdida de cualidades o propiedades deseadas en un material, como producto de su deterioro, el cual puede ocurrir mediante una reacción química o electroquímica por la acción del medio ambiente. La evaluación de la corrosión de metales en medios acuosos ha sido motivo de estudio durante muchos años, con la finalidad de prevenir el deterioro de un material "per ce"; y a la vez poder seleccionar el material para su uso adecuado.

La corrosión se define como el efecto de reacciones químicas indeseables sobre la estructura y propiedades de metales y aleaciones. Su estudio implica la investigación del deterioro de los materiales por el medio en que se usa con la excepción de los denominados nobles, todo lo metales en contacto con la atmosfera se tornan inestables y con el tiempo suficiente se transforman en óxidos. Un hecho importante para tener en cuenta es la velocidad con que se produce esa transformación, de lo que se deduce que todos lo metales se pueden utilizar, siempre y cuando la velocidad de deterioro sea lo suficientemente baja. De manera que no sea importante el deterioro que estos sufren ya que como parte del fenómeno de

corrosión se observa el desprendimiento de partículas de diferente tipo (metales) de los aparatos colocados en boca de los pacientes los cuales pueden llegar a producir efectos negativos o reacciones de diferente tipo en el organismo del paciente.

2.2 CLASIFICACIÓN.

La corrosión puede clasificarse de acuerdo con el medio o con la forma en que se produce. Según el medio, puede ser química o electroquímica. La corrosión química se produce en un medio no iónico, el aire, mientras que la electroquímica se produce a través de un electrolito, soluciones salinas. Es muy importante conocer la corrosión electroquímica de los metales empleados en ortodoncia, ya que nos interesa conocer qué les va suceder cuando estén colocados en la boca, sumergidos en saliva (medio salino) y con un paciente que va a consumir alimentos y bebidas con una gran cantidad de minerales.

Clasificación:

- 1.- Corrosión uniforme: el ataque es homogéneo en toda la superficie y la penetración media es igual en todos los puntos.
- 2.- Corrosión en placas: se describe como un ataque general, que puede extenderse más en algunas zonas
 - b) Corrosión por picado: es una de las formas más peligrosas. Se localiza en puntos aislados de superficies pasivas y se propaga hacia el interior.
 - c) Corrosión en rendijas: es similar al anterior, se presenta en zonas con renovación restringida del medio corrosivo.
 - d) Corrosión intergranular: el proceso se propaga a los largos de los límites del grano, que es donde se encuentra el espacio intergranular de la estructura metálica.
 - e) Corrosión fisurante: se produce cuando el metal está sometido a la acción de un medio corrosivo y una tensión al mismo tiempo, en especial cuando son de tracción. Es probable que éste sea el proceso que más se puede identificar con el uso de alambres ortodónticos.

Entre los procesos de resistencia a la corrosión se encuentra la pasivación. Se describe como un fenómeno en el cual un metal muestra un comportamiento noble en condiciones en las que se esperaría un ataque muy severo, lo cual se atribuye a la presencia de una película delgada de óxido o eventualmente de algún otro compuesto sobre la superficie metálica

En los casos de las aleaciones que se emplean en la actualidad en ortodoncia las de uso más frecuente son: níquel-titanio, cromo-cobalto y acero inoxidable, parten del concepto de la pasivación en el medio bucal de alguno de sus componentes, esencialmente el cromo, el aluminio y el titanio. En el caso del níquel-titanio, esta formación de óxido superficial evitaría además las reacciones alérgicas y tóxicas del níquel.

Otro tipo de corrosión que se encuentra en ortodoncia es la corrosión influida por microorganismos, se sabe que microorganismos como *Bacteroides corrodens* reductor de sulfatos y *Streptococcus mutans* productor de ácidos atacan aleaciones dentales en la boca. Aunque las bacterias y los hongos bucales han sido reconocidos como factores que aceleran la corrosión de los aparatos. (2)

La corrosión es sinónimo de fatiga en la vida útil de los metales con el consecuente fracaso de los mismos. Algunas aleaciones y metales son resistentes a la corrosión debido a su calidad en sus propiedades, así como la manera de construcción de los mismos. En la actualidad son utilizados alambres nobles en la industria odontológica para que la degradación química sea lo mas estable posible y disminuir en lo posible el efecto de la corrosión en el ambiente oral. (3)

La aleación del acero inoxidable se torna susceptible a la corrosión intergranular haciéndolo muy débil, así mismo ocurre con la tensión de la soldadura de plata frente al acero inoxidable los cuales se ven afectados por el proceso de corrosión. En estudios clínicos realizados tomando como parámetro la degradación del ambiente intraoral y estudiando la resistencia de la corrosión del Nitinol, se ha demostrado que el NiTi posee buena resistencia de corrosión. (4,5)

- Tipos de corrosión de los alambres ortodónticos.

1. Corrosión uniforme.

Esta 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 similares o iguales en toda la superficie del metal; este

ataque uniforme no será detectable hasta después que mucha cantidad de metal este afectado o disuelto.

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 esta 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 observacionales 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. (6)

Liu en 2005, estudio las características mecánicas y el comportamiento de corrosión del nitrato aluminio titanio en las aleaciones dentales, específicamente se enfocaron en el níquel y cromo, donde probaron el comportamiento de corrosión en 0.9% de la solución NaCl y observaron un potencial alto y positivo de corrosión en los metales y una baja corrosión en las aleaciones de nitrato aluminio titanio y en adición a esto la corrosión de puntos fue reducida sustancialmente al emplear una capa de TiAlN . (7) Por otra parte, Souni y colaboradores en el 2002, encontraron que la aleación de Cr-Co (Elgiloy) muestran una alta resistencia a la corrosión comparada con la aleación del NiTi, un potencial bajo de repasivación y un aumento en la densidad. (8)

3. Corrosión Crevice.

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 (ejemplo: 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.

Cuando la actividad del medio aumenta con el tiempo la capa pasiva de la aleación se disuelve y acelera el proceso de corrosión local en este momento la corrosión del acero inoxidable en un medio salino es ya muy conocido y permite el despidio de productos de corrosión como son: Fe, Cr y Ni, los cuales son los componentes básicos del acero inoxidable que se acumulan y forman soluciones clorhídricas muy acidas en donde la corrosión ocurre. (9, 10)

4. Fretting y Erosión-Corrosión.

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. Fretting corrosión (tipo de erosión-corrosión) es responsable de la mayor presencia de los metales en los tejidos que tiene como causa la acción químico-mecánica dado en las áreas de corrosión ejemplo: áreas de contacto de los materiales "slot de los brackets y los arcos de alambres" (11)

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.

6. Corrosión Galvánica de las aleaciones.

Es la disolución de los metales provocados 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.

7. Corrosión de Stress de los Arcos Ortodóncicos.

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, resultante por la generación de tensión y el estrés compresivo desarrollado por la fuerza del alambre. Este diferencial electroquímico ocurre por el intercambio de los ánodos y los cátodos que interactúan. Los alambres de NiTi se dejan en boca por varios meses y estos sufren de varias modificaciones debido a la masticación, a pesar de tener buena resistencia a la corrosión estos alambres se pueden romper o simplemente pueden perder sus propiedades de elasticidad.

8. Corrosión microbiana en los aparatos ortodóncicos.

La microbiología está relacionada con la corrosión y se sabe que los microorganismos afectan la corrosión de los metales y las aleaciones en los ambientes húmedos. Bajo estas condiciones el efecto de las bacterias en el medio ambiente bucal y su relación con la corrosión de los materiales metálicos dentales se mantienen desconocidos. Matasa en 2001, fue el primero en mostrar evidencia del ataque microbiano en los adhesivos en el campo de la ortodoncia. El efecto de la actividad enzimática y la degradación de las resinas se han reportado anteriormente. Lo que ocurre en los brackets es muy similar en donde el ataque microbiano forma microfisuras en la base de los brackets comprometiendo así su adhesión y a la formación de caries. Una forma de minimizar o evitar estos efectos es mediante una buena higiene oral lo que balancearía el pH del paciente, reduciendo así la corrosión bacteriana. Mientras más bajo sea el pH, mejor será el ambiente para la corrosión de las bacterias. (12) Chang y colaboradores en el 2003, mostraron el comportamiento de la corrosión en los materiales metálicos dentales en presencia de *Streptococcus mutans*. (13) Por otra parte, en el 2005 Maruthamuthu y colaboradores estudiaron el comportamiento electroquímico de los microbios en los alambres ortodóncicos sometidos o no a saliva artificial. Según sus resultados hubo una reducción de bacterias pero un aumento de la corrosión, en donde hubo una gran presencia de manganeso, níquel y hierro. (14)

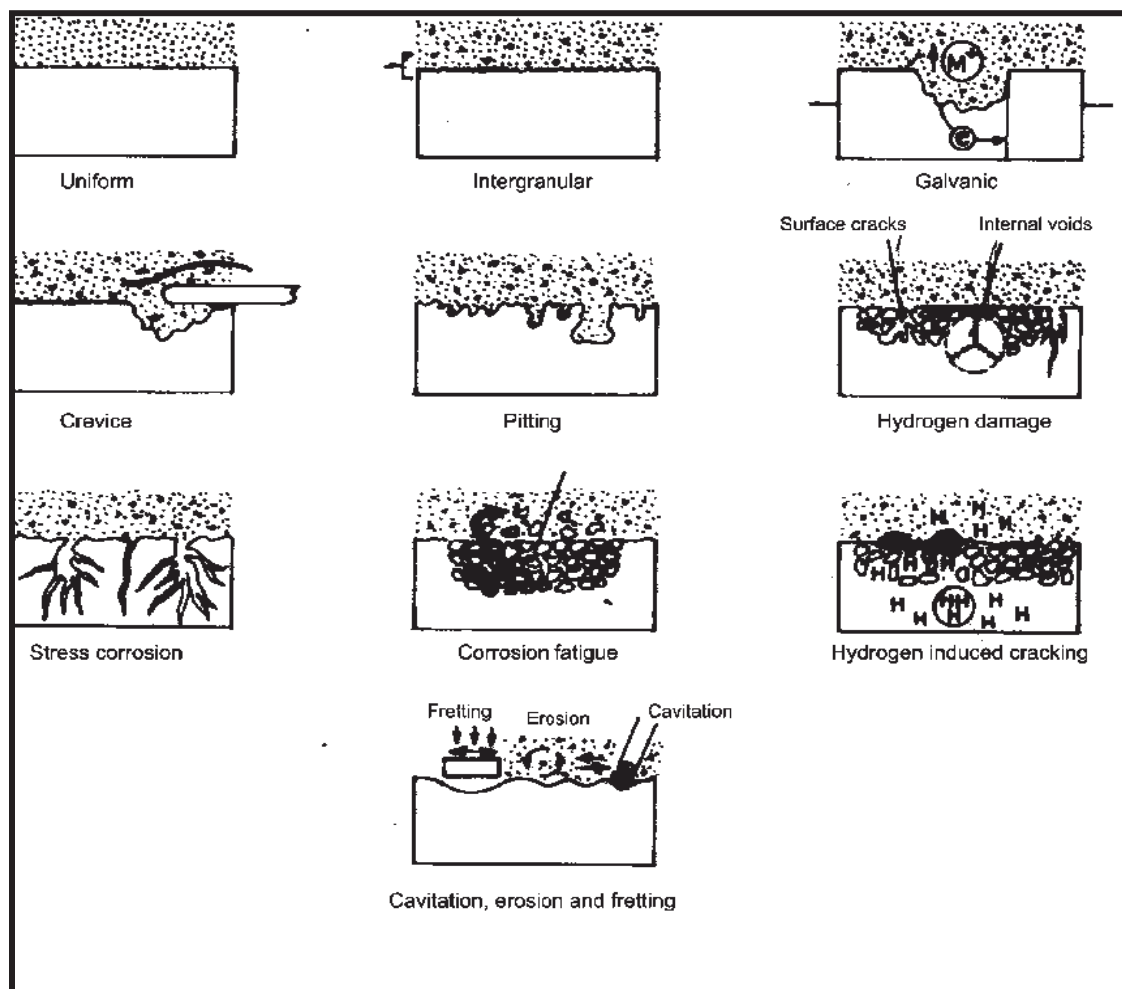


Fig.1 Tipos de corrosión (15)

2.3 Arcos Níquel-Titanio.

Las aleaciones de níquel-titanio fueron un descubrimiento accidental, se desarrollaron en el naval ordinance Laboratory, de allí la primera denominación de estas aleaciones nitinol, por lo tanto, era esencial la resistencia a las temperaturas elevadas, la resistencia a la corrosión y la baja densidad. Un metal que cumplía con estas características era el titanio: su punto de fusión es elevado (1.700 °C), tiene la capacidad de pasivarse, con lo cual la resistencia a la corrosión es alta y su densidad es reducida. La aleación más utilizada se compone de alrededor del 49.7% de titanio: por debajo de este valor, la aleación se torna inestable. En el caso de estas aleaciones de uso dental, el hidrogeno provendría de la cavidad bucal y la corrosión

galvánica produciría un aceleramiento del proceso de absorción, no se ha estudiado lo suficiente en aleaciones dentales, pero se ha descrito los siguientes hallazgos:

- En la zona de la fractura se ha encontrado una pequeña reducción del área.
- La superficie y las capas internas poseen diferentes patrones fractográficos.
- En algunas aleaciones se ha encontrado un alto grado de refinamiento del grano.

Si bien es prácticamente imposible conocer en detalle la composición y el tratamiento de cada una de las aleaciones comerciales, sobre todo debido a que los fabricantes conservan el secreto industrial, es sabido que otros elementos se agregan en la forma de aleantes para modificar en parte las propiedades de los alambres. (16) El nitinol fue desarrollado por William F. Buehler a principios de la década de 1960, la aleación original contenía 55% de níquel y 45% de titanio lo que le daba una relación equiométrica 1:1 de estos elementos. (17)

La superior resistencia a la corrosión de las aleaciones de titanio se debe a que pueden ser cubiertas por óxidos (TiO_2) los que forman una delgada y compleja película que protege al metal, del mismo modo en el que el Cr_2O_3 y el Al_2O_3 protege el acero inoxidable y el aluminio respectivamente. Aunque el óxido de titanio es blanco, todavía no se lo ha usado con éxito para recubrir aleaciones de Ti. (18)

Investigaciones actuales reconocen las implicaciones del potencial de liberación del ión níquel y enfocan su atención sobre el destino de los productos corrosivos de las aleaciones utilizadas en ortodoncia, (órganos, tejidos y fluidos biológicos tales como, suero, sangre y orina). La corrosión de las aleaciones ortodóncicas puede ocurrir en el medio oral. Por otra parte, se ha demostrado que defectos en los procesos de manufactura constituyen un factor de aceleración de dicho fenómeno. Ciertas condiciones del medio oral favorecen todos los mecanismos descritos anteriormente:

1. La saliva contiene una gran cantidad de ácidos resultantes de la degradación y descomposición de los alimentos.

2. Diversos factores ambientales pueden precipitar este proceso. Entre ellos se contempla la inhalación por la boca de ciertos gases urbanos.
3. La flora oral y sus bioproductos (alteran las condiciones del microambiente); la disminución del pH, contribuye para la iniciación del proceso de corrosión.
4. Ciertas especies pueden tomar y metabolizar metales de las aleaciones.

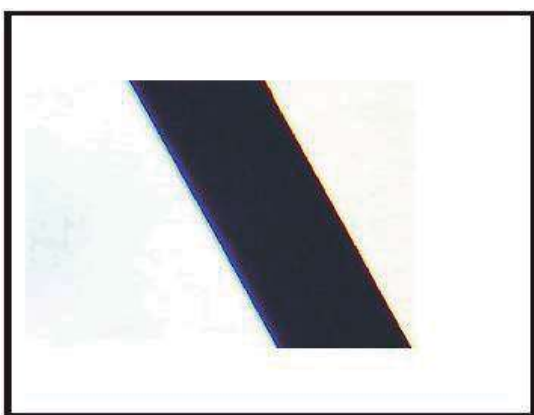


Figura 2. Arco sin uso
Días (figuras tomadas del artículo)

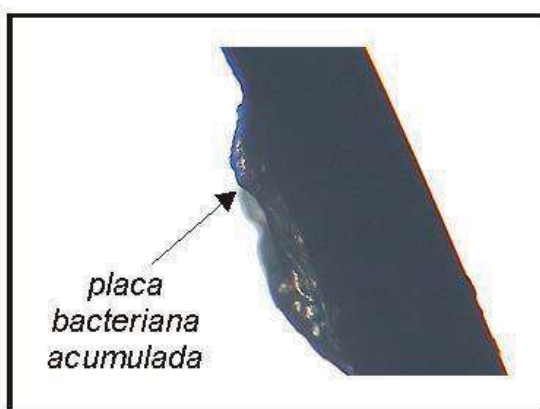


Figura 3. Arco retirado de boca después de 28 días.

El envejecimiento, consiste en la formación de compuestos o precipitados, debido a tratamientos térmicos prolongados, en la matriz de la aleación. Ello implica, la pérdida progresiva de sus propiedades de súper elasticidad y de memoria de forma.

Según el trabajo de Saburi. Las aleaciones de NiTi pueden ser susceptibles de sufrir envejecimiento cuando se les somete a tratamientos térmicos prolongados de esterilización a altas temperaturas, ya que ellas poseen un porcentaje atómico de Ni mayor al 50.7 %. La incorporación de Cobre (Cu) disminuye la composición química del Ni en el alambre de ortodoncia, con lo cual se evita el proceso de envejecimiento.

Composiciones químicas en porcentajes en peso de las aleaciones estudiadas (19)

Composiciones químicas en porcentajes en peso de las aleaciones estudiadas			
Aleación	% Ni	% Ti	% Cu
NiTi	52,0	48,0	-
NiTiCu	49,6	45,1	5,3

2.3.1 ALEACIONES DE Ni-Ti.

Tras un gran numero de experimentos, el nitinol fue comercializado a finales de los años 70s para su uso ortodóntico en una forma estabilizada, sin ninguna aplicación. De los efectos de transición de fase. (20) El pionero del descubrimiento de los alambres de Níquel-Titanio en ortodoncia fue Andreas quien publicó artículos con colegas partidarios de su uso en la década de los 70s del siglo pasado. La primera aleación ortodontica de níquel-titanio (nitinol) fue comercializada por Unitek corporation (ahora 3M unitek, Monrovia CA U.S.A). En los 90s los alambres de aleación de Ni-Ti (Neo Sentalloy) con memoria verdadera en la forma a la temperatura oral fue introducida por Gac Internacional. (21) En los últimos años, el uso de alambres de Ni-Ti térmicos han llevado a la ortodoncia clínica moderna a otro nivel. El alambre térmico esta formado por una aleación cuaternaria de níquel, titanio, cromo y cobre; esta combinación le da las ventajas de Ni-Ti, más las que adquiere por se activado con calor, por lo que tiene mas fuerza y menos deflexión. Esto lo logra mediante una transformación martensita termoelástica programada los alambres de Ni-Ti térmicos son muy versátiles, ya que ofrecen extrema elasticidad, pueden ser usados por largos periodos de tiempo sin necesidad de cambiar de arco y con solo aplicarle calor vuelve a su forma original. (22)

La aleación equiatómica NiTi es una aleación que posee propiedades de memoria de forma y superelasticidad, debido a la transformación martensítica termoelástica entre una fase austenítica y una fase martensítica. Estas propiedades hacen que sea un material capaz de recuperar una forma predeterminada después de haber sufrido una deformación macroscópica, y también pueda ser deformado elásticamente hasta un 8-10%. Junto con estas propiedades únicas, han sido demostrados un buen comportamiento a corrosión, una buena biocompatibilidad y una buena citotoxicidad que hacen del NiTi un excelente candidato.

Varios estudios en la bibliografía demuestran que los buenos resultados de corrosión y biocompatibilidad obtenidos son consecuencia de la formación de una capa superficial de óxido de titanio (TiO_2) que actúa como una barrera contra la difusión de los iones. Sin embargo, la eficiencia de esta capa de óxido de titanio depende del modo de oxidación, de la composición, de la estructura y de la rugosidad del material.

La corrosión es un mecanismo de degradación electroquímica que, además de dañar la superficie y las propiedades mecánicas del material, produce productos de degradación que son generalmente iones metálicos. La biocompatibilidad del material dependerá en gran medida de los efectos tóxicos que estos iones tienen al liberarse en los tejidos. La interacción será dañina cuando los productos de corrosión produzcan reacciones biológicas indeseables, tanto locales como sistémicas. Por todo ello, la biocompatibilidad de los metales es dependiente de su resistencia a la corrosión.

Dentro de las series galvánicas, la familia de las aleaciones base NiTi es ligeramente más noble que el acero inoxidable 316 y tiene un comportamiento a la corrosión similar. Su excelente resistencia a la corrosión es debida a una delgada capa de óxido de titanio que pasiva al material. Esta capa es muy estable y hace que las aleaciones NiTi sean muy resistentes a muchos tipos de ataque. Sin embargo, bajo condiciones muy agresivas, como las que se encuentran en soluciones de cloruros muy ácidas, esta capa puede romperse. Además, algunos trabajos han demostrado que el proceso de repasivación, es decir de formación de una nueva capa de óxido, en estos materiales era lento y difícil.

Dependiendo del lugar de implantación, un biomaterial puede estar expuesto a condiciones severas de corrosión (alto contenido iónico de los fluidos biológicos, temperatura de 37 °C y condiciones de pH variables) y como consecuencia puede liberar una gran cantidad de iones al medio. Por todo esto, es interesante desarrollar tratamientos de superficie que puedan mejorar sustancialmente la resistencia a la corrosión de las aleaciones NiTi. (23)

PASIVIDAD.

Algunos metales y aleaciones normalmente activos, en condiciones ambientales particulares, pierden la re actividad química y se convierten en extremadamente inertes. Este fenómeno, denominado pasividad, tiene lugar en el cromo, hierro, níquel, titanio y muchas de sus aleaciones. Este comportamiento pasivo resulta de la formación, en la superficie del metal, de una muy delgada película de óxido altamente adherida que actúa como barrera protectora contra una posterior corrosión. (24)

La pasividad consiste en la formación de una capa de oxido que aísla al metal del contacto con el medio agresivo y por tanto inhibe la corrosión.

2.4 BIOFILM.

En el 2002, Donlan efectuó una descripción ampliamente aceptada de un biofilm, estableciendo que es “una comunidad microbiana sésil, caracterizada por células que están adheridas irreversiblemente a un substrato o interfase, o unas con otras, encerradas en una matriz de sustancias poliméricas extracelulares que ellas han producido y exhiben un fenotipo alterado en relación con la tasa de crecimiento y trascripción génica. En las últimas dos décadas gran parte del trabajo realizado para la descripción de biofilms se ha basado en la microscopía electrónica de barrido. (25)

Etapas en el ciclo vital.

La biología de los biofilms se centra en su ciclo vital e interacciones con el medio ambiente. El ciclo vital es un proceso dinámico que puede ser dividido en 3 partes: adhesión, crecimiento y separación o desprendimiento.

Durante la primera fase, el substrato tiene que ser adecuado para la adsorción reversible y, finalmente, la adhesión irreversible de la bacteria a la superficie. Las bacterias, una vez percibida una superficie, proceden a formar una unión activa vía apéndices, como fimbrias, flagelos o Pili. Mediante microscopía electrónica se ha descrito que las bacterias adheridas se encuentran conectadas a la superficie por medio de finas fibrillas poliméricas extracelulares. Las fimbrias, probablemente luego de superar la barrera de repulsión electroestática inicial que existe entre el germen y el sustrato, contribuyen a la adhesión bacteriana. (25)

Un buen ejemplo en el hombre puede ser el film conocido como "película adquirida", que se desarrolla en superficies del esmalte dental. Este film consta de albúminas, lisozima, glicoproteínas, fosfoproteínas y lípidos. Las bacterias de la cavidad oral colonizan, al cabo de algunas horas, aquellas superficies condicionadas por esta película. Se ha encontrado que los gérmenes se adhieren más rápidamente a superficies hidrofóbicas, no polarizadas, como lo es el teflón y otros plásticos, en comparación con materiales hidrofílicos, como vidrio o metales. (26)

La placa que se forma en los dientes causa caries dental y enfermedad periodontal, este es un tipo de biofilm el cual se forma cuando las bacterias se adhieren a superficies de algún tipo de ambiente acuoso y empiezan a excretar una sustancia limosa y pegajosa que puede adherirse a todo tipo de materiales metal, plástico, partículas de tierra, materiales para implantes médicos y tejidos biológicos. Los biofilm pueden estar formadas por una sola especie de bacterias, pero generalmente consisten en muchas especies de bacterias, hongos, algas, protozoos, desechos y productos de la corrosión. En esencia, un biofilm puede formarse en cualquier superficie expuesta a bacterias y agua. La mejor estrategia es la prevención es una adecuada higiene oral no es suficiente para prevenir el desarrollo del biofilm, se puede utilizar dentífricos y enjuagues bucales con sustancias químicas terapéuticas. La clorhexidina, el triclosán y los aceites esenciales y minerales –sustancias que se ha comprobado que eliminan bacterias dañinas pueden reducir el grado de placa o gingivitis e impiden que los microorganismos causantes de enfermedades se establezcan en colonias. (27)

Egelberg y colaboradores en el 1965 determinaron los estadios en la formación de la placa dental. Estos autores definieron:

- Un primer estadio o fase I, en la que se formaría una biopelícula sobre la superficie limpia del diente. Esta biopelícula estaría compuesta fundamentalmente por glicoproteínas.
- Un segundo estadio o fase II. En esta fase se observa la adhesión de unos determinados tipos de bacterias a la biopelícula previamente formada.
- Fase III. Se produce multiplicación bacteriana.

- Fase IV. Debido a la multiplicación bacteriana de la fase anterior y a la aparición de nuevas condiciones, se produce la coagregación de nuevas especies bacterianas.

Definición de biofilm.

Un biofilm es la forma de crecimiento más frecuente de las bacterias y se definió en un principio como una comunidad de bacterias adheridas a una superficie sólida e inmersa en un medio líquido (Costerton 1987). Podemos encontrar bacterias que crecen en superficie de agar con estas características pero que, en cambio, no muestran las propiedades de resistencia típicas de los biofilm; del mismo modo, podemos encontrar «fragmentos» procedentes de un biofilm que no se encuentran unidos a una superficie, pero que mantienen todas las características propias de los biofilms

El biofilm está compuesto por bacterias, que representan un 15%- 20% del volumen, y una matriz o glicocálix, que representaría el 75% - 80%. Esta matriz está compuesta por una mezcla de exopolisacáridos, proteínas, sales minerales y material celular. Los exopolisacáridos representan el componente fundamental de la matriz y son producidos por las propias bacterias del biofilm. (28) La corrosión es un fenómeno de deterioro, todas las aleaciones son susceptibles a sufrir corrosión la cual puede ser producidas por sustancias como por ejemplo: CO₂, H₂S, NH₃, ácidos orgánicos e inorgánicos, metabolitos producidos por bacterias y que actúan como despolarizantes. La biopelícula bacteriana puede ser considerada como la acumulación indeseable de depósitos de naturaleza biológica en la superficie de los materiales, estos depósitos pueden contener micro o macroorganismos. La corrosión por bacterias, se define como el deterioro de un material en presencia de hongos o bacterias, en forma individual o combinada, generalmente este fenómeno se presenta en condiciones anaeróbicas (bacterias sulfato reductoras).

Otra definición de biofilm o biopelícula es una población de microorganismos incluidos en una matriz orgánica polimérica adherida a una superficie. La matriz polimérica es conocida como EPS (Extracellular Polymeric Substances) y está constituida básicamente por polisacáridos y glicoproteínas que las bacterias desarrollan para su adhesión. La acumulación de cargas electrostáticas así como las características de la superficie también influyen en la formación de los biofilms, siendo ésta más probable cuando la superficie presenta rugosidades.

La adsorción posterior de células microbianas y en consecuencia su actividad metabólica básicamente sucede en esa interfase aleación-solución. Las células que producen esta interfase, inician la colonización irregular de la superficie metálica, para establecer zonas localizadas heterogéneas, en donde existen áreas que actúan como ánodos o cátodos sobre la superficie de metal, lo cual permite la disolución de minerales que en consecuencia atraen a otros tipos de microorganismos.

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. Participan organismos aerobios o anaerobios, pueden crecer cambiando sus procesos metabólicos y concomitantes características químicas, la dinámica de la biopelícula, cambia en el tiempo y cada variedad de bacterias causa una corrosión cuando nuevas reacciones ocurren en ánodos y/o cátodos de una celda electroquímica.

Entre los factores que afectan la agresividad de las bacterias corrosivas están:

- Temperatura.
- Flujo de concentraciones de O₂.
- Tratamiento químico.
- pH.
- Alimentación.
- Drogas, etc.

Las primeras descripciones de corrosión involucrando microorganismos fueron hechas a principios del siglo XX; no obstante, fue en la década de los 80's que se reconoció a nivel mundial que la corrosión microbiológica genera serios problemas sobre las estructuras expuestas. La evaluación de la corrosión microbiológica se realiza principalmente en función de Bacterias Reductoras de Sulfato.

Los cambios de pH intervienen en los procesos corrosivos:

- En cavidad bucal la placa bacteriana (Biopelícula) es capaz de promover los procesos corrosivos sobre materiales.
- Los materiales metálicos son alterados por cambios de potencial producto de la interfaz generada entre la biopelícula y la estructura ocasionando deterioro del mismo.
- Cualquier material colocado en cavidad bucal podría ser susceptible no sólo a los cambios ya conocidos de temperatura y humedad si no también al ataque bacteriano ocasionado por la presencia de biopelículas.

La higiene oral en pacientes con ortodoncia debe ser siempre una medida establecida, por la presencia de bandas, brackets, ligaduras metálicas, arcos, y elásticos estimulan la acumulación de flora microbiana y residuos alimenticios, lo cual es causa de corrosión en las aleaciones. (29)



Fig.4 Estructura del biofilm

Tomas D. Brock menciona en su libro que la cavidad oral es una de las mas complejas y heterogéneas partes del cuerpo donde habitan los microorganismos, predominan los anaerobios (Estreptococos y Lacto bacilos) y aerobios en menor numero, que fueron aislados en la placa dentobacteriana. Tabla 1 (30, 31)

2.4.1 Flora bacteriana de la cavidad oral

Adhesión bacteriana

Colonizadores primarios	<i>Actinomyces naeslundii</i> ,	<i>Streptococcus salivarius</i> , <i>Streptococcus parasanguis</i> , <i>Streptococcus mitis</i> ,
Especies bacterianas para el movimiento	<i>Pseudomonas aeruginosa</i> , <i>Pseudomonas fluorescens</i> , <i>Escherichia coli</i> ,	
Especies que se aislan con mayor frecuencia	<i>Streptococcus viridans</i> , <i>Streptococcus mitis</i> y <i>Streptococcus salivarius</i> ..	
Entre los gram positivos	Del género micrococcus y varias especies de estreptococos anaerobios.	Además presentes <i>Staphylococcus aureus</i> , <i>Staphylococcus Albus</i> , <i>Espiroquetas de Vincent</i> y <i>Bacilos fusiformes</i>
Gram negativos	<i>Neisseria catarrhalis</i> , <i>Neisseria pharyngitidis</i> , <i>Neisseria flavescens</i>	Además especies bacterianas aerobias y anaerobias de los géneros <i>Corynebacterium</i> , <i>actinomyces</i> , <i>Lactobacillus</i> , <i>Rothia</i> , <i>Leptotrichia</i> , <i>Fusobacterium</i> , <i>Bacteriodes</i> , <i>Veillonella</i> y <i>Candida</i> .
Cocos gram positivos	<i>Streptococcus viridans</i> , <i>S. mutans</i> , <i>S. sanguis</i> , <i>S. salivarius</i> , <i>S. oralis</i> y <i>S. mitis</i> .	En menor medida: <i>Streptococcus pyogenes</i> , <i>Enterococcus</i> , <i>Staphylococcus</i> , <i>Micrococcus</i> y los anaerobios <i>Peptostreptococcus</i> y <i>Peptococcus</i> .
Cocos gram negativos	especies del género <i>Neisseria</i> y <i>Veillonella</i> . Tanto aerobios como anaerobios.	
Bacilos gram positivos	<i>Actinomyces</i> , <i>Lactobacillus</i> , <i>Bifidobacterium</i> , <i>C. matruchotii</i> , <i>Rothia Dentocariosa</i> y otros llamados <i>Difteroides</i> o	

	<i>Difteromorfos.</i>	
Bacilos gram negativos	<i>Prevotella, Porphyromonas, Fusobacterium, Capnocytophaga, Actinobacillus, Eikenella, Campylobacter y Haemophilus</i>	
Otros	Espiroquetas comensales, hongos como <i>Candida, Mycoplasma</i> y escasos	protozoos como <i>Trichomonas tenax</i> y <i>Entamoeba gingivalis</i> .

IMPORTANCIA DEL TiO₂ COMO ANTIADHERENTE DE BIOFILM EN ARCOS.

El proceso de corrosión es un fenómeno esencial que determina la biocompatibilidad de las aleaciones dentales. 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 principalmente consiste de TiO₂ con una abertura aniónica. El aumento de espesor de la capa conduce a la formación de ambas capas una cristalina y otra porosa. La última capa contiene óxidos hidratados con un 30% de contenido de agua. El titanio es difícil de fundir ya que se funde (1671°C) y tiene tendencia a la contaminación debido al aumento de reactividad. Las aleaciones de titanio tienen una estructura bifásica (alfa+beta) (32). Se ha informado que el TiO₂ es la sustancia orgánica más útil en cuanto a sus propiedades químicamente estables y ausencia de efectos dañinos en humanos, se encuentran TiO₂ de rutina en las estructuras cristalinas. La aplicación de TiO₂ es basado en sus propiedades como un agente antibacterial y foto catalizador se presenta como una herramienta para la prevención de contaminación bacteriana y desinfección.

Los alambres ortodónticos usados en tratamientos dentales proporcionan un buen hábitat para los microorganismos orales suficiente para causar caries dentales o incluso las enfermedades periodontales. Los resultados más exitosos pueden ser logrados reduciendo las oportunidades de los microorganismos orales a adherirse a las superficies de dientes y alambres ortodónticos. Por consiguiente, la modificación de la superficie de alambres ortodónticos con TiO₂ foto catalítico puede proporcionar resultados más eficaces en el

tratamiento ortodóntico. Se ha observado que en algunos alambres ortodónticos de acero inoxidable han sido recubiertos con un Sol-Gel a base de TiO_2 observando que los efectos antiadherentes y antibacteriales son moderados contra *S. Mutans* o *P.Gingivalis*.(33)

2.5 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS.

Los alambres ortodónticos cubiertos con el TiO₂ mostraron un efecto antiadherente contra *S.mutans* comparado con los alambres sin recubrimiento. Los alambres ortodónticos cubiertos con TiO₂ limitó la masa bacteriana y permaneció inalterada, considerando que el de los alambres sin recubrimiento aumentó 4.97%. Además, los alambres ortodónticos cubiertos con TiO₂ tenían un efecto bactericida respectivamente en el mutans de *S.* y *P.gingivalis* que causan caries dentales y periodontitis. El mecanismo antiadherente y antibacterial del TiO₂ al ser examinando por microscopía electrónica fue revelado el rompimiento de la pared celular de esas bacterias. La modificación de la superficie de alambres ortodónticos con el TiO₂ puede usarse para prevenir el desarrollo de placa dental durante el tratamiento ortodóntico.

Las muestras de NiTi son muy proclives a la formación de una capa muy quebradiza, sin embargo, el óxido de titanio tiene la característica de ser un material protector en este tipo de aleación, como hace referencia Getner y colaboradores (2003) en su investigación, pero a su vez constituye una capa protectora contra la corrosión del material "pasivación". Por ello es importante llegar a comprender la densidad de los poros y su tamaño presentes en algunas muestras. Es importante recordar que las imperfecciones superficiales son característicos en el proceso de formación de los compuestos de NiTi o basados en este, como lo ha demostrado el Dr. Claude Mataza en el 2001. Estos defectos superficiales causan discontinuidades en la superficie de la capa de Óxido de Titanio las discontinuidades de estrés dan lugar a la ruptura de la película protectora de óxido de titanio y en consecuencia pueden promover la formación de corrosión del material, esta corrosión conlleva al deterioro del material. Una detallada caracterización de tales estructuras podrían llevarnos a importantes conclusiones sobre la vida útil del material así como su biocompatibilidad, tal como lo ha demostrado en estudios anteriores. (34)

La conducta corrosiva del Ti puro y aleaciones de Ti para usos odontológico ha sido poco estudiada, basándose en las características del metal, pero las evaluaciones del mismo no

han sido descartadas por completo; mas aún en medios bucales. Por lo tanto, las evaluaciones en soluciones que contienen fluoruros son muy importantes. Estas aleaciones fueron fácilmente corroídas inclusive en presencia de bajas concentraciones de fluoruros. El Titanio puro, Ti-6Al-4V y Ti-6Al-7Nb son aleaciones de uso dental por su biocompatibilidad, son usadas como bases de dentaduras, coronas y puentes, así como también en implantes, arcos y brackets en ortodoncia. Por otra parte, en un reporte reciente pública que la resistencia a la corrosión del Titanio se perdió en soluciones que contenían fluoruros. Las aleaciones de Titanio y Titanio puro no deben ser expuestas a soluciones de fluoruro de sodio (NaF) que excedan concentraciones del 0,5%, ya que concentraciones mayores de 30 ppm destruyen la capa de pasivación del Titanio dejándolo expuesto al medio bucal. (35)

Lausama y colaboradores evaluaron la corrosión del material en soluciones de cloruro de sodio (NaCl) al 0,9% y ácido láctico al 1%. La presencia de la capa de óxido de Titanio y una ligera capa de hidróxido de Níquel contribuyó a aumentar la resistencia a la corrosión en estos medios. En las soluciones de NaCl hubo buena respuesta pero en las soluciones de ácido láctico la respuesta fue menor. Ha sido demostrado que la resistencia a la corrosión de las aleaciones de Ni-Ti en medios fisiológicamente salinos es mucho mas alta que las aleaciones de Co-Cr. (36)

Alambres de ortodoncia de níquel han sido implicados en las reacciones alérgicas. El potencial de los alambres de ortodoncia a causar reacciones alérgicas tiene relación con el patrón y el modo de corrosión, con la consiguiente liberación de iones metálicos, en la cavidad oral. El objetivo de este estudio fue determinar si existe una diferencia significativa en el potencial corrosivo de acero inoxidable, níquel, titanio, el nitrato de titanio con revestimiento de níquel, níquel recubierto epoxi-titanio, titanio y alambres de ortodoncia. Al menos dos ejemplares de cada alambre sometieron a potencial anódico en disolución al 0,9% de NaCl solución con pH neutro a temperatura ambiente. Se ponen de manifiesto que algunos de níquel titanio y alambres de acero inoxidable fueron sensibles a las picaduras y la corrosión localizada. Los resultados indican que la corrosión se produjo fácilmente en acero inoxidable. En los alambres de aleación de níquel titanio presento variabilidad a través de diferentes proveedores de alambres. El recubrimiento de nitrato no afecta a la corrosión de la aleación,

pero disminuyó la corrosión, el revestimiento epoxi. Los alambres de titanio con revestimiento epoxi y níquel titanio fueron expuestos a menor potencial corrosivo. Para los pacientes alérgicos al níquel, el uso de las aleaciones de titanio con revestimiento epoxi es recomendado durante el tratamiento ortodóntico. (37)

El objetivo de este estudio fue investigar la calidad de la rugosidad superficial y la cantidad de corrosión de cuatro aleaciones de alambre acero inoxidable, níquel- titanio, cromo- cobalto, y beta-titanio. Lotes de alambre fueron divididos en dos grupos. Alambres en un grupo industrial fueron pulidos para proporcionar un acabado superficial uniforme; en el otro grupo de alambres se dejaron sin pulir para la comparación. Se analizó el diámetro, dureza, y corrosión dentro de los grupos antes y después del pulido. También se hicieron comparaciones entre los cuatro grupos de aleaciones. Las muestras de los alambres mostraron variaciones en el acabado de superficie, beta titanio tiene el aspecto más duro y el más suave es cromo cobalto. El níquel titanio y acero inoxidable su superficie fue similar. El Pulido proporciona un acabado más uniforme, pero reduce significativamente el diámetro de los alambres. La Micro dureza de superficie de cada aleación indica que no es importante el trabajo de endurecimiento producido como resultado de pulido. El pulido redujo significativamente la velocidad de corrosión de níquel titanio, de manera que la comparación de pulido entre los cuatro aleaciones no reveló diferencias significativas en su relativa velocidad de corrosión / densidad de corriente de corrosión. (38).

El comportamiento de los alambres de ortodoncia muestra resistencia a la corrosión en varias soluciones, como la solución de Ringer, saliva artificial y solución de cloruro de sodio. En estas soluciones, la resistencia a la corrosión de titanio (Ti) es mayor que el de aleaciones de acero inoxidable o aleaciones de cromo cobalto. Las aleaciones de acero inoxidable son fácilmente corroídas en soluciones que contienen cloruros y las aleaciones que contienen Ti se corroen fácilmente en los medios de fluoruro acidificado. La solución de fluoruro llevará a la degradación de las propiedades mecánicas del alambre de NiTi por fragilización por hidrógeno. Una razón de esto es que la capa protectora de óxido conduce a una disminución en la resistencia a la corrosión. (39)

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Varias aleaciones de metales son utilizadas en ortodoncia (alambres y brackets; acero inoxidable, cromo-cobalto, aleaciones de níquel, níquel titanio, beta titanio etc.), para la corrección de la maloclusiones. Estos metales pasan por un proceso de reacciones químicas o electroquímicas que al combinarse con el ambiente bucal pudiera resultar en reacciones químicas en la cavidad bucal, como son corrosión u oxidación los cuales pudieran ser nocivos para la salud.

Todos los metales sufren de corrosión en diferentes ambientes. La cavidad bucal representa un medio ideal para el ataque corrosivo a los metales, debido a los fenómenos microbiológicos que pueden acelerar este proceso y afectar directamente las propiedades de dicha aleación, perjudicando así la respuesta clínica del tratamiento ortodóntico.

La corrosión es sinónimo de fatiga en la vida útil de los metales con el consecuente fracaso de los mismos, Algunas aleaciones son resistentes a la corrosión debido a la calidad y fabricación de sus propiedades. Varios ácidos se forman durante el ataque microbiano y la aparatología ortodóntica en la cavidad oral, el Biofilm de la superficie dental conjuntamente con el resto de la comida, los productos metabólicos y la presencia de placa bacteriana producen la reducción en el pH salival, induciendo así la corrosión de los metales.

La corrosión de los materiales dentales siempre estará presente, uno de los requisitos básicos de las aleaciones que se utilicen para la cavidad bucal es que estas no sufran de corrosión. Por esto, en la actualidad existen innovaciones en las aleaciones de los arcos que se utilizan en ortodoncia así como en la composición de los brackets ya que de alguna manera entendemos el binomio Arco-Bracket como elemento fundamental para la respuesta mecánica en el tratamiento de ortodoncia encontrando en la actualidad brackets de Titanio y aleaciones de arcos tales como Cr Co, TMA, Beta titanio entre otras, que aumentan las condiciones mecánicas en base a sus propiedades elásticas mejoradas, sin embargo, el comportamiento que estos tienen en un medio hostil para los metales como es la cavidad bucal aun es sujeto de estudio buscando encontrar la aleación mecánicamente idónea y biológicamente segura. La corrosión puede causar una catastrófica desintegración y rugosidades de los metales y en

ortodoncia restringe el movimiento dental. Debido al incremento de la fricción derivada de las irregularidades que se provocan a través de la corrosión en la superficie de los arcos.

Pregunta de investigación:

¿Cual de las 5 marcas comerciales de arcos NiTi .019x.025 presentará menor corrosión bacteriana en un periodo de 1 mes y que beneficio aporta el TiO_2 como antiadherente en el recubrimiento de estos arcos?

4. JUSTIFICACIÓN.

Los mejores materiales son aquellos que ofrecen una resistencia ideal frente a las condiciones extremas de la cavidad bucal, lo cual quiere decir que las aleaciones metálicas en ortodoncia deben poseer una excelente resistencia frente a la corrosión lo que va de la mano con la biocompatibilidad así como con la durabilidad.

Los aditamentos ortodóncicos están sujetos a agresiones mecánicas y corrosión, que interactúan y producen una degradación de las propiedades físicas y aumentan la posibilidad de fallas durante el tratamiento, lo cual es de gran interés cuando se considera la durabilidad de los aditamentos en las fases activas de tratamiento.

En la utilización de arcos NiTi se presenta un deterioro de la superficie del material conforme el tiempo de permanencia en boca aumenta, esto depende del modo de oxidación, de la composición, de la estructura y de la rugosidad del material y con ello se pretende tener una mejor selección del material y así evitar el fracaso en la mecánica del movimiento ortodóntico. Pues al existir cambios en la superficie de los arcos y estar en contacto directo con la ranura de los brackets esto incide directamente en la calidad del movimiento dentario como consecuencia del incremento de fricción.

Otra forma en la cual se presenta la corrosión en los arcos de ortodoncia es el ataque microbiano que forma microfracturas comprometiendo así el material, Por lo cual, es importante el desarrollo de elementos o métodos que nos proporcionen algún tipo de protección de la estructura de los arcos y brackets en la terapia ortodóncica.

En la ortodoncia actual son utilizados alambres nobles para que la degradación química sea lo mas estable posible y disminuir en lo posible el efecto de la corrosión en el ambiente oral. No existen reportes metalúrgicos de ciertas marcas comerciales empleadas en el presente estudio que nos sirvan para valorar y conocer las propiedades de la aleación (NiTi) y así determinar las ventajas o beneficios que ofrecen las diferentes casas comerciales mencionadas, por cuestiones en la manufactura y marca registrada .

5. OBJETIVO.

5.1 OBJETIVO GENERAL.

Evaluar ensayos de corrosión bacteriana *in Vitro* en arcos NiTi 0.19 x 0.25 en 5 diferentes marcas comerciales: Adenta, Ah-kim pech, Borgatta, Lancer, Ortho Technology.

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

1.- Valorar la corrosión que produce la cepa de *Alcaligenes faecalis* (Streptobacilo Gram -) en 5 arcos NiTi 0.19 x 0.25.

2.- Valorar la eficacia del óxido de titanio como antiadherente y antibacteriano en los 5 tipos de arcos NiTi 0.19 x 0.25.

3.- Determinar mediante microscopia electrónica de barrido el nivel de corrosión inducido por *Alcaligenes faecalis* en arcos NiTi 0.19 x 0.25 de forma directa y los arcos que fueron impregnados con TiO₂.

6. MATERIAL Y MÉTODOS.

6.1 DISEÑO DEL ESTUDIO.

Se realizó un trabajo de investigación básica experimental, se analizó la corrosión que induce *Alcaligenes Faecalis* en arcos NiTi 0.19 x 0.25, la cual se valoró en el departamento de corrosión de la facultad de Biología de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo.

Observacional:

Se utilizó el microscopio electrónico de Barrido para detectar la presencia de corrosión en los arcos de níquel – titanio.

Se utilizó la cepa bacteriana: *Alcaligenes Faecalis* (Estreptobacilos, Gram -)

Comparativo:

En el estudio se eligieron 5 marcas comerciales de arcos Ni-Ti

Transversal:

Se realizó la lectura de corrosión inducida por la bacteria en los diferentes arcos Ni-Ti.

6.2 CRITERIOS DE ELIGIBILIDAD DEL ESTUDIO.

➤ Criterios de inclusión

Arcos Ni-Ti .019x.025"

Arcos de 5 marcas comerciales (Adenta, Ah-kim pech, Borgatta, Lancer, Ortho Technology)

Arcos Ni-Ti nuevos

Arcos Ni-Ti estériles

Arcos Ni-Ti colocados en cepa bacteriana: *Alcaligenes faecalis*

➤ **Criterios de No inclusión**

Arcos que no sean Ni-Ti .019x.025"

Arcos que no sean de las 5 marcas comerciales mencionadas

Arcos Ni-Ti utilizados en tratamiento ortodóntico

Arcos Ni-Ti no estériles

Arcos no colocados en la cepa bacteriana mencionada

6.3 METODOLOGÍA.

1.- Se obtuvieron fragmentos de 1cm de cada uno de los 5 arcos Ni-Ti .019 x .025 " (Adenta, Ah-kim pech, Borgata, Lancer, Orthotechnology) y se observaron al Microscopio Electrónico de Barrido en su forma original. Otra serie de estos fragmentos se impregnaron con óxido de titanio y también se observaron al MEB.



2.- Se colocaron 5 fragmentos de 1cm de cada uno de los arcos mencionados en tubos de ensaye que contenía 20mL caldo 20 E (arco testigo, arco con óxido de titanio y sin óxido de titanio).



Fig.6



Fig.7

3.-Se introdujo la rejilla con los tubos de ensayo preparados a esterilizar en autoclave (tiempo 15 minutos temperatura 120 °C/ 15 lb).



Fig.8



Fig.9

4.-Se realizó la estría cruzada, con asa calibrada 10 µL se coloca el cultivo bacteriano (*Alcaligenes Faecalis*) en el caldo 20E y se dejó incubar durante 1 mes a 37 °C (arco testigo, arco con óxido de titanio y sin óxido de titanio).

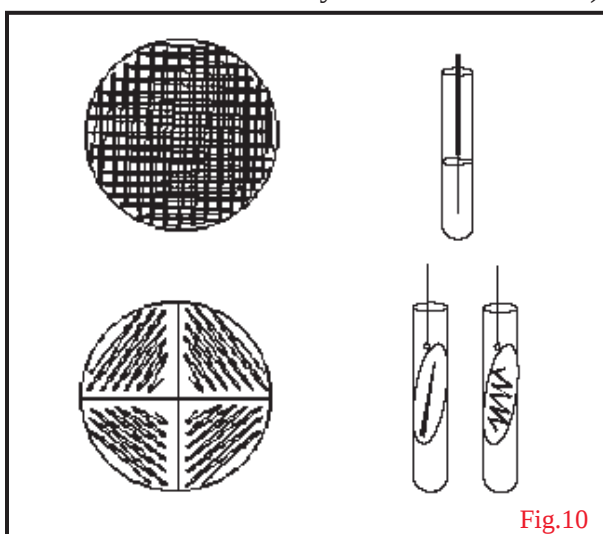


Fig.10

http://depa.pquim.unam.mx/amyd/archivero/P5.CultivoMicroorganismos_8215.pdf

Procedimiento:

Para la cuantificación de bacterias en UFC/ml (unidades formadoras de colonias por mililitro). Se realizó una alícuota de 1 mL de concentrado. Se sembró por duplicado en placa de petri # 6 (150 mm) con un volumen de 75 mL del medio de cultivo EC (un grosor de 6 mm) con asa calibrada de 10 µL y se tomo la media de ambas como el numero de UFC /mL. La siembra se efectúa con una descarga con el asa calibrada en la parte media de la caja y posteriormente se realiza la estría cruzada y se incuba a 37 °C.

Para la cuantificación de todas las colonias UFC/ml se realizo por medio de lupa de 10 X con una lámpara de luz; marcando la colonia con un plumón color negro.

Como se utilizó una asa calibrada de 10 microlitros de una disolución 1:10 y si tenemos que 1 ml equivale a 1000 microlitros tenemos:

Numero UFC/ml = UFC contadas en 10 µL entre volumen de concentrado 10 ml x 100 (equivalencia de microlitros X mL).

UFC/mL = UFC ÷ 10 x 100

Para la identificación de las bacterias se basa en fenotipos coloniales (tamaño y forma de la colonia, aspecto, color, capacidad para fermentar lactosa) en resiembra múltiple para su aislamiento. Se utilizó como método estándar pruebas bioquímicas primarias (agar triple azúcar (TSI), agar lisina hierro(LIA), agar citrato de Simmons, agar movilidad indol ornitina (MIO), caldo de urea y el panel estandarizado API 20 E.

Medios de cultivo

Caldo 20 E

Compuesto	g/L
KH ₂ PO ₄	0.068
K ₂ PO ₄	0.087
MgSO ₄ 7H ₂ O	0.370
CaCl ₂ ·2 H ₂ O	0.0735

KNO ₃	0.506
FeSO ₄ :7H ₂ O	0.00695
EDTA Na ₂	0.0093
MANITOL	1.820
EXT.DE LEVADURA	2.0
GLICEROL	3-6

Obtención del Inoculo

Se recolectaron las bacterias a partir de los arcos de acero inoxidable y de níquel titanio , inoculado en los medios de cultivo del 1 al 10 , se mantuvieron en incubación durante 3 días a 28 -30 ° C bajo condiciones estacionarias y en agitación a 250 rpm, posteriormente se llevo a cabo la separación de bacterias por centrifugación en una centrifuga SOLBAT C -3000 A 5000 rpm durante 5 minutos y sobrenadante de cada muestra fue separado mediante filtración Millipore (0.22μ).

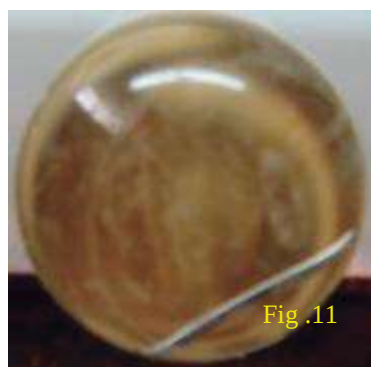
Identificación de Bacterias que producen corrosión en alambres ortodónticos.

Se obtuvo una gran variedad a nivel colonial que sin embargo al ser inoculados por separado únicamente un tipo de colonia fue capaz de crecer en presencia de los trozos de alambre ortodóntico y esta fue la bacteria que se procedió a identificar por medio de biología molecular lo cual nos dio como resultado que la bacteria aislada de los arcos dentales es *Alcaligenes Faecalis*, una bacteria Gram.(-), que mide .05-1.0 μ x .05-2.6 μ. Su crecimiento se da alrededor de 37 ° C, se considera no patógena, se encontró por primera vez en heces, el suelo, agua y en los entornos en asociación con los seres humanos.

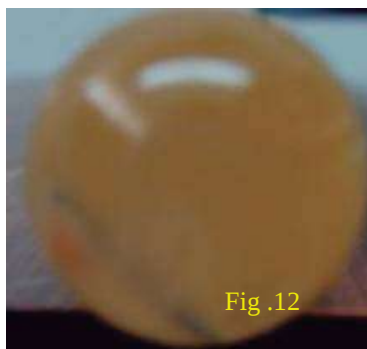
6. Se retiraron los 5 fragmentos de los arcos del cultivo bacteriano con una pinza de curación y se colocan en papel secante unos segundos. Posteriormente se procedió a colocar el fragmento de arco de 1 cm en cajas de petri (arco testigo, arco sin oxido de titanio y arco con oxido de titanio) para ser transportado al Microscopio Electrónico de Barrido.

Arcos Iniciales

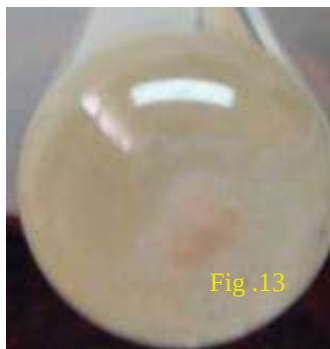
Adenta : testigo: fragmento de 1cm de arco colocado en tubo de ensaye en el caldo 20E



Adenta :Cultivo bacteriano (*Alcaligenes Faecalis*)s en el tubo de ensaye en el caldo 20E después de 1mes



Adenta : fragmento de 1cm de arco con TiO_2 colocado en tubo de ensaye en el caldo 20E y Cultivo bacteriano (*Alcaligenes Faecalis*)en el tubo de ensaye después de 1mes .



Posteriormente se retiro el fragmento de arco se coloco en papel secante y se observo al microscopio electrónico de barrido .

Borgata

Testigo



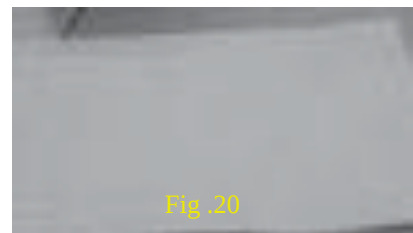
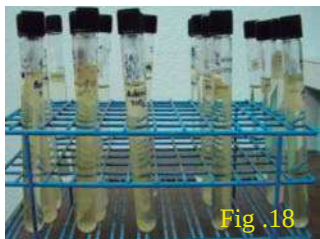
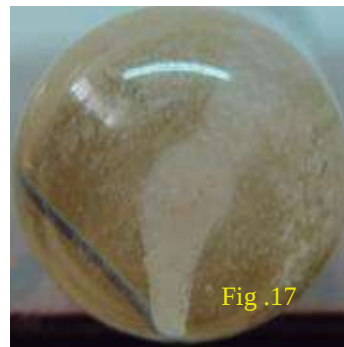
Bacterias

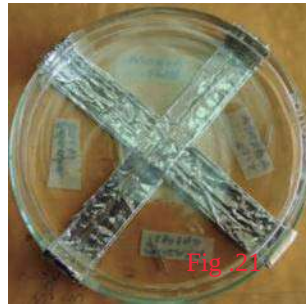


Bacterias



TiO₂





7. Preparación las muestras (metalización: se le coloca un baño de pintura de Cu a las muestras como capa protectora aislante) para ser observadas al microscopio electrónico de barrido.



8. Se realizó un mapeo en el Microscopio Electrónico de Barrido de las muestras obtenidas. (Para llevar a cabo este procedimiento es necesario limpiar la superficie del metal de las muestras uno a uno con una gasa estéril y agua destilada y colocarlas en la base para ser observadas en el Microscopio Electrónico de Barrido).



9.-Se obtuvieron Microfotografías de las 5 marcas comerciales de arcos NiTi, Espectro, cuantificación y mapeo de los arcos Ni-Ti.



De cada una de las técnicas de colecta se realizaron preparaciones para observar por microscopia electrónica de barrido marca (JSM-6400 Jeol Scanning Microscope).

7. RESULTADOS.

7.1 Fotos al inicio del estudio – características originales del fabricante.

BORGATTA

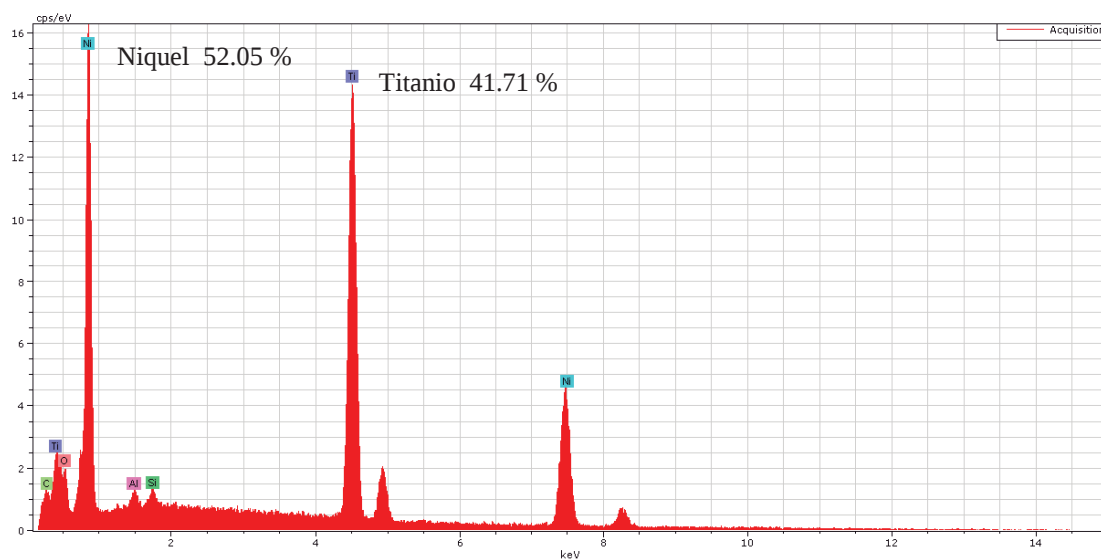
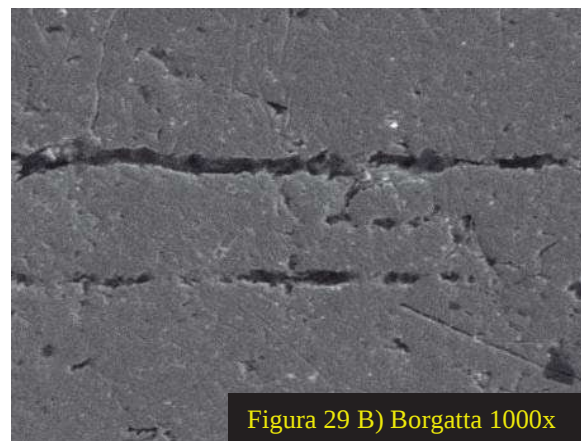
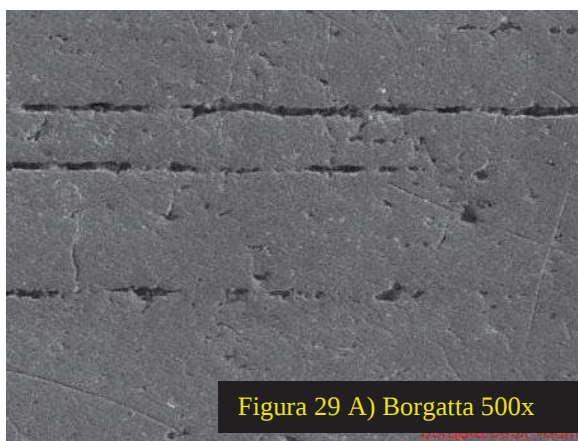


Figura 29. C) En los siguientes espectros se indica el porcentaje y composición de los arcos Borgatta.

AH-KIM PECH

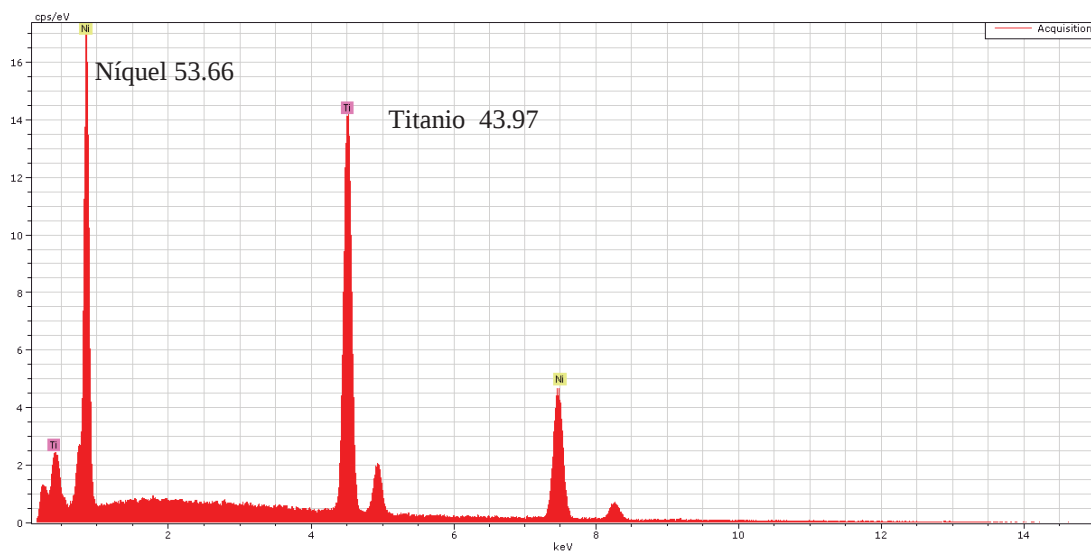
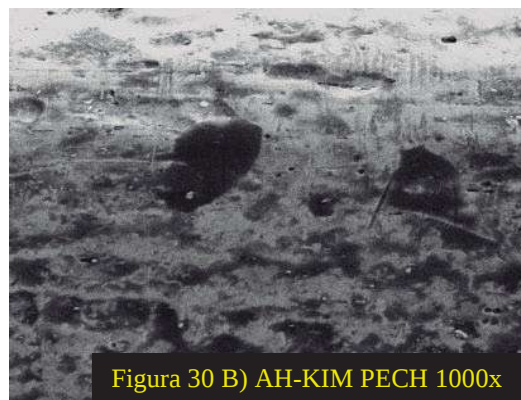
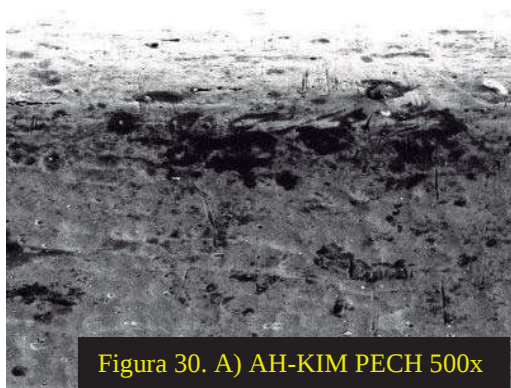


Figura 31.A) En los siguientes espectros se indica el porcentaje y composición de los arcos Ah-kim pech

LANCER

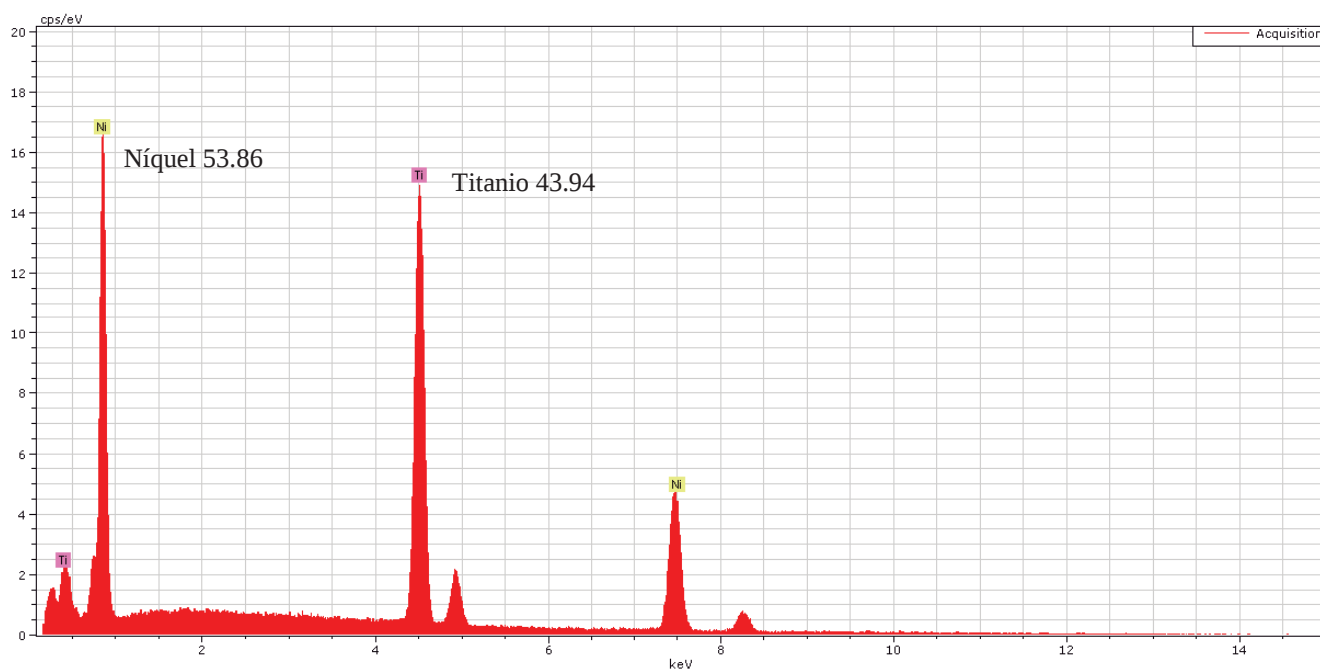
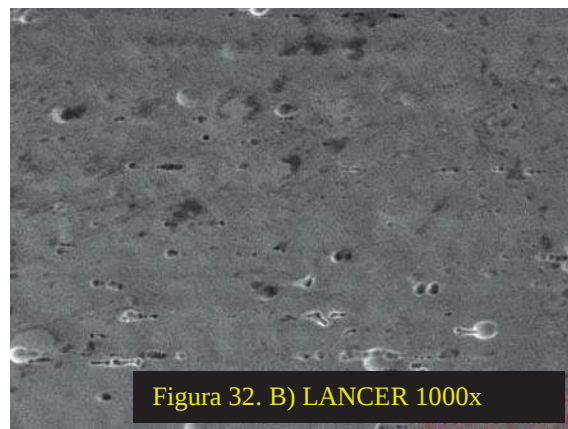
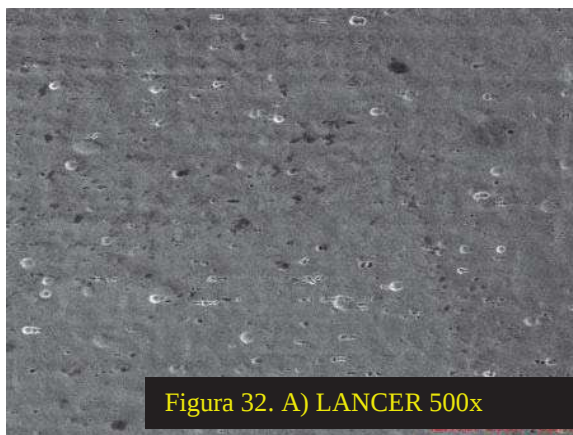


Figura 32.C) En los siguientes espectros se indica el porcentaje y composición de los arcos Lancer

Adenta

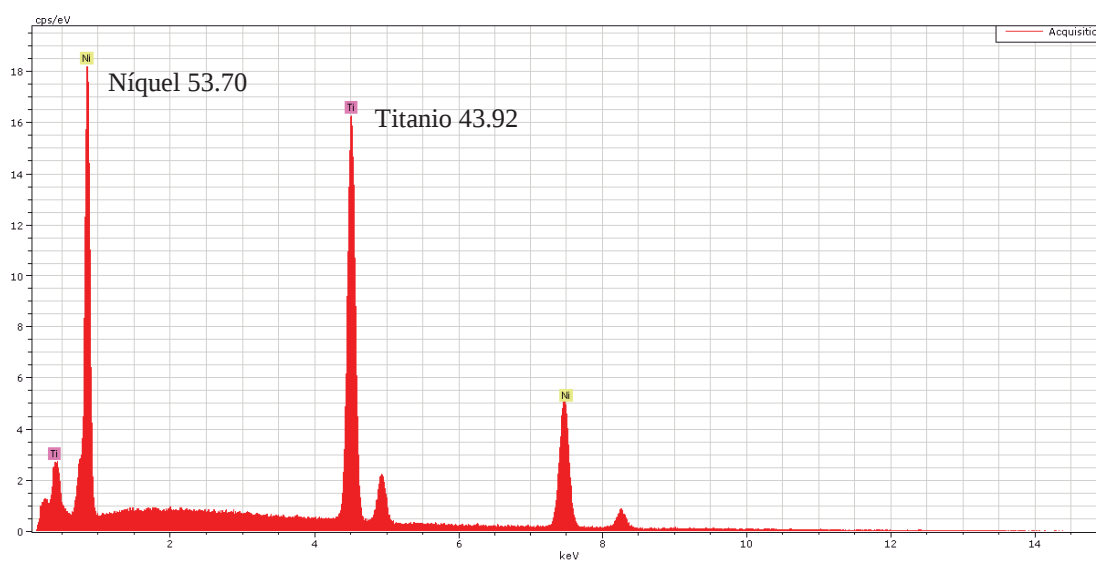
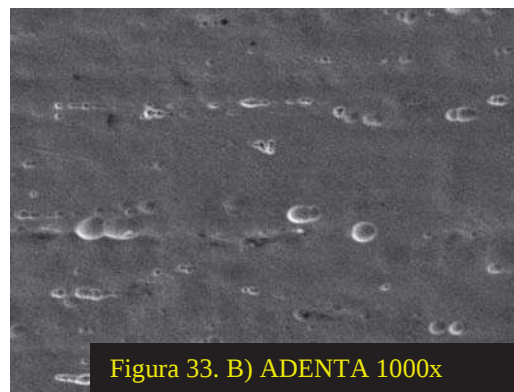
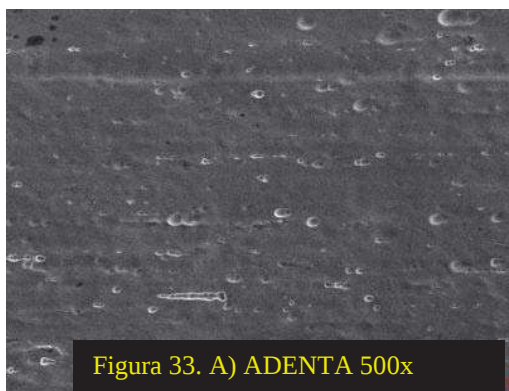


Figura 33.C) En los siguientes espectros se indica el porcentaje y composición de los arcos Adenta

ORTHO

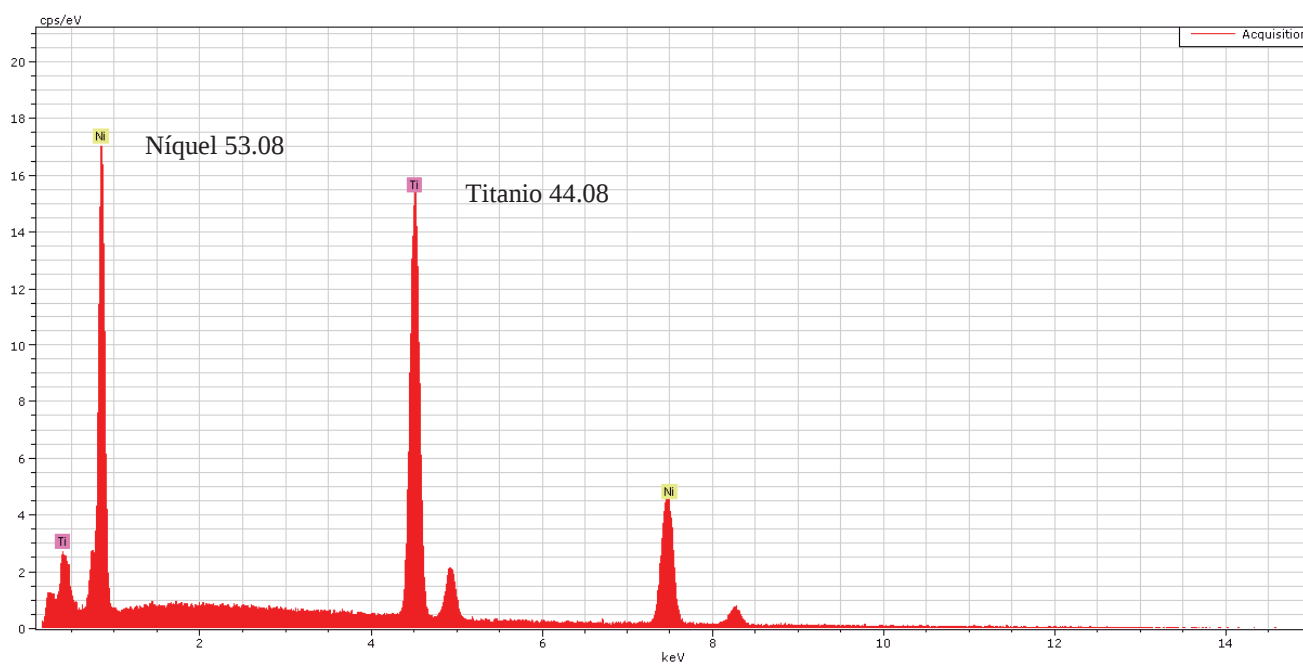
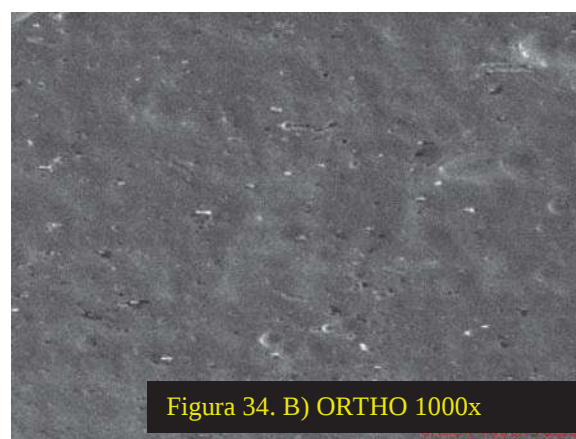
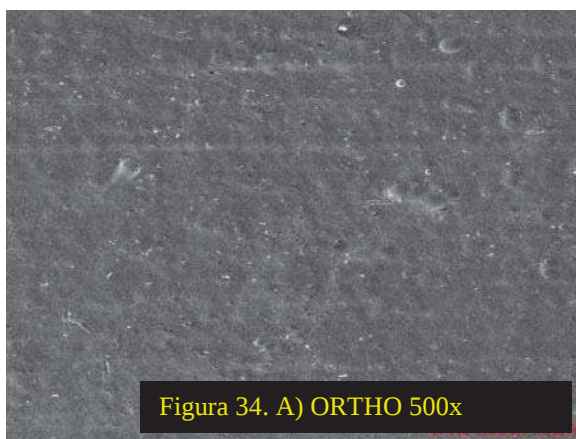
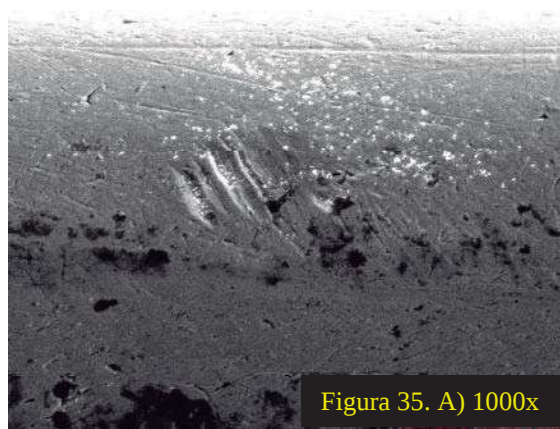
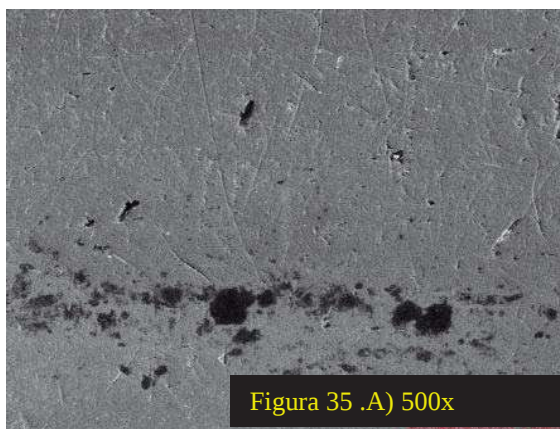


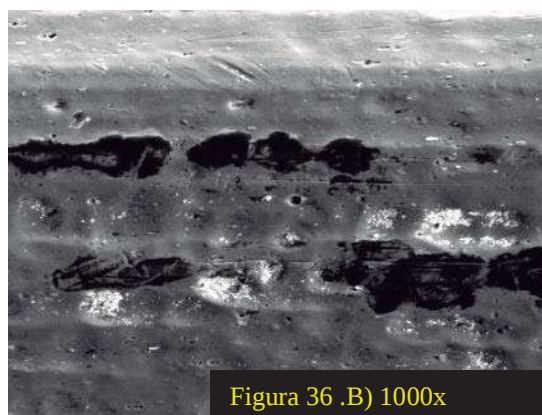
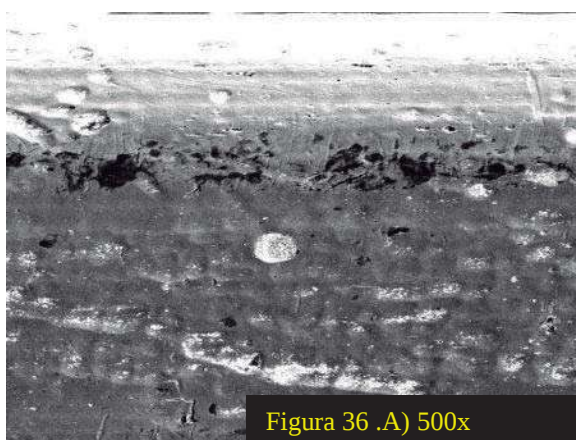
Figura 34.C) En los siguientes espectros se indica el porcentaje y composición de los arcos Ortho

7.2 Resultados obtenidos cuando los arcos se impregnaron con óxido de titanio y posteriormente se limpiaron para ser observados al MBE.

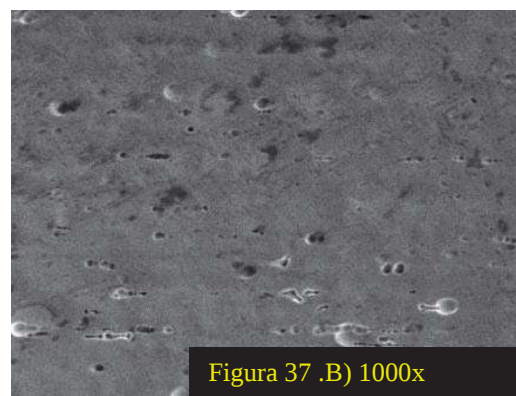
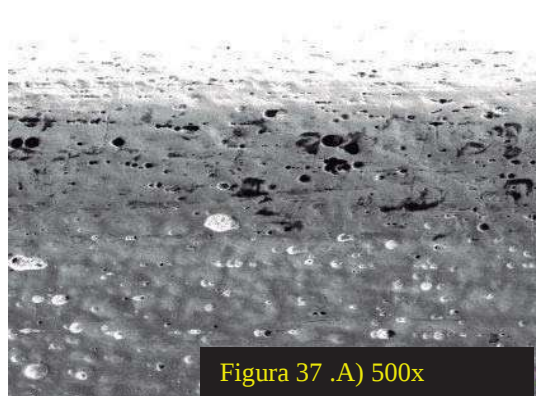
Borgata



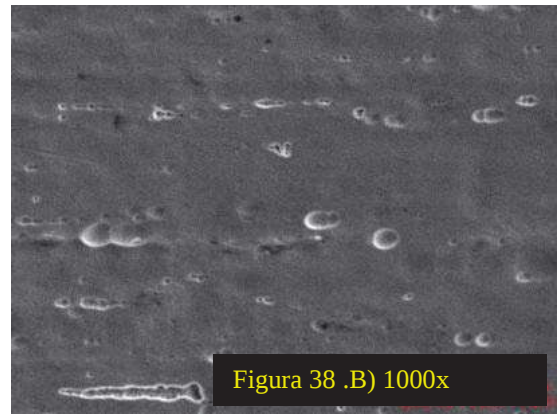
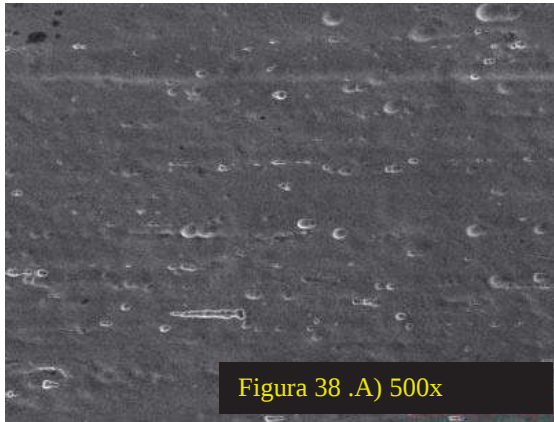
Ah-kim Pech



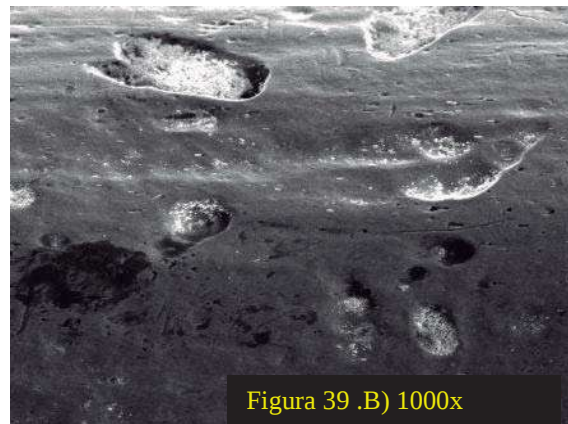
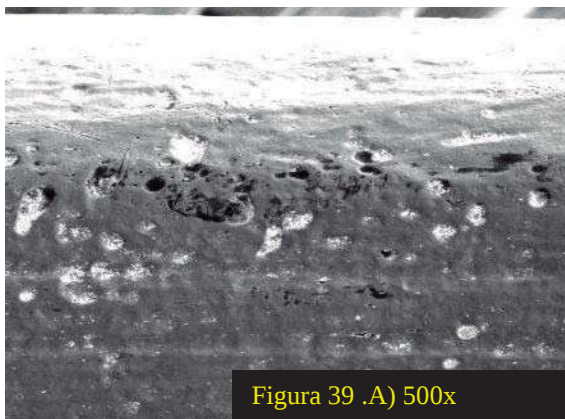
Lancer



Adenta



Ortho



7.2.1 Tamaño de la partícula de TiO_2 presente en la superficie del arco Ortho.

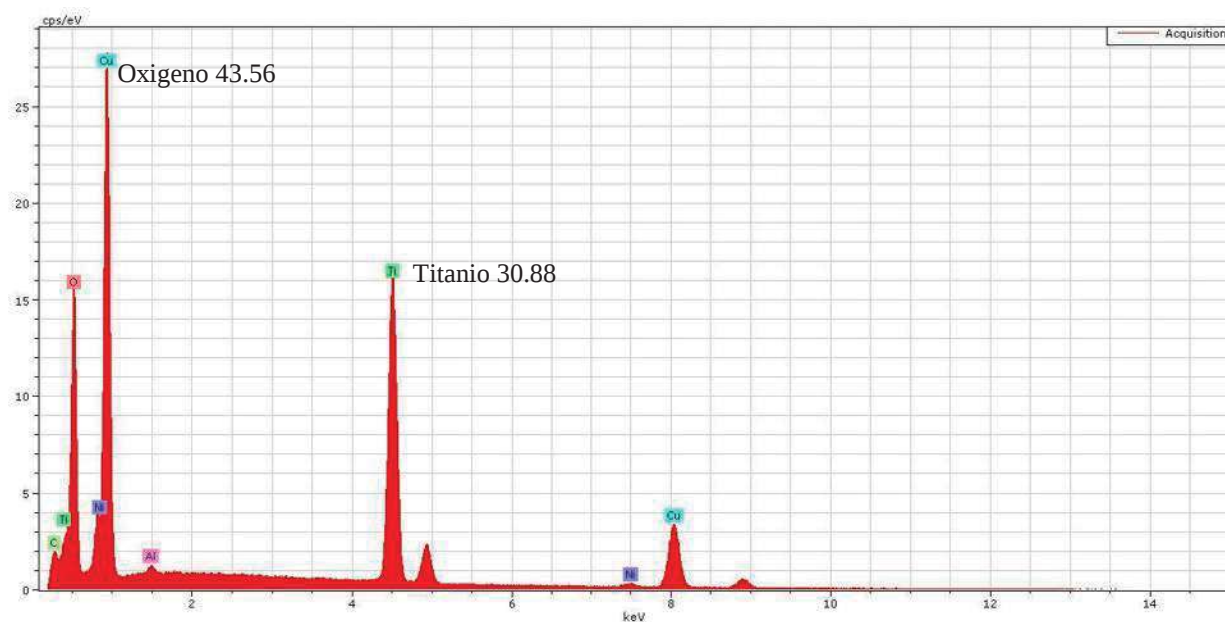
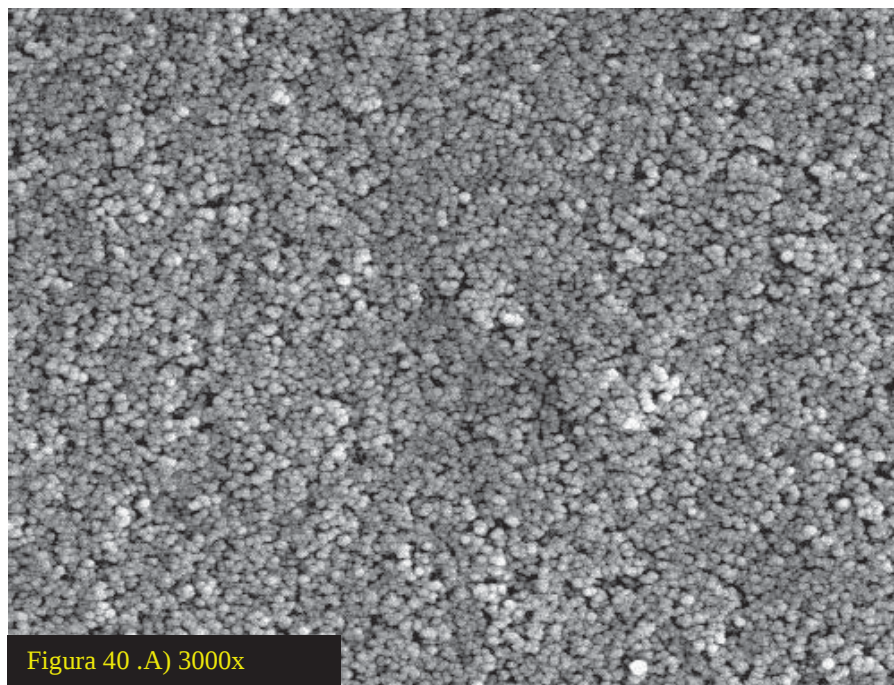
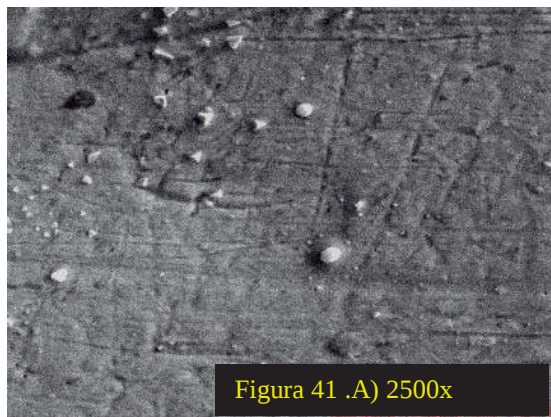


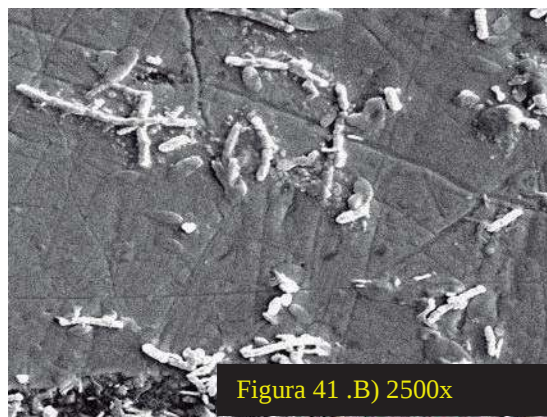
Figura 40.B) En los siguientes espectros se indica el porcentaje y composición del oxido de titanio en el arco Ortho.

7.3 Resultados del crecimiento bacteriano en los arcos sin recubrimiento con TiO₂.

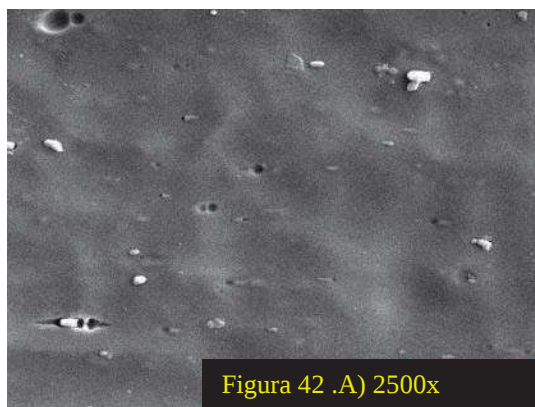
Borgata Testigo



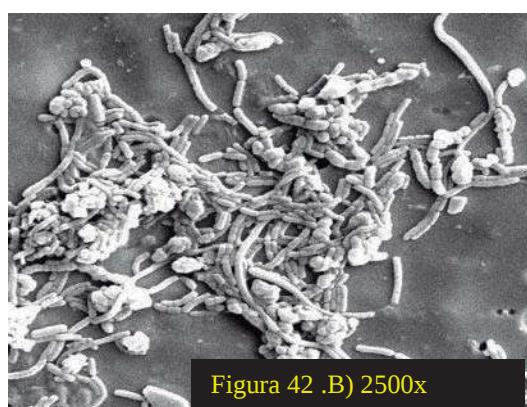
Borgata Bacterias



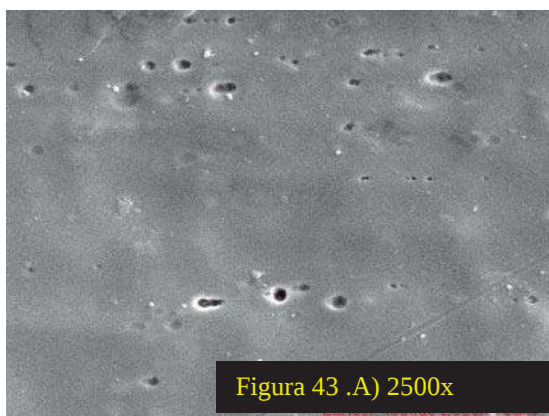
Ah-kim-pech testigo



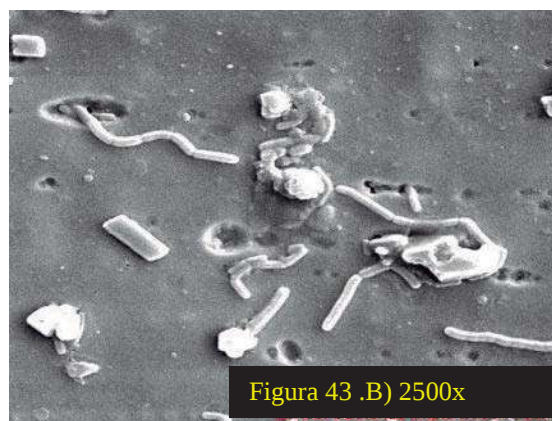
Ah-kim-pech bacterias



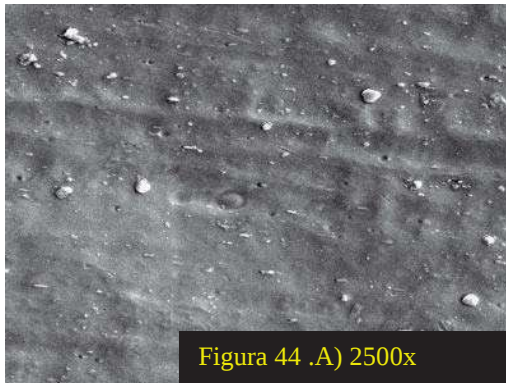
Lancer Testigo



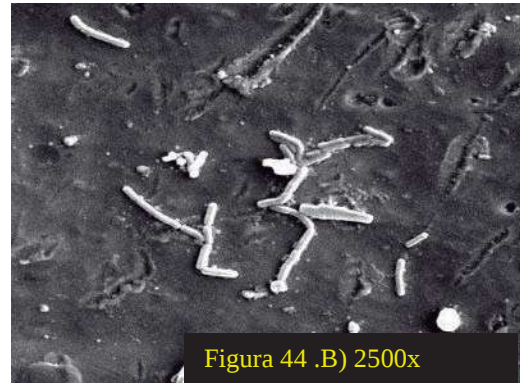
Lancer Bacterias



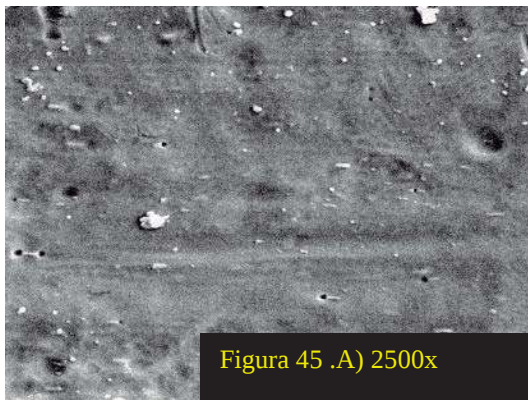
Adenta Testigo



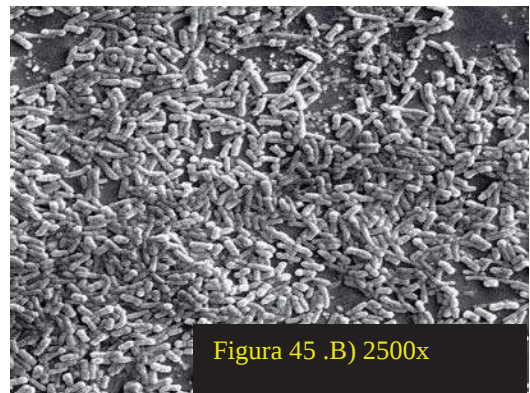
Adenta bacterias



Ortho Testigo

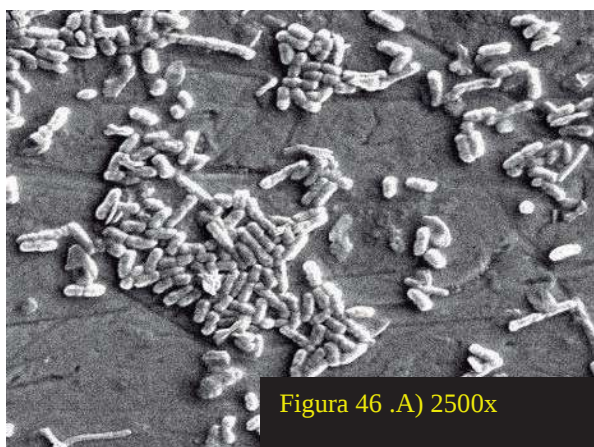


Ortho bacterias

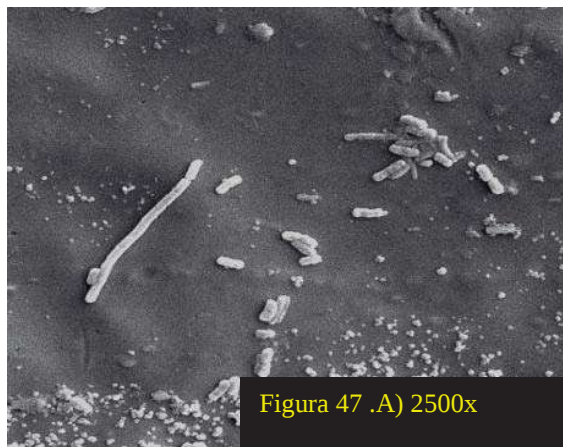


7.4 Resultados del crecimiento bacteriano en los arcos con recubrimiento de TiO_2 .

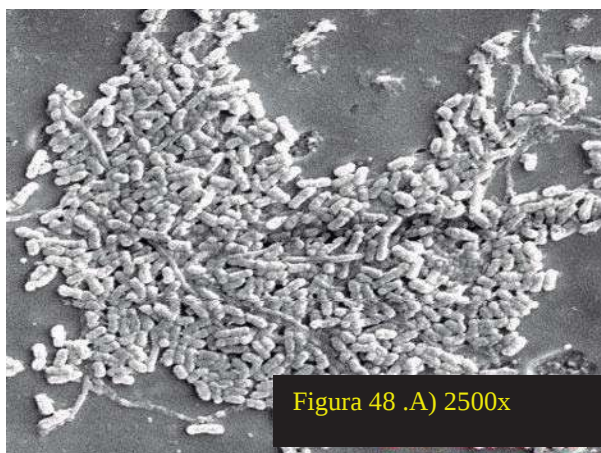
Borgata



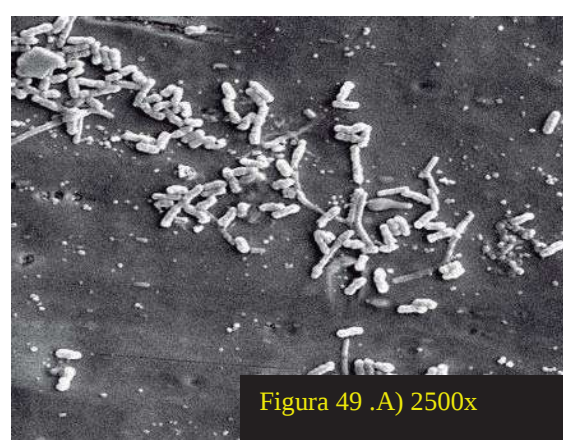
Ah-kim-pech



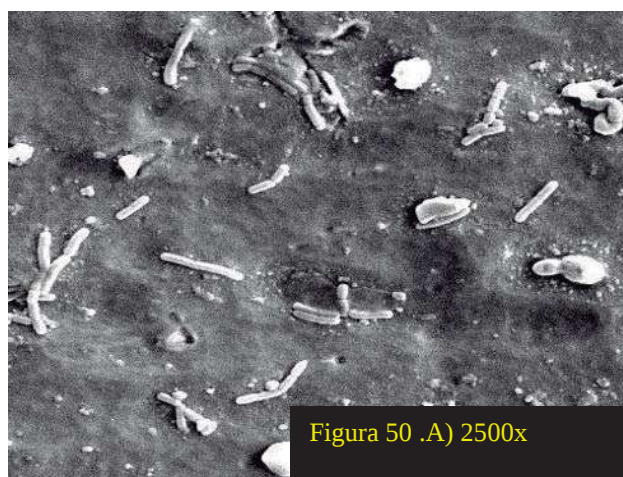
Lancer



Adenta

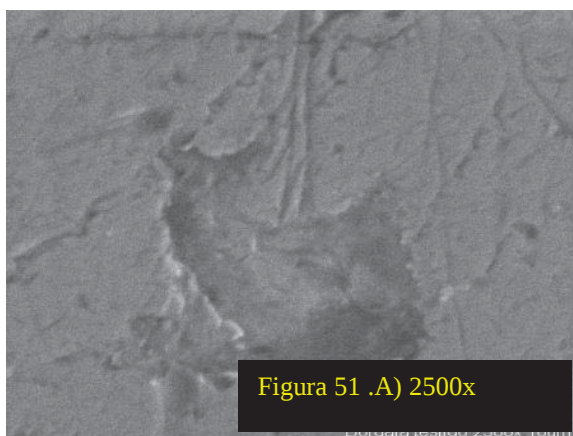


Ortho TiO_2

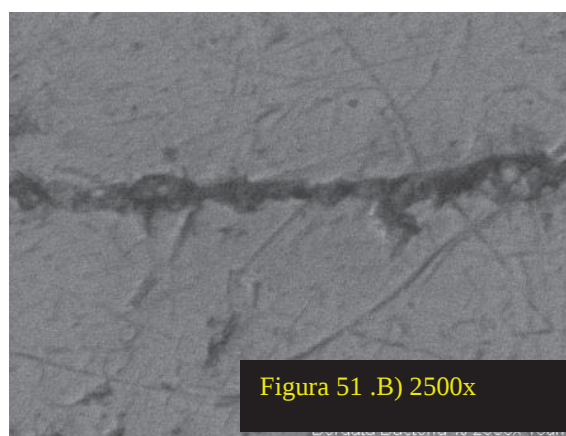


7.5 Resultados del análisis de corrosión inducida por el crecimiento bacteriano en arcos sin recubrimiento de TiO_2 .

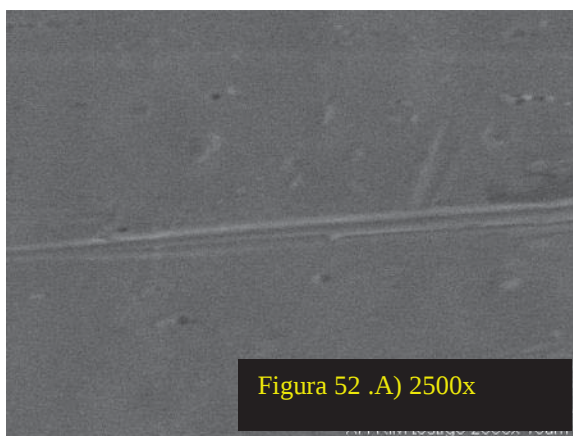
Borgatta Testigo



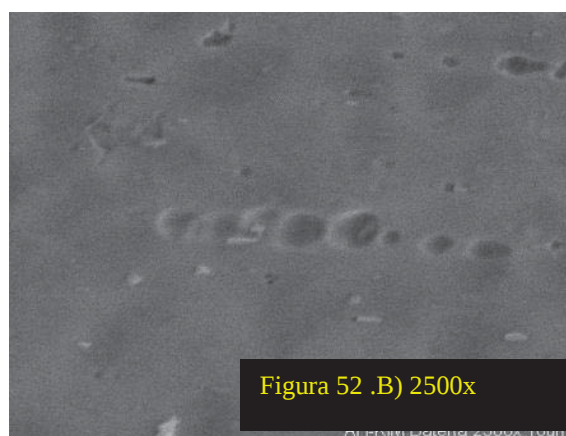
Borgatta Bactérias



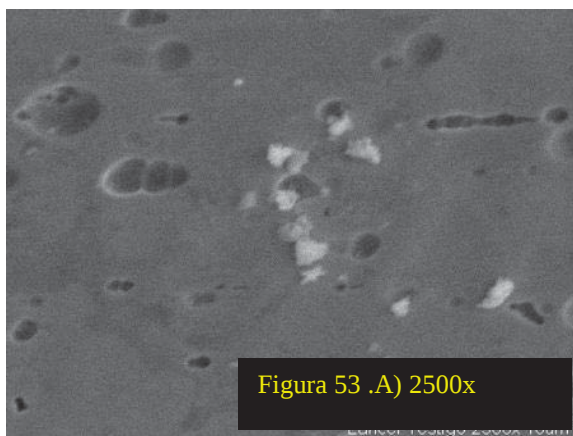
Ah-Kim Pech Testigo



Ah-Kim Pech Bacterias



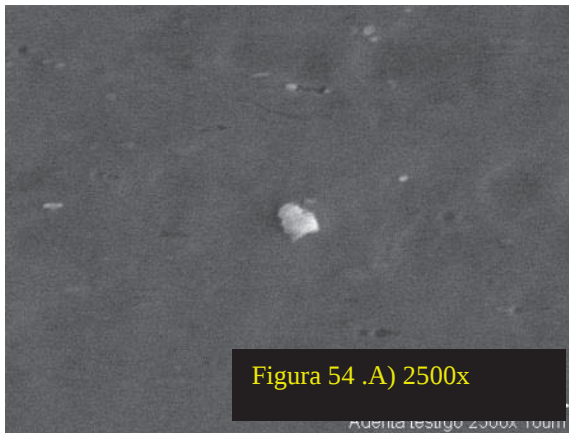
Lancer testigo



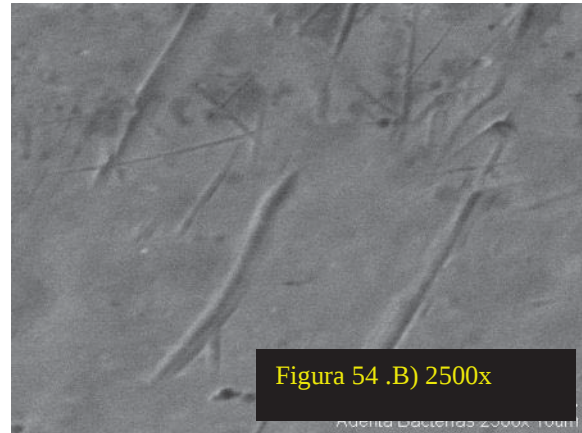
Lancer Bacterias



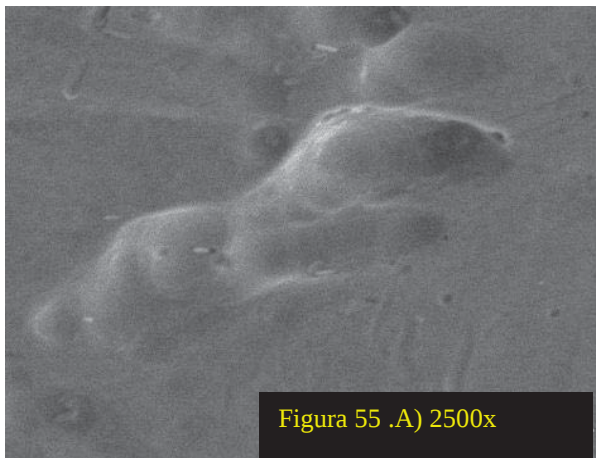
Adenta testigo



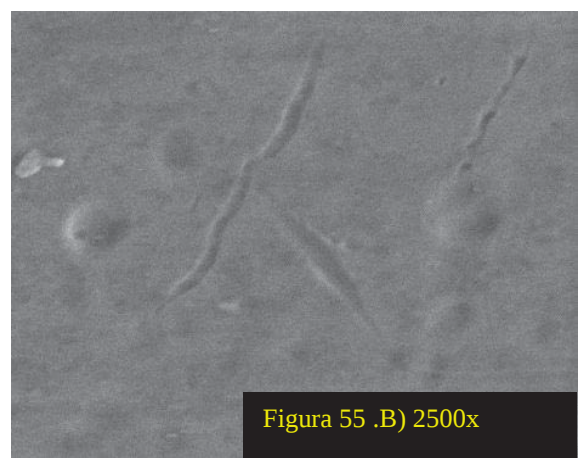
Adenta bacterias



Ortho Testigo

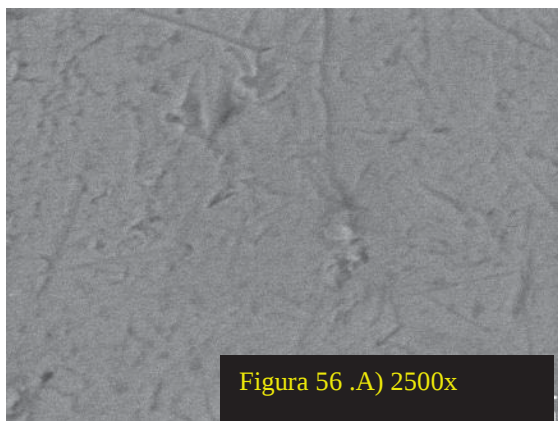


Ortho bacteria

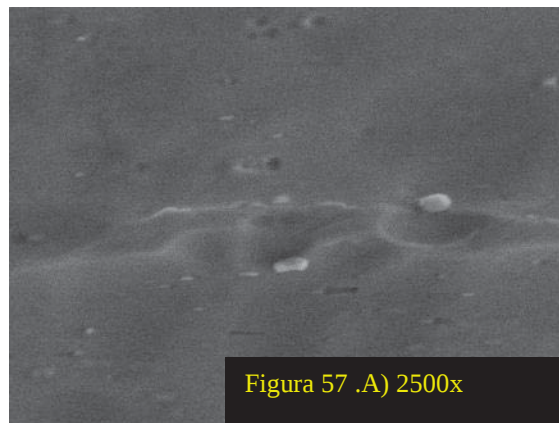


7.6 Resultados del análisis de corrosión inducida por el crecimiento bacteriano en arcos con recubrimiento de TiO_2 .

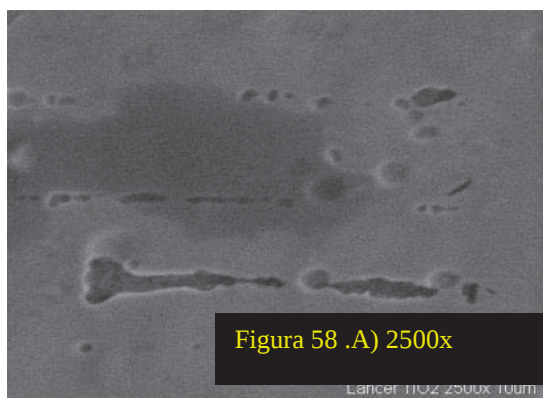
Borgatta



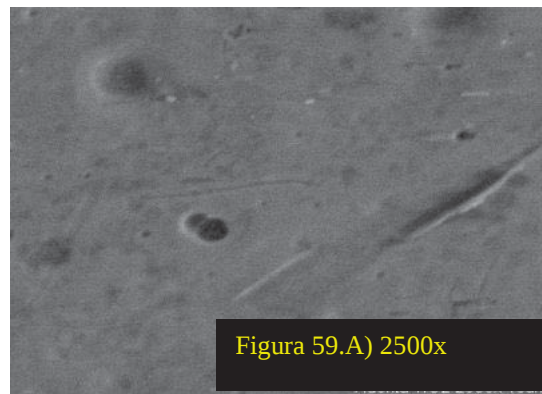
Ah-Kim Pech



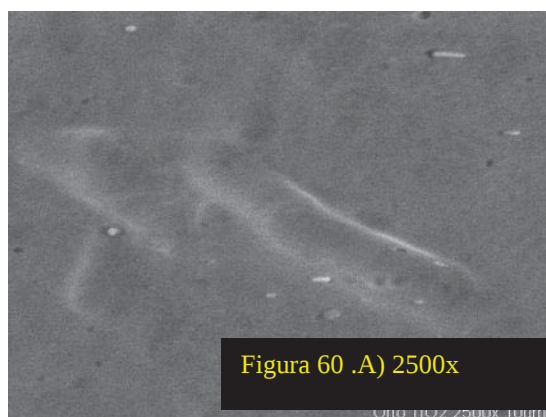
Lancer



Adenta



Ortho



7.7 ANÁLISIS DE MAPEO MEDIANTE MBE: indica la distribución del contenido de los elementos: Ni, Ti, Al, C, Si y O.

ANÁLISIS DE MAPEO POR MBE DEL ARCO BORGATTA

Figura 61. borgatta bacteria 2500x

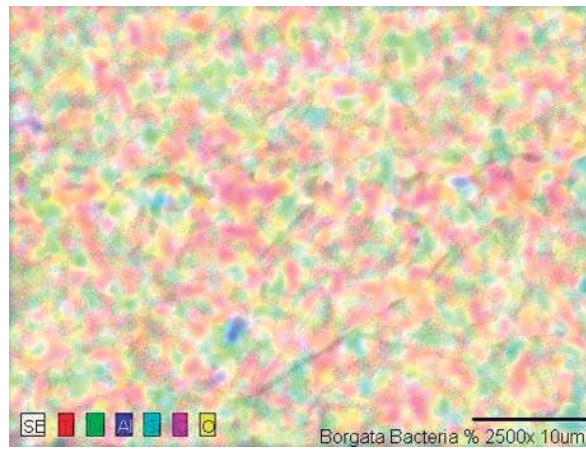


Fig 62. A) En general Ni, Ti, Al, Si, C y O

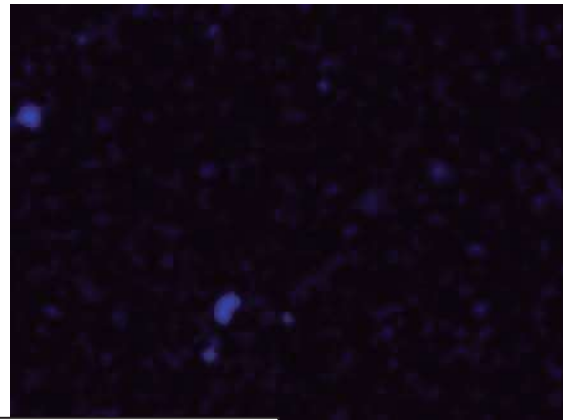


Fig 62. By C en azul se observa Aluminio

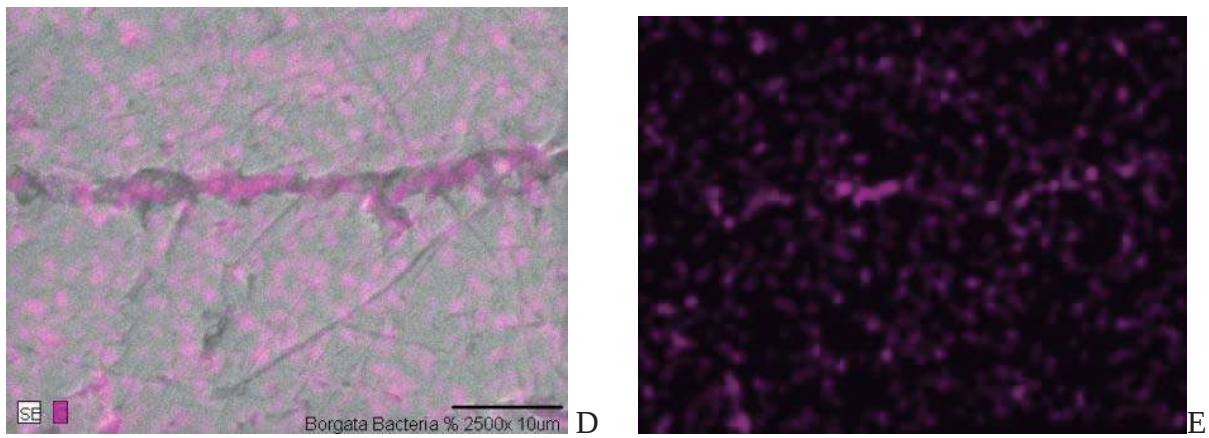


Fig 62. D y E en morado se observa Carbón

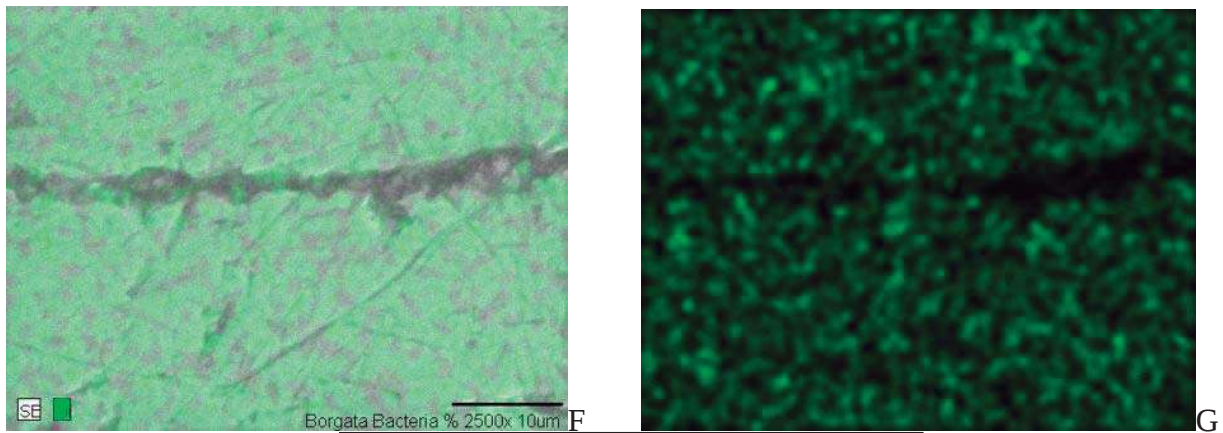


Fig 62. F y Gen verde se observa Níquel

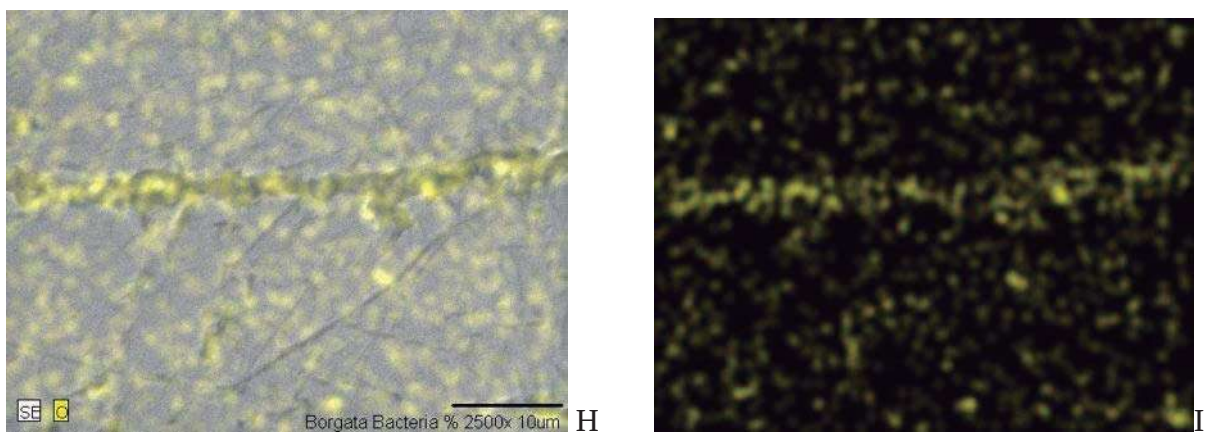


Fig 62. H y I en amarillo se observa Oxígeno

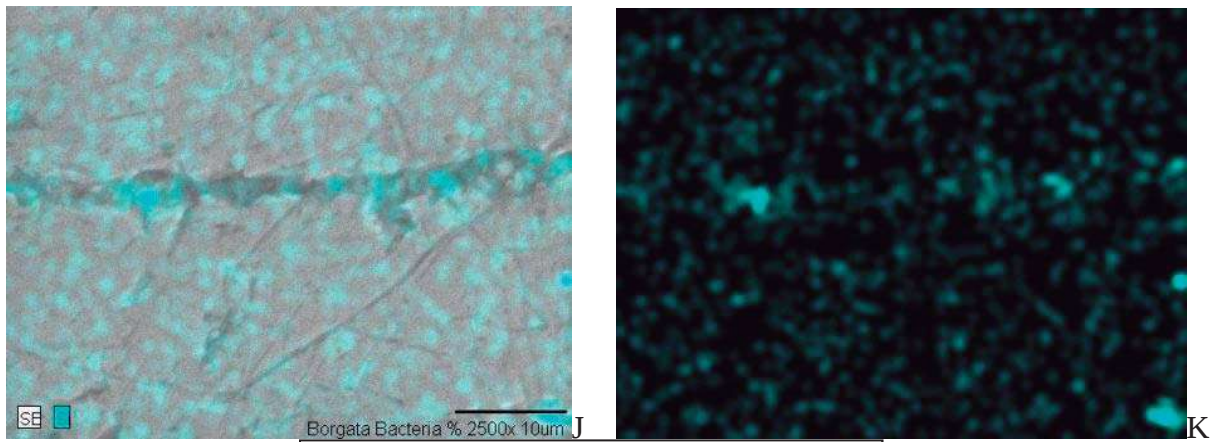


Fig 62. J y K en azul verde se observa Silicio

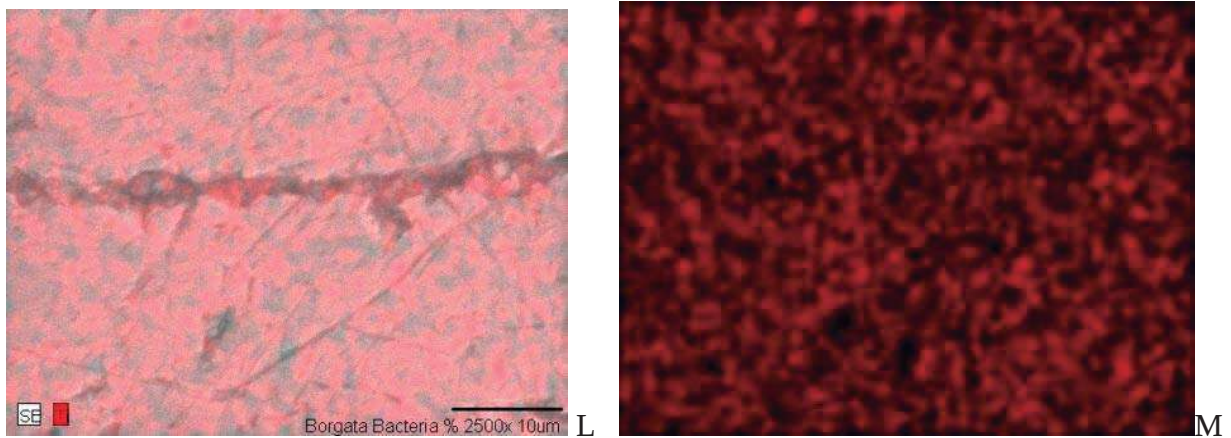


Fig 62. L y M en rojo se observa Titanio

ANÁLISIS DE MAPEO POR MBE DEL ARCO LANCER

Mapeo

Figura 63.Lancer Bactéria 2500x

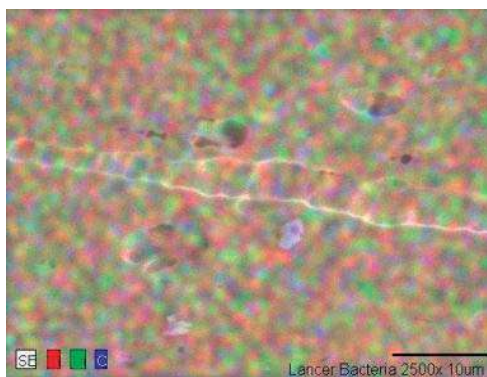


Fig 63. A) Se observa Ti, Ni y C

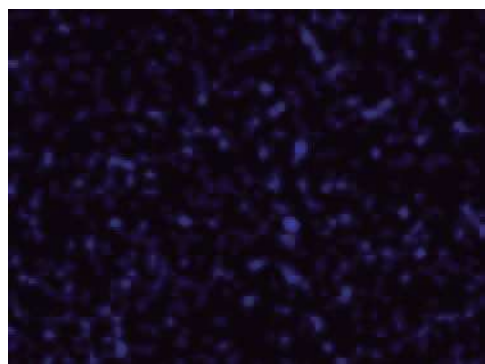


Fig 63. B y C Se observa en azul Carbón

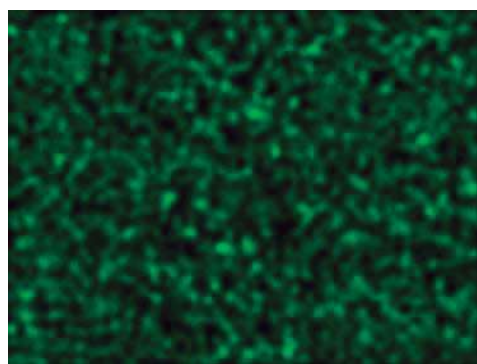
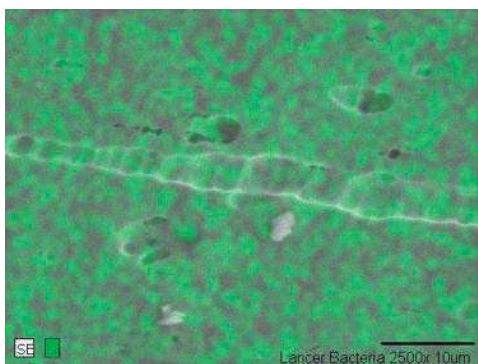
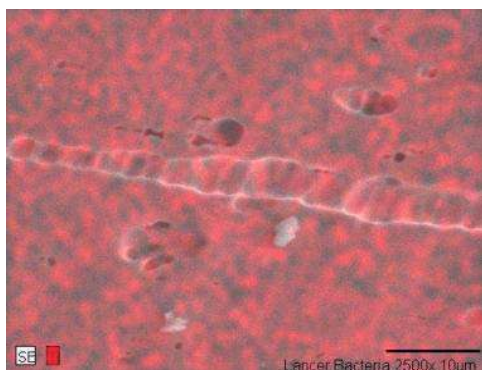
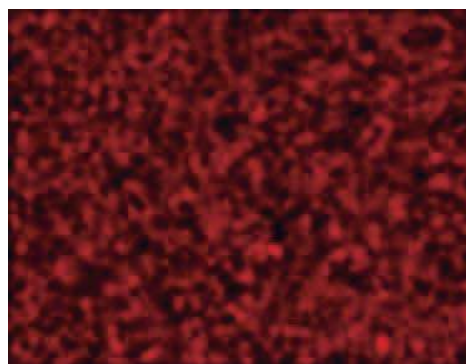


Fig 63. D y E Se observa en verde Níquel



F



G

Fig 63. F y G Se observa en rojo Titanio

ANÁLISIS DE MAPEO POR MBE DEL ARCO ORTHO

Fig. 64 Mapeo Ortho TiO₂

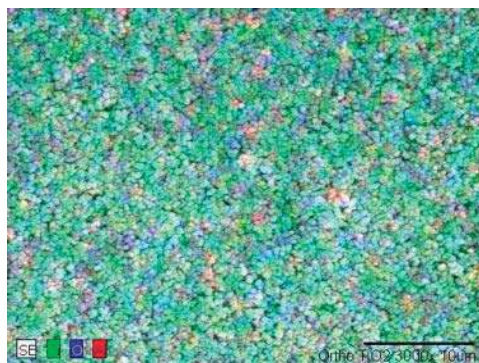


Fig 63. A Se observa en general Ti, O, y Al

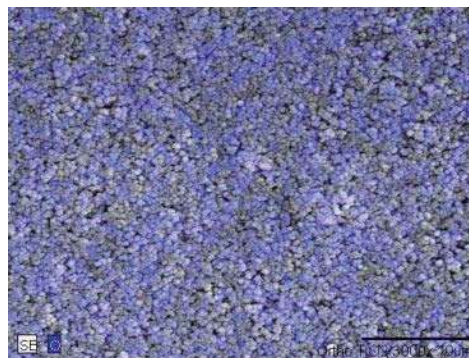


Fig 63. B Se observa en azul Oxigeno

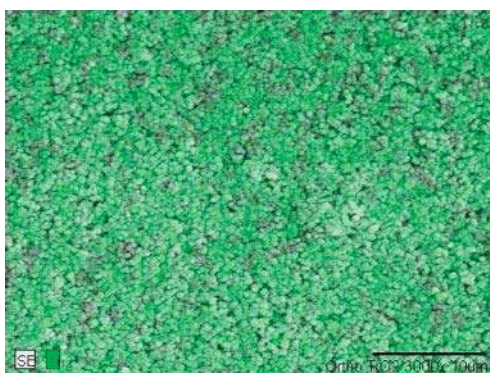


Fig 63. C Se observa en verde Titanio

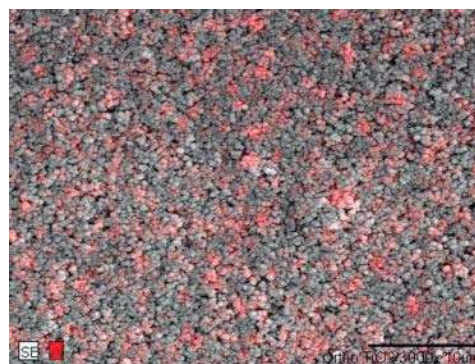


Fig 63. D y E Se observa en rojo aluminio

TABLA. 2
BORGATA

BORGATA	% W INICIAL	%W TIO ₂
NIQUEL	52.05	52.05
TITANIO	41.71	41.71
TOTAL	101.24	101.24

CON BACTERIAS

BORGATA	%W TESTIGO	%W BACTERIAS	% W BACTERIAS TIO ₂
NIQUEL	34.80	35.65	31.72
TITANIO	28.91	29.44	26.99
TOTAL	83.09	85.32	81.99

SIN BACTERIAS

ADENTA	% W TESTIGO	%W BACTERIAS	%W TIO ₂
NIQUEL	49.92	50.37	49.99
TITANIO	42.49	41.43	42.18
TOTAL	96.24	98.26	98.56

TABLA. 3

AH-KIM PECH

AH-KIM PECH	% W INICIAL	%W TIO ₂
NIQUEL	53.66	53.66
TITANIO	43.97	43.97
TOTAL	97.63	97.63

CON BACTERIAS

AH-KIM PECH	%W TESTIGO	%W BACTERIAS	% W BACTERIAS TIO ₂
NIQUEL	38.48	37.54	37.81
TITANIO	32.15	31.45	31.93
TOTAL	88.77	88.67	88.38

SIN BACTERIAS

AH-KIM PECH	% W TESTIGO	%W BACTERIAS	%W TIO ₂
NIQUEL	52.38	52.02	51.72
TITANIO	44.12	43.46	42.86
TOTAL	97.82	95.49	94.58

TABLA .4

LANCER

LANCER	% W INICIAL	%W TIO ₂
NIQUEL	43.94	44.08
TITANIO	53.86	53.08
TOTAL	97.80	97.16

CON BACTERIAS

LANCER	%W TESTIGO	%W BACTERIAS	% W BACTERIAS TIO ₂
NIQUEL	38.94	34.36	31.97
TITANIO	32.08	29.02	27.42
TOTAL	89.03	84.58	82.02

SIN BACTERIAS

LANCER	% W TESTIGO	%W BACTERIAS	%W TIO ₂
NIQUEL	48.12	52.54	53.84
TITANIO	41.42	43.58	44.61
TOTAL	96.29	100.13	99.69

TABLA. 5

ADENTA

ADENTA	% W INICIAL	%W TIO ₂
NIQUEL	53.70	53.70
TITANIO	43.92	43.92
TOTAL	97.62	97.62

CON BACTÉRIAS

ADENTA	%W TESTIGO	%W BACTERIAS	% W BACTERIAS TIO ₂
NIQUEL	39.90	38.43	38.83
TITANIO	36.62	32.07	32.31
TOTAL	88.90	88.26	88.89

SIN BACTERIAS

ADENTA	% W TESTIGO	%W BACTERIAS	%W TIO ₂
NI	52.65	17.25	56.37
TI	43.50	18.03	46.02
TOTAL	97.45	93.34	103.53

TABLA.6

ORTHOTECHNOLOGY

ORTHO TECHNOLOGY	% W INICIAL	%W TiO ₂
NIQUEL	53.08	53.08
TITANIO	44.08	44.08
TOTAL	97.17	97.17

ORTHO TECHNOLOGY	%W TESTIGO	%W BACTERIAS	% W BACTERIAS TiO ₂
NIQUEL	38.38	36.99	37.79
TITANIO	31.91	31.83	31.07
TOTAL	88.42	88.23	88.03

SIN BACTERIAS

ORTHO	% W TESTIGO	%W BACTERIAS	%W TiO ₂
NIQUEL	54.30	52.84	54.13
TITANIO	45.24	44.00	44.24
TOTAL	100.91	98.21	99.55

9. DISCUSIÓN

Resultados reportados por Widu et al que declaró que la rugosidad de la superficie debe tenerse en cuenta como un indicador de la tendencia a la corrosión de los alambres de ortodoncia. Oshida et al señaló que los defectos producidos en la superficie de arcos NiTi de ortodoncia durante el proceso de fabricación pueden ser posibles sitios para la corrosión. Por lo tanto, los arcos NiTi de las 5 marcas comerciales obtenidas por MEB muestran estructuras superficiales y contenidos en porcentaje de aleación diferentes una de otra dependiendo de la casa comercial que las fabrica. Por ello es importante tomar en cuenta desde un inicio las imperfecciones del material como son defectos en la superficie ya sean rugosidades, porosidades o grietas presentes en algunas muestras, estos hallazgos pueden atribuirse al proceso de fabricación, Es evidente en las observaciones que no todas presentaban una superficie uniforme, notándose claramente en algunas muestras una marcada estructura de diferentes grados de rugosidad. La calidad de la superficie de las muestras variaban desde aquellas con una superficie relativamente suave como se aprecia en la marca comercial Ortho Technology y Adenta, hasta aquellas con una superficie áspera como lo es la marca comercial Lancer como se muestra en la macrofotografía, siendo mucho más notorio en Borgatta y Ah-Kim Pech donde se observó una superficie con fisuras, grietas y poros relativamente grandes, observándose tal uniformidad a aumentos de 500x, 1000x, y 2500x que deja ver la presencia de una estructura superficial con una densidad grande de poros muy finos, como se describe a continuación :BORGATTA. La presencia de grietas, fisuras y porosidades en sentido lineal de gran tamaño puede observarse en la figura.29 a mayor magnificación 1000x nos indica un pobre control de calidad en el proceso de fabricación, Entre menor cantidad de impurezas existentes en la aleación la vida del arco será mayor que el que presenta mayor cantidad de impurezas como es el caso de esta marca comercial.

AH-KIM PECH. Este arco presenta en su superficie grietas, rugosidades y porosidades de un tamaño considerable que no deberían de estar presentes en un inicio ya que aun no es manipulado por el operador y por lo tanto podría suponerse encontrar una superficie lisa y uniforme. En ocasiones al ser manipulado por el operador de una manera inadecuada se puede causar daño al material ya sea al momento de sacarlo de el contenedor (caja o bolsa) al colocarlo en la mesa de trabajo y dependerá de si utilizamos una pinza con o sin estrías para

su manipulación, igualmente este tipo de daños atribuidos a la manipulación de los arcos se ve incrementada al momento de colocarlos en boca e introducirlos en los tubos y brackets. Fig.30

LANCER. Presenta múltiples porosidades en su superficie, que indican defectos de fabricación que son de consideración de acuerdo a su distribución y dimensiones, las zonas oscuras de la aleación las definimos como probables sitios donde puede iniciarse la corrosión por la pérdida del material que presento, así como ser un sitio propicio para el acumulo de biofilm y desarrollo de bacterias, Fig.32

ADENTA. Entre las características iniciales podemos observar pequeñas porosidades y rugosidades en su superficie, los cuales son atribuidos al proceso de fabricación, observándose con mayor nitidez en un acercamiento a 1000x. Fig.33

ORTHO. Este material presenta una superficie mas uniforme, ya que no presenta zonas rugosas ni sitios oscuros, lo cual podría decirse que el proceso y control de calidad es mayor que en los observados anteriormente. Mostrando una superficie más tersa con pocos sitios en los cuales pueda darse la instalación de biofilm y por consiguiente es menos probable el inicio de la corrosión aunque no puede descartarse del todo. Fig.34

Estos defectos superficiales causan discontinuidad en la superficie de la capa de Oxido de Titanio, por el mecanismo de preparación y la forma de aplicación que no es de una manera homogénea y continua en toda la superficie, da lugar a la ruptura de la película protectora de óxido de titanio y en consecuencia puede promover la formación de corrosión del material, como se observa en las siguientes marcas:

BORGATA TiO₂. Esta muestra presento irregularidades y un deterioro en la superficie como rugosidades, grietas, hundimientos o fisuras en algunas de ellas se logro fijar la película protectora de TiO₂, Pero en algunos sitios no se logro la adhesión de esta capa protectora por lo cual las bacterias pueden atacar el material e iniciar la corrosión esto puede atribuirse tanto a la naturaleza de la aleación como al proceso de fabricación y la forma de aplicación de la película de TiO₂. Fig.35

AH-KIM PECH TiO₂, La desintegración en la superficie es evidente, con la formación de cráteres, fisuras y el exceso de poros en el metal. El ataque corrosivo se puede atribuir a

la formación de placa y los subproductos de la flora microbiana que se instalan dentro de los poros que no fueron protegidos por el TiO_2 . Fig.36

LANCER TiO_2 . Mediante la observación microscópica fue posible confirmar los defectos que presenta esta muestra como son porosidades y como la capa de TiO_2 no logro penetrar en todos estos defectos, ya se por la forma de aplicación que no es uniforme y no se protege el material en su totalidad o por la estructura del metal. Fig.37

ADENTA TiO_2 . Como podemos observar esta muestra recubierta con oxido de titanio, presenta poros que en su mayoría la capa de esta película no abarca toda la superficie por el pincelado que no es homogéneo y con el mismo espesor en toda la superficie pero logro penetrar en casi todas las porosidades y así proteger el metal de la acumulación de biofilm y evitar mayor susceptibilidad a la corrosión. Fig.38

ORTHO TiO_2 Las imperfecciones que presenta son grietas de gran tamaño lo que es mas fácil para la película de TiO_2 introducirse dentro de estos defectos y proteger, aunque también puede estar expuesto a mayor susceptibilidad de agregación de biofilm por el tamaño de las grietas y porosidades por lo tanto causar corrosión Fig.39

Durante el establecimiento de la biopelícula los microorganismos excretan estos polímeros, para adherirse a la superficie de la aleación la unión polimérica entre bacterias y la aleación se detecta por microscopia electrónica de barrido y por métodos electroquímicos. Al realizar el análisis correspondiente del ataque bacteriano, se observó diferentes grados de crecimiento bacteriano en los arcos (acumulación de biofilm) y se logro observar diferentes grados de corrosión. Los microorganismos tienen la capacidad de modificar por diferentes acciones bioquímicas la estructura fisicoquímica de la materia. Las aleaciones fueron diseñadas para tolerar la acción microbiológica de transformación fisicoquímica. Sin embargo los microorganismos estimulados por las condiciones favorables que provee el ambiente pueden desestabilizar la aleación debido a los diversos mecanismos bioquímicos que poseen para ello, esta interacción organismo-material y los procesos que conlleva (intercambio atómico, movilización atómica y producción de nuevos compuestos a partir de otros), pueden ser detectada por un análisis Metalográfico, el cual permite observar la estructura y composición de los metales, (Figura A.33) estos expuestos o no a un proceso de biocorrosión; es decir, permite visualizar y comparar las composiciones de un metal (Barret, 1993).(43)

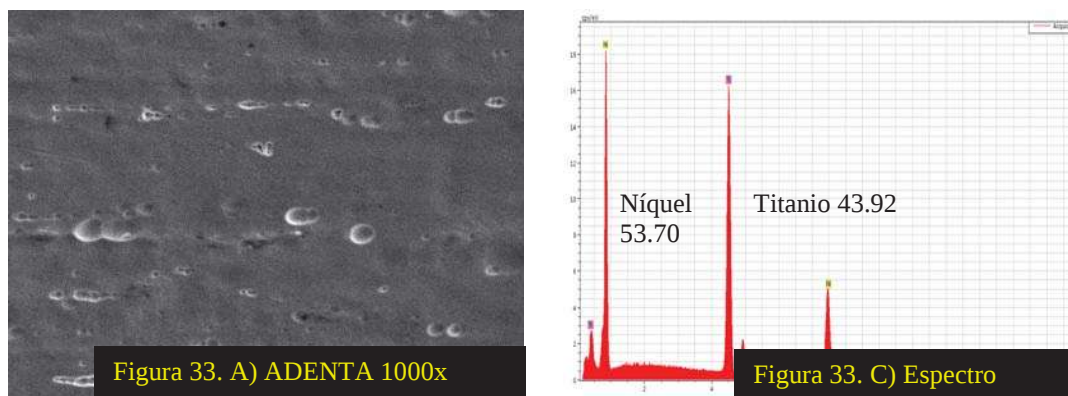


Figura 33. (A) Aspecto de la superficie de una aleación normal y 33 (C) Espectro

El grupo microbiano investigado pertenece a los microorganismos heterotróficos, que en ausencia de oxígeno molecular, usan formas combinadas de estos elementos como los sulfatos (Sanders y Hamilton, 1986), los nitratos (Touvinen y Mair, 1986)(55) o los fosfatos, responsable del deterioro localizado en la superficie de la aleación del metal (Pintado y Moreno, 1986),(52), en donde se ubican los microorganismos al establecer la biopelícula Fig.42

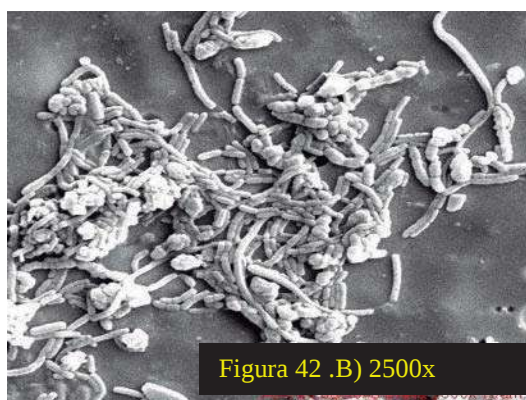


Figura 42. Biopelícula sobre arco de NiTi Ah-Kim Pech

En el caso de los arcos manejados en este estudio, la presencia de la película protectora propició el desarrollo de una mayor cantidad de microorganismos en la superficie, al ser una zona con presencia de O_2 lo que permitió un mayor desarrollo bacteriano en todas las marcas utilizadas Fig. 48

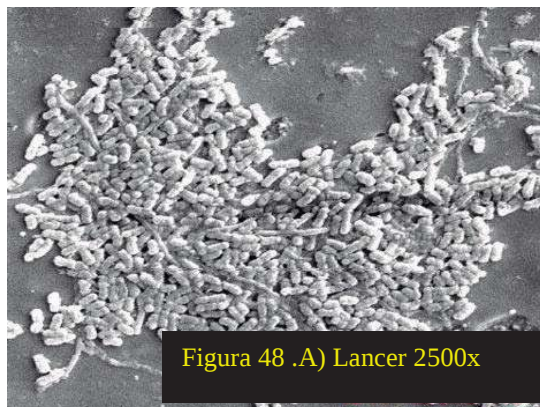


Figura 48. Biopelícula sobre arco de NiTi recubierto con TiO_2

La manera como el Bioensuciamiento influye en la Biocorrosión ha sido descrita claramente por Characklis como sigue (Characklis, 1981)(45)

- 1) Su impacto es dependiente del metabolismo microbiano involucrado en la biopelícula (BP).
- 2) Es dependiente de la concentración de productos metabólicos liberados por los microorganismos en la BP.
- 3) Depende del tipo de compuestos químicos reducidos por los microorganismos adheridos por los mucopolosacaridos (MPS), en contacto con la superficie metálica (reacciones de oxido reducción).
- 4) Está regulada por la capacidad quelante de la BP, para atrapar selectivamente iones que influyen en la actividad biológica del consorcio.
- 5) Da como resultado la reacción de la superficie metálica en el ambiente de la BP, con cambios en la conductividad eléctrica de la zona involucrada.

Previamente a la colonización de una superficie metálica por microorganismos se absorbe una BP que atrapa las macromoléculas en la interfase metal-solución (Videla *et al.*, 1994)(56).

Este proceso de adsorción espontánea modifica la sensibilidad y distribución de cargas eléctricas en la superficie metálica. (Daumas *et al.*, 1988)(46), lo cual contribuye a la creación de un ambiente adecuado a la actividad microbiana.

La adsorción posterior de células microbianas y en consecuencia su actividad metabólica básicamente sucede en esa interfase aleación-solución. Las células que producen esta interfase, inician la colonización irregular de la superficie metálica, para establecer zonas localizadas heterogéneas (Ballesteros-Almanza *et al.*, 2000(41); Dexter, 1976),(47) en donde existen áreas que actúan como ánodos o cátodos sobre la superficie de metal (Videla, 1989) (57) lo cual permite la solubilización de minerales que en consecuencia atraen a otros tipos de microorganismos, ya que en la superficie la elevada actividad respiratoria aerobia de los microorganismos de la BP y/o en las área circundantes causan una diferencia de potencial redox (Sanders y Hamilton, 1986)(53), en las cuales la concentración de oxígeno es mayor. Así tiene una zona anódica que favorece la disolución de la aleación, simultáneamente la mayor concentración de oxígeno causa una zona de reacción catódica (Alexander, 1965; (40)Bolivin *et al.*, 1990(42); Bryant *et al.*, 1991)(43) que acelera la incorporación de iones a la interfase y en consecuencia la biocorrosión con picaduras que crecen en área y profundidad.

El análisis "in situ" realizados en superficie metálica con micro electrodos, revelan que en un medio liquido, el consumo de oxígeno más elevado por la BP realizada a una profundidad de tan solo 180 micrómetros de espesor. Debajo de esta zona en ese ambiente anaeróbico, se estimula la actividad de las bacterias reductores de sulfato (BRS), las que son capaces de proliferar, aun cuando la concentración de oxígeno y la temperatura, en el agua circundante sea elevadas (Furussaka *et al.*, 1991). (50)

Una de las formas de identificar la BC es la inspección microscópica de la muestra (Cragolino, 1983) .Varios tipos de cambios en la superficie del metal puede ser atribuidos a la presencia de microorganismos: depósito característicos, blandos y/o mucilaginosos (Dexter *et al.*, 1991) tubérculos o excrecencias del metal (Cragolino, 1983(44); Kearns y Little, 1994)(51) que contiene microorganismos vivos y perforaciones en las superficie de la aleación (Ballesteros-Almanza *et al.*, 2000),(41) en general distribuidos irregularmente, pequeños

orificios con cavidades formadas por debajo de la superficie (Daumas *et al.*, 1988)(46) Fig. 42A y 42B

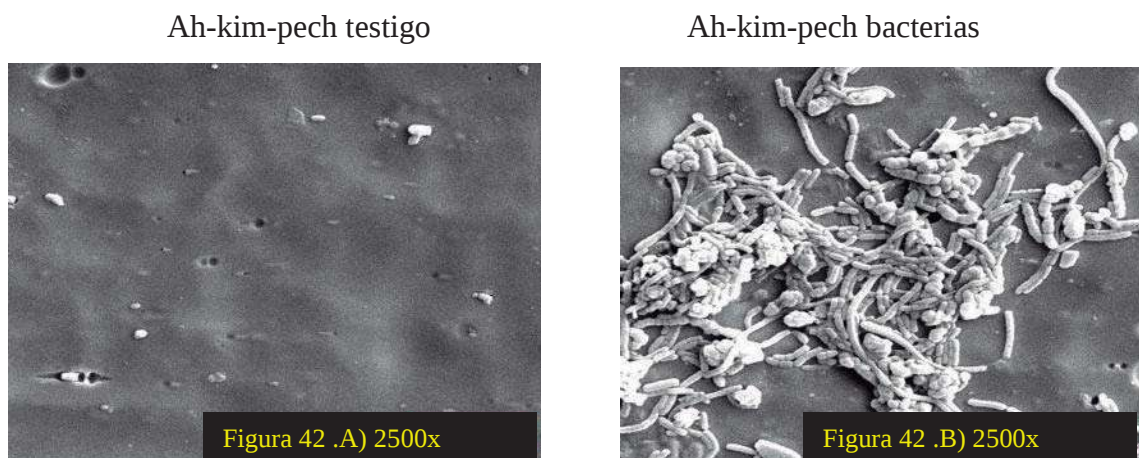


Figura 42.A) Superficie de arco NiTi Ah-kim Bacterias en los poros y fig.42 B) Formación de mucílago 2500 X

Los microorganismos causan el deterioro de la superficie metálica, por la producción de metabolitos corrosivos o indirectamente por el consumo de los inhibidores de la corrosión en este caso el inhibidor de la corrosión, el TiO_2 (Duquette, 1986). (49)

Por lo tanto, el arco NiTi a largo plazo con una protección pasiva duradera y homogénea de TiO_2 puede evitar o disminuir la formación de biofilm y una mayor resistencia a la corrosión en un medio ácido como lo es la cavidad oral.

Es importante resaltar que no todas las marcas comerciales de arcos Ni Ti cumplen con el % reportado 55% Ni, 45% Ti por la casa comercial, probablemente la aleación puede estar influenciada por la calidad de fabricación, las impurezas y composición individual de cada marca, Borgatta presento una combinación de otros metales en la composición de la aleación en la muestra observada de inicio como son: Al y Si algunas otras marcas pueden presentar algún tipo de metal combinado con la aleación por el procedimiento *in vitro* al que fue sometido para el presente estudio.

Se realizó el mapeo del arco Borgatta y Lancer: que indica la distribución del contenido de los elementos de la aleación : Ni, Ti, Al ,C, Si y O.

TABLA. 7

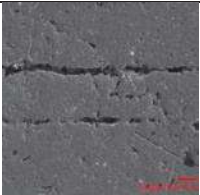
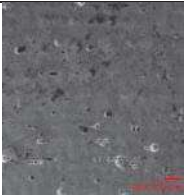
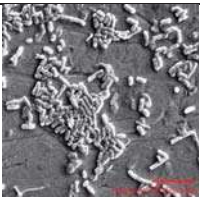
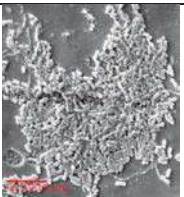
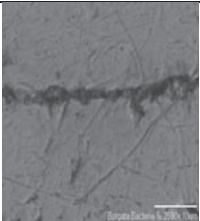
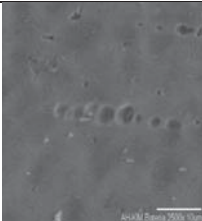
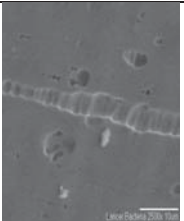
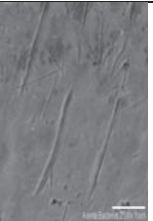
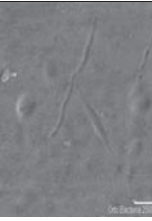
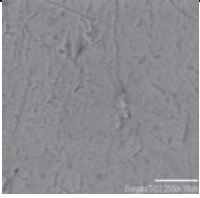
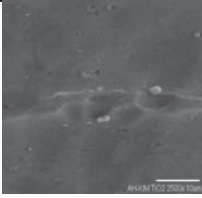
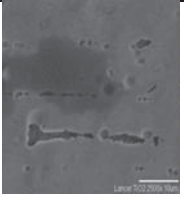
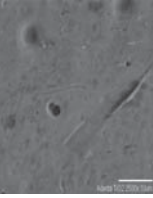
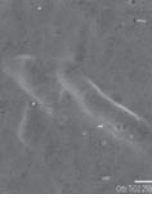
	BORGATA	AH-KIM PECH	LANCER	ADENTA	ORTHO
CONTROL					
BACTERIAS					
BACTERIAS TiO ₂					
BACTERIAS LIMPIO					
BACTERIAS TiO ₂ LIMPIO					

TABLA 8.

Marca comercial	Inicio: porosidades, Grietas, fisuras, rugosidades	Adhesión bacteriana sin TiO2	Adhesión bacteriana con TiO2	%Ni-Ti TiO2 inicio	%Ni-Ti TiO2 final	Corrosión sin TiO2	Corrosion con TiO2
Borgata	++++	+++	++++	Ni -52.05 Ti -41.71	49.99 42.18	++++	+++
Ah-Kim Pech	+++	+++	++	Ni-53.66 Ti-43.97	51.72 42.86	+++	+++
Lancer	+++	++	++++	Ni- 44.08 Ti- 53.08	53.84 44.61	+++	++++
Adenta	++	+	++	Ni- 53.70 Ti- 42.92	53.37 46.02	+	++
Ortho Technology	+	++++	+	Ni- 53.08 Ti-44.08	54.13 44.24	+	+

 Indica un incremento en el % de Ti

 Indica un incremento en el % de Ti

10. CONCLUSION

Al realizar estudios como el actual en el que se puede comprobar la influencia de diferentes elementos tanto físicos, mecánicos y bacteriológicos que participan en la degradación de las aleaciones ortodónticas y por consiguiente la disminución de la eficacia de dichos elementos activos en el tratamiento ortodóntico, es importante conocer algunas alternativas que nos permitan mejorar el manejo clínico de los arcos como: conocer sus propiedades mecánicas, la aplicación de medios bacteriostáticos (gel ,Sprays, barnices etc.) que proporcionen protección contra la aparición de biofilm o una disminución del mismo.

El odontólogo invierte gran cantidad de tiempo y recursos en la manipulación de diversos materiales y muchas veces el éxito o fracaso de los tratamientos dependen directamente de la correcta selección de ellos y de una adecuada manipulación. En vista de estas aseveraciones hay que aclarar, que se usan aleaciones en boca de pacientes que probablemente bajo las condiciones clínicas, sistémicas, socioeconómicas, microbiológicas, temperatura, cambios de pH y alimentación, no sea la adecuada para la realización de determinado tratamiento y que por lo tanto, sea causante de un problema mayor a largo plazo. Es importante que los métodos usados para evaluar los materiales en el laboratorio den resultados que puedan correlacionarse directamente con la experiencia clínica.

La corrosión es un problema que no solo afecta la estructura del metal, si no que los productos de ésta son capaces de estimular al sistema inmunológico de un paciente sano desencadenando reacciones de hipersensibilidad no deseadas. Si el odontólogo como científico, conoce a fondo el fenómeno corrosivo, lo identifica y a la vez lo controla, nuestros pacientes contarán con un personal altamente calificado que de manera sencilla sea capaz de conocer las posibles causas de reacciones adversas.

11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Jacobs JJ, Gilbert JL, Urbani RM. Corrosión of Metal Orthopaedic Implants. J Bone Joint Surg 1988; 80: 1-2.
2. Graber Vanarsdall , Ortodoncia Principios Generales y Técnicas, 3 era. Edición, Buenos Aires, Editorial Panamericana,2003, pp.306-311
3. Iijima M, Endo K, Ohno H, Yonekura Y, Mizoguchi I. Corrosión behavior and surface structure of orthodontic Ni-Ti alloy wires. Dent Mater J. 2001; 20:1103–113.
4. Hunt NP, Cunningham SJ, Golden CG, Sheriff M. An investigation into the effect of polishing on surface hardness and corrosión of orthodontic archwires. Angle Orthod. 1999; 69:5433–440.]
5. Yonekura Y, Endo K, Iijima M, Ohno H, Mizoguchi I. In vitro corrosión characteristics of commercially available orthodontic wires. Dent Mater J. 2004; 23:2197–202.
6. Barret RD, Bishara SE, Quinn JK. Biodegradation of orthodontic appliances. Part I: biodegradation of níquel and chromium in vitro. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1993; 103:8–
7. G.T. Liu, J.G. Duh, K.H. Chung,J.H.Wang. Mechanical characteristics and corrosión behavior of (Ti,Al)N coatings on dental alloys. Surface & Coating Technology.
8. Es-Souni M, Fisher-Brandies H On the properties of two binary NiTi shape memory alloys. Effect of surface finish on the corrosión behavior and in vitro biocompatibility. Biomaterials 2002; 23:2887-94.

9. Matasa CG. Characterization of used orthodontic brackets. In: Eliades G, Eliades T, Brantley A, Watts DC, eds. *in vivo-Aging of Dental Biomaterials*. Chicago, Ill: Quintessence. In press.
10. Spiros Zinelis, Olga Annousaki;a Margarita Makou, Theodore Eliades, Metallurgical Characterization of Orthodontic Brackets Produced by Metal Injection Molding (MIM), The Angle Orthodontist: August 2004, Vol. 75, No. 6, pp. 1024–1031.
11. Eliades T, Eliades G, Athanasiou AE, Bradley TG. Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires. Eur J Orthod. 2000; 22:317–326
12. Theodore Eliades, DDS, MS;a Athanasios E. Athanasiou, DDS, MSD, Dr Dentb In Vivo Aging of Orthodontic Alloys: Implications for Corrosion Potential, Nickel Release, and Biocompatibility, The Angle Orthodontist: Vol. 72, No. 3, pp. 222–237.
13. Jui-Chung Chang, Yoshiki Oshida , Richard L. Gregory , Carl J. Andres , Thomas M. Barco David T. Brown. Electrochemical study on microbiology-related corrosión of metallic dental materials Bio-Medical Materials and Engineering 2003;Volume 13, Number 3 281 – 295.
- 14.S.Maruthamuthu,A.Rajasekar,S.Sathiyamarayanan,N.Muthukukumar,N.Palaniswamy. Electrochemical behavior of microbes on orthodontic wires. Current Science, 2005 Vol.89; 6, 988-996.
15. <http://www.oc-j.com/june09/Metalsesp.pdf>

16. Julia F. Harfin , Tratamiento ortodóntico en el Adulto , 2da.edición ,Buenos Aires, editorial medica panamericana, 2005, pp:18-22.
17. Graber Vanarsdall , Ortodoncia Principios Generales y Técnicas, 3 era. Edición, Buenos Aires, Editorial Panamericana,1999, pp.237
18. Graber Vanarsdall , Ortodoncia Principios Generales y Técnicas, 3 era. Edición, Buenos Aires, Editorial Panamericana,2003, pp.306
19. <http://www.educarenortodoncia.com/Descargas/20a22.pdf>
20. Proffit W. Ortodoncia Teoría y Práctica, Editorial Mosby/Doyma, 1995, Madrid España pp.291-292.
21. Brantley W. Eliades T. Orthodontic Materials Scientific and Clinical Aspecto. Editorial Thieme, 2001, New York E.U.A ,P.P. 77-103
22. Nakamura C. Rodríguez E. Casasa R. Alineación térmica en Ortodoncia.
<http://www.ceob.com.mx/nueva/indexalambretermico.html>
23. Alexandra Michiardi ,Nuevo tratamiento de oxidación en aleaciones de NiTi para aplicaciones biomédicas. Caracterización superficial y respuesta biológica in Vitro, Universitat Politècnica de Catalunya, Departament de Ciència dels Materials i Enginyeria Metal·lúrgica de Barcelona ,Universitat Politècnica de Catalunya, Diciembre 2005.
24. William D. Callister, Pere Molera Solà, Marc J, Introducción a la ciencia e ingeniería de

los materiales, Editorial Technology & Engineering 2000 , volumen 2, páginas 584

25. Julio Nazar C. Biofilms bacterianos, Revista Otorrinolaringología y cirugía de Cabeza Cuello 2007; volumen 67: páginas 61-72

26. THOMAS JG, NAKAISHI LA. Managing the complexity of a dynamic biofilm. J Am Dent Assoc 2006; 137(suppl): 10S-15S.

27.<http://www.colgateprofesional.com.mx/ColgateProfessional/Home/MX/ProfessionalEd/DentalAssistants/OnlineLearning/pdfs/10edic.pdf>

28. Serrano-Granger, Jorge, Herrera, David, La placa dental como biofilm RCOE v.10 n.4 Madrid jul.-ago. 2005

29. Gladys Velazco, Elkis Weinhold, Carmelo Garcia, José Luís Cova, Leonidas Urdaneta, Estudio comparativo de la acidez del medio bucal en presencia de aditamentos metálicos y sus implicaciones en los fenómenos corrosivos, DENTUM 2007; volumen 7 numero (4), paginas:157-162

30. Moran López Elena y Cruz Paulín Yulien , Microorganismos en Cavidad Bucal .Rev. Cubana de Estomatología 2001. 3ª. Edición. Vol.38. No.3. pp.132-135.

31.<http://microral.wikispaces.com/La+cavidad+oral+como+habitat+para+los+microorganismos>.

32. Mareci Daniel y et. al Electrochemical behaviour of titanium alloys in artificial saliva. Barcelona. October 2004. pp 891-897.

33. Mi-Jin Chuna; Eunju Shimb; Eun-Hee Khob; Keum-Joo Parka; Jarang Junga; Jin-Man Kimc; Byunghoon Kimd; Ki-Heon Lee; Dong-Lyun Chof; Dong-Hoon Baig; Syng-Ill Leeh;

Hyeon-Shik Hwangi; Seung-Ho Ohkj, Surface Modification of Orthodontic Wires with Photocatalytic Titanium Oxide for its Antiadherent and Antibacterial Properties, Angle Orthodontist, Vol 77, No 3, 2007

34. Rondelli G. corrosion resistance tests on NiTi shape memory alloy. Biomaterials 1996;17(20):2003-8.

35. Beltran C, Saravia Rojas, MA, Fosca, C. and Díaz, I, "A metallographic comparative study of the corrosion velocity among three brands of copper alloys used in fixed prothesis", Rev. Estomatologica . Hered 1992;2:21-7.

36. Lausama J., Kasemo, B. Y Hansson, S. "Aceleratedoxido grown on titanium implantas during autoclaving caused by fluoride contamination". Biomaterials 1985;6:23-27.

37. Hera Kim, DDS, MMS, Jeffery W. Johnson, DDS, Corrosion of stainless steel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires, The Angle Orthodontist: February 1998. Vol. 69, No. 1, pp. 39–44.

38. N.P. Hunt, PhD, MOrth, FDSRCS, MS, S.J. Cunningham, BChD, FDSRCS, MOrth, C.G. Golden, BDS, FDSRCPS, MSc, MOrth, M. Sheriff, PhD, An investigation into the effects of polishing on surface hardness and corrosion of orthodontic archwires, The Angle Orthodontist: September 1998. Vol. 69, No. 5, pp. 433–440.

39. Chia-Tze Kao; Shinn-Jyh Ding; Hong He; Ming Yung Chou; Tsui-Hsien Huang" Cytotoxicity of Orthodontic Wire Corroded in Fluoride Solution In Vitro, The Angle Orthodontist , April 2006. 77(2): 349–354.

40. Alexander, M. 1965. Most probable number methods for microbial populations. In Methods of soil analysis part 2. Chemical and biological proprieties. (Black, C. A., ed). Amer Soc. Agronomy. Madison. Pp 1467-1472.
- 40 a1a. Alexander, M. 1977. Introduction to soil microbiology. John Wiley & sons, New York.
41. Ballesteros-Almanza, M.L., M. Navarrete-Bedolla J.M Sánchez-Yáñez., B Valdez-Salas and G Hernández-Duque. 2000. Corrosión inducida por la bacteria hipertermoofila *Thermoproteus neutrophillus* en el acero inoxidable AISI 304 Sensibilizado. CIENCIA NICOLAITA (aceptado para su publicación).
42. Bolivin, J., Laishley, E.J., Bryant, R.D., Costeron, J.W. 1990. The influenced of enzyme systems on microorganism induced corrosion. Corrosión. Paper No 128.
43. Bryant, R.D., Janssen W., Bolvin, J., Laishley, E.J. & Corterson J.W. 1991. Effect hydrogenase and mixed sulfate-reducing bacterial population on the steel corrosion of steel. Appl. Environ. Microbiol. 57 :2804-2809.
44. Cragnolino, G. 1983. The role of sulfate-reducing and sulfur oxidizing bacteria on localized corrosion. NACE. CORROSION 83. Paper No 224.
45. Characklis, W.G. 1981. Fouling biofilm development. A process analysis. Biotech. Bioeng. 23:1923-1960.
- 46 Daumas, S., Massiani, and Crousier, J. 1988. Microbiological battery induced by sulphate-reducing bacteria. Corrosion Science. 28:926-940.
47. Dexter, S.C. 1976. Influence of substrate wettability on the formation of bacterial slime films on soild surface immersed in natural seawater. 6th. Intern. Congr. On Marine Corr. And Fouling Proc. Juan Les Pins. Antibes, France. 137-144.

48. Dester, S.C., Duquette, D. J., Siebert., O.W. Videla, H.A. 1991. Use and limitations of electrochemical techniques for investigating microbiological influenced corrosion.
49. Duquette, D.J. 1986. Electrochemical technique for evaluation of microbiologically influenced corrosion processes. Advantages and Disadvantages. In Argentine-USA. Whorkshop on Biodeteroration Proc (H.A Videla. ed). Aquatec Quimica. Sao Paulo. Brazil, 15-32.
50. Furussaka., c., Y. Nagatsuka, and S. Ishikuri. 1991. Survival of sulphate-reducing bacteria in oxic of paddy soils. P: 259-266. In Berthelin (ed). Diversity of environmental biogeochemistry. Elsevier. New York.
51. Kearns, J., Little, B.J. (eds) 1994. Microbiologically influenced corrosion testing. ASTM, STP 1232, Philadelphia. PA, pp 297.
52. Pintado, J. L. Moreno, F. 1986. Corrosión microbiología en centrales hidroeléctricas. Corrosión y Protección. XVII. 361-366.
53. Sanders, P.F., Hamilton, W.A. 1986. Biological and corrosion activities of sulphatereducing bacteria in industrial process plant. In Biologically induced corrosion. (S.C. Dexter ed). NACE8. Houston, TX. 47 - 48.
54. Silva, A.J.N., Tanis, J.N. Silva, J.O. Silva, R. A. 1986. Alcohol industry biofilm and their effect on corrosion of 304 stainless steel. In Biologically induced corrosion. (S.C. Dexter ed). NACE -8. Internacional corrosión conference series, NACE, Texas 76-82
55. Touvinen, O.H., Mair, D.M. 1986. Corrosion of cast iron pipes and associated water quality effects in distribution systems in Biodeterioration 6 (S. Barry., D. R. Houghton, G.C. Llewlllyn, C, E. O, Rear, eds), CAB International/The biodeterioration Society Slough, U.K, 223-227.

56. Videla . H.A. Bianchi, F., Freitas, M.M. S., Canales, C.G., Wilkes, J.F. 1994. Monitoring biocorrosion and biofim in industrial waters: apractical approach in Microbially influenced corrosion testing (J.R. Kearns, B.J. LITTLE, eds). ASTM STP 1232. Phyladelphia, USA. 128-132.