

UNA REVISION SOBRE LA CORROSION DE LOS METALES EN ORTODONCIA

T.P. Chaturvedi, BDS, MDS*

Encargado de la División de Ortodoncia de la
Facultad de Ciencias Dental, del Instituto de Ciencias
Medicas, Universidad de Banaras Hindú, Varanasi

FACULTAD DE CIENCIAS DENTALES DEL
INSTITUTO DE CIENCIAS MÉDICAS DE LA
UNIVERSIDAD BANARAS HINDU, VARANASI-
221005, U.P. (INDIA)

Dirección:

Dr. T.P. Chaturvedi

In charge,

División de Ortodoncia

Facultad de Ciencias Dentales

Instituto de Ciencias Médicas

Universidad Banaras Hindú

Varanasi – 221005, U.P. (India)

Email: tpchaturvedi@rediffmail.com

Traducido por:

Dr. Luis Rafael Serret H.-

(Republica Dominicana)

Resumen

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 nocivas para la salud.

Los mejores materiales son aquellos que ofrecen una resistencia ideal frente a las condiciones extremas de la cavidad bucal, lo que 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.

Este artículo presenta varios aspectos sobre la corrosión y la biocompatibilidad de los alambres ortodóncicos y demás aditamentos.

Se explora varias estrategias para evaluar las propiedades biológicas de los materiales.

Durante el tratamiento de ortodoncia el uso de aleaciones libres de níquel ofrecen una mayor Resistencia de corrosión.

PALABRAS CLAVES: Corrosión, Alambres

Ortodóncicos, Alergia al níquel, Aleaciones Dentales

1. INTRODUCCION

La cavidad bucal es el medio ideal para estudiar los procesos biológicos que se relacionan con el comportamiento de los metales frente a los dientes.

Los metales y los materiales dentales interactúan continuamente con los fluidos que se producen en la boca, y como consecuencia los tejidos blandos se pueden ver afectadas por lesiones y la presencia de aproximadamente 30 especies de bacterias

(el conteo total de las bacterias en la saliva se ha dicho que es de aproximadamente cinco mil millones por ml de saliva).

Claro, que la parte mas importante concerniente a los tejidos orales es mantenerlos sanos, la saliva es una solución hipotónica que contiene en su estructura bioactonato, cloro, potasio, sodio, nitrógeno, y proteínas; asimismo, el PH de la saliva varia desde 5.2 a 7.8.

Lo dientes funcionan en uno de los ambientes mas inhóspitos del cuerpo humano, puesto que se someten a temperaturas muy variantes que van desde (00C) hasta (600 C). La corrosión, que implica la degradación de los materiales por ataques electroquímicos es un comportamiento muy particular cuando la aparatología ortodóncica es colocada en este ambiente electrolítico tan hostil como es la boca.

Factores como la temperatura, la calidad y cantidad de saliva, la placa dentobacteriana, el PH, proteína, propiedades químicas de los sólidos y líquidos de las comidas pueden influir en el desarrollo del proceso de la corrosión.

Los alambres ortodóncicos 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.) (Tabla-1)4.

Asimismo, los alambres son elaborados de varias formas y tamaños, manufacturados mediante procesos de mezclas de metales y de igual forma así se realizan los brackets, siendo el hierro la base de las aleaciones partiendo del galvanizado hasta la fase iónica en donde se extrae el cobre y el zinc.

La idea básica de este artículo es hacer una revisión de los aspectos de corrosión y su efecto en la aparatología de ortodoncia en el medio ambiente bucal, evaluar el efecto del fluor (gel o pastas dentales) en los aparatos de ortodoncia y evaluar la sensibilidad al níquel.

Un resumen de varios trabajos experimentales sobre la corrosión en ortodoncia (*in vitro*) se presenta en la tabla 2 lo cual explica someramente este proceso de los materiales de ortodoncia en el ambiente bucal.

1.1 Significado clínico de la corrosión de los alambres Ortodóncicos.

Se ha probado que pequeñas Corrientes galvanicas están asociadas a la corrosión y que esto es frecuente en el medio ambiente bucal.

El uso de materiales de restauración dental, así como también los alambres ortodóncicos que sufren de estos cambios galvanicos, estos mismos cambios pueden ser eliminados.

Si destacamos que las restauraciones metálicas y los alambres ortodóncicos no se pueden separar del efecto eléctrico que sufren frente a los dientes,

seria muy importante destacar que estos materiales deben ser resistentes frente a la corrosión, y que cuando este efecto adverso se desarrolla se produce un deterioro en la superficie de los materiales, debilitamiento de la aparatología y liberación de elementos metálicos nocivos a la salud que pueden generar alteraciones del tejido blando del paciente y reacciones alérgicas.

7, 8,9.

La corrosión es sinónimo de fatiga en la vida útil de los metales con el consecuente fracaso de los mismos 10,

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.

1.1.1. Debilitamiento de los aparatos:

La fractura de los aparatos ortodóncicos es un fenómeno el cual no es muy común, sin embargo afecta en gran medida los resultados clínicos.

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 una muy buena Resistencia de corrosión, 11, 12,13.

Según con Zinelis y colaboradores 14;

Las aleaciones de soldaduras con el acero inoxidable desprenden iones metálicos como son:

Cu^{++} y Zn^{++} , estos elementos se desprenden a partir el hierro, lo cual indica que los aparatos ortodóncicos pueden fallar en un periodo corto de tiempo por lo que debemos de buscar la mejor calidad de metales y así lograr una mejor

longevidad de nuestros aparatos, mismos que deben de ser biocompatibles con el ambiente oral Anisa Vahed y colaboradores 15

Reportaron en uno de sus estudios, que la saliva reduce la tensión superficial de la unión de la soldadura de plata con el acero inoxidable,

La reducción en las propiedades de tensión se da por un debilitamiento inducido por la corrosión localizada de la interfase entre la soldadura y el metal.

La preponderancia de Cu y las partículas ricas que se forman en la interfase entre la soldadura y el metal provoca un efecto micro galvánico que produce una selectiva disolución de estas partículas y el debilitamiento de la interfase.

Así mismo, la corrosión es la mayor causa de la disolución que se producen tanto en la base como en las alas de los brackets durante el tratamiento de ortodoncia o en la etapa del debondeado. 16

1.1.2. Fricción y Deslizamiento

La corrosión aumenta la fuerza de fricción entre el bracket y el arco de alambre por lo que las superficies se tornan rugosas dando como resultado una inapropiada distribución de fuerzas en los aparatos de ortodoncia, lo que compromete el movimiento dental 17,18.

1.1.3. Dolor localizado / Tragado

Las consecuencias de la corrosión producen dolor

localizado en la región de los aparatos ortodóncicos así como también dolor al tragar por la infección que se puede producir 19.

1.1.4. Respuesta Citotóxica

El níquel y el Cromo inducen a un tipo de hipersensibilidad tipo IV en el cuerpo y esta reacción pueden actuar como un agente carcinógeno y mutágeno.

Estos metales causan respuestas citotóxicas como la disminución de la actividad enzimática, interferencia bioquímica, carcinogenicidad y mutagenicidad 20, 21.

Los arcos de Titanio contienen níquel y pueden causar irritación tisular en algunos pacientes

el Manganeseo desprendido desde algunas aleaciones en combinación con el saliva pueden ocasionar una toxicidad en los nervios, desordenes en los husos etc. Recientes publicaciones sugieren que la exposición prolongada de níquel afecta los monocitos humanos y las células de la mucosa oral 22,23.

1.1.5 Descalcificación dental:

Varios ácidos se forman durante el ataque microbiano y la aparatología ortodóncica en el ambiente oral.

El Biofilm de la superficie dental conjuntamente con el resto de la comida y los productos metabólicos producidos en el ambiente oral provocan un proceso de glicólisis en donde se desprenden dióxido de carbono (CO₂).

Generalmente este proceso quimicorganico conjuntamente con la fermentación de los azucares producen ácidos organicos, alcoholes y CO₂.

El efecto quimiorganico en condiciones anaeróbicas con presencia de sulfatos y placa bacteriana producen un intercambio molecular con los iones ferrosos y los ácidos sulfúricos que hacen que se reduzca el pH desarrollándose así la corrosión de los metales y consecuentemente la descalcificación dental 24.

1.2. Efecto de la corrosión en los arcos Ortodóncicos.

1.2.1 Corrosión del Acero inoxidable

Los arcos de acero inoxidable empleados en ortodoncia generalmente son realizados de autentico acero inoxidable conteniendo aproximadamente 18% de cromo y 8% de niquel, esto hace que sea una muy buena combinación de dureza, resistencia a la corrosión y un costo moderado.

Esta propiedad de Resistencia a la corrosión se debe al cromo, el cual funciona como una alta base del metal.

La Resistencia a la corrosión también depende de la película pasiva, que se forma espontáneamente (pasivacion) y reformacion (repasivacion) en el aire y debajo de la mayoría de las condiciones de los fluidos.

El oxigeno es muy necesario para la formación y manutención de la película, independientemente de la acides y de los iones de cloro que pueden ser esenciales,

La presencia de puntos de soldaduras aumenta la susceptibilidad a la corrosión ya que estas emiten Corrientes electrogalvánicas por la presencia de la saliva y la liberación de otros iones metálicos.

El acero inoxidable austenítico puede perder su Resistencia a la corrosión si este es expuesto al calor aproximadamente a una temperatura entre 4,000 a 9,000C.

estas temperaturas son las que empleamos en ortodoncia al soldar los alambres; la disminución de la Resistencia en la corrosión se debe a la precipitación del cromo-hierro al someterse a estas altas temperaturas 26.

Debajo de estas temperaturas la precipitación no ocurre y los cambios en la corrosión son menos.

La corrosión del acero inoxidable puede resultar por la formación de las células galvánicas que se forman por una o varias de las siguientes vías:

- i) la rugosidad de la superficie del acero inoxidable del alambre que puede causar ataques de corrosión localizada.
- ii) algún corte o abrasión del acero inoxidable provocado por fresas de carburo, pinzas o fresas de diamantes que actúan como células galvánicas.
- iii) aplicación de calor o puntos de soldaduras en la aparatología ortodóncica, que también forman coples galvánicos *in vivo*.

1.2.2 Titanio y sus aleaciones (cromo cobalto, aleaciones de níquel, aleaciones de níquel titanio, aleaciones de β -titanio):

el titanio es altamente resistente a la corrosión y esto se debe a su efecto de pasividad producido por una pequeña capa de óxido de titanio que se forma en su superficie.

La superficie de la aleación del titanio es mucho más dura que la del acero inoxidable, el cual puede actuar como células galvánicas 27, 28,29.

2. Corrosión

2.1. Definición de corrosión

El término de corrosión es definido como el proceso de interacción entre un metal sólido y su ambiente químico, que da como resultado la pérdida de sustancia desde el material, cambios en las características estructurales, o pérdida de su integridad.

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

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 óxido metálicos en la superficie de los metales 30.

2.2. Tipos de Corrosión de los alambres ortodóncicos

Existen varias formas de corrosión como se muestra en la figura 1 y se describe de la manera siguiente.

2.2.1 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.

2.2.2 Corrosión de puntos

Este tipo de corrosión es localizado y muy simétrico en donde básicamente puntos de óxidos o de corrosión se localizan en la superficie del metal; generalmente ocurre en la base del metal, el cual está protegido naturalmente por una fina capa de óxido. 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 Potentiodinámicos y observaciones de los alambres (CoCr, NiCr, NiTi y Beta-Ti) utilizando un microscopio electrónico, en un medio de corrosión electroquímica y en saliva artificial; han mostrado evidencias de una corrosión de puntos formadas en la superficie de los alambres 31.

Liu³², 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 y ellos 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.

Souni *et al*³³ 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.

Hera Kim³⁴ mostró que el níquel titatinio así como el acero inoxidable son susceptibles frente a la corrosión.

2.2.3 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 (ej. Colocación de las ligaduras elastoméricas en un bracket). La reducción en el pH y el aumento en la concentración de los iones de cloro son dos factores esenciales para la iniciación y propagación del fenómeno de la corrosión.

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 entre 35,36.

Platt *et al*³⁷

reportaron que 2205 doble del acero es una alternativa mejorada del 316L para la fabricación de los brackets ortodóncicos cuando estos se combinan con el Ti y sus aleaciones o con los arcos de acero inoxidables.

Rogers³⁸

mostró mediante el electroplating con oro antes y después de la soldadura de plata que el acero inoxidable es resistente a la corrosión.

2.2.4 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 39,40, que tiene como causa la acción químico-mecánica dado en las áreas de corrosión ej: áreas de contacto de los materiales “slot de los brackets y los arcos de alambres”

2.2.5 Corrosión Intergranular:

Los reactivos impuros pueden segregar, o pasivar elementos como el cromo que puede dar como resultado zonas de corrosión localizadas que reaccionan a los cambios de temperatura alterando así su micro estructura, Berge *et al*⁴² reportaron que los arcos de alambres de acero austenítico despiden níquel y cromo en mayores cantidades que los alambres de cromo cobalto, dando como resultado una debilidad, una superficie rugosa o una

rotura del mismo.

2.2.6 Corrosión Galvanica de las aleaciones ortodóncicas:

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

Cuando dos o mas 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 galvanica la cual se caracteriza en la liberación de iones metálicos.

Reed y Willman⁴³ demostraron la presencia de corrientes galvanicas en la cavidad bucal, posteriormente, Burse *et al*⁴⁴ describieron en un estudio experimental un protocolo *in vivo* sobre la importancia de establecer mediante la evaluación rangos sobre la presencia de aleaciones.

Masahir *et al*⁴⁵ mostraron que la aleación de NiTi con SUS 304 o Ti exhibía una mayor corriente galvánica después de las 72 horas, lo que sugiere que el SUS 304-NiTi y Ti-NiTi puede acelerar grandemente la corrosión del NiTi.

SU 304-NiTi y SU Ti-NiTi

La diferencia entre el ánodo y el cátodo sirven como puntos de referencia para estudiar el comportamiento de la corrosión galvanica.

Tufekci *et al*⁴⁶ describieron una alta sensibilidad analítica que mostraba el despido de elementos individuales por un

periodo mayor de un mes lo cual aparentemente esta relacionado con la fase de micro estructura en las aleaciones;

asimismo, diferentes formas de corrosión electroquímicas están relacionadas con el mecanismo de producción de áreas in homogéneas

Los fallos en los puntos de soldaduras se pueden minimizar empleando materiales que reduzcan los efectos de corrosión galvanica o micro galvánica.

2.2.7 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, esta misma resulta por la generación de tensión y el estrés comprensivo 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.

Wang *et al*⁴⁸ estudio la rotura del NiTi en un estudio con saliva artificial y comprobó que estos alambres se pueden romper por causa del estrés de corrosión y por los cambios térmicos a los cuales son sometidos.

2.2.8 Daño por Hidrogeno:

El ataque de Hidrógeno es la reacción del hidrogeno con el carbono en el acero en forma de metano, dando como resultado una descarburizacion y debilitamiento de la superficie, que se puede presentar en metales como: titanio, vanadium, niobium etc.

2.2.9 Corrosión microbiana en los aparatos

ortodóncicos:

La microbiología esta relacionada con la corrosión y ha estado presente en la industria por muchos años. Es muy reconocido que los microorganismos afectan la corrosión de los metales y la aleaciones en los ambiente 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.

Matasa⁴⁹ 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 microfracturas en la base de los brackets comprometiendo así su adhesión y a 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 mas bajo sea el pH, mejor será el ambiente para la corrosión de las bacterias.

Chang *et al*⁵⁰ mostró el comportamiento de la corrosión en los materiales metálicos dentales en presencia de *Streptococcus mutans*.

Maruthamuthu *et al*⁵¹ estudio 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, romio, níquel y hierro.

2. Mejoramiento del ambiente oral:

En el ambiente oral, los colutorios, las pastas y los geles que contienen fluor, son empleados para evitar las caries dental o evitar sensibilidad dental.

Los efectos del Fluor en cuanto a la Resistencia de la corrosión del Ti o las aleaciones con el Ti se han reportado con anterioridad.

Los iones de Fluor actúan muy agresivos en la capa protectora del TiO_2 formadas en las aleaciones de Ti, conformadas en los arcos de alambres de NiTi que tienen en su compuesto químico TiO_2 y

en donde el Fluor aumenta la posibilidad de la corrosión en las aleaciones de NiTi,

penetrando este mismo en los pequeños espacios creviculares entre los brackets y los arcos de alambres.

Las aplicaciones tópicas de Fluor (concentraciones de Fluor), pueden atacar la interfase de los arcos y los brackets dependiendo de la concentración de fluor; lo que aumenta la fricción del sistema Ortodóncico.

Al utilizar los agentes de Fluor tópico en arcos de NiTi, estos arcos pierden sus propiedades contribuyendo así a prolongar el tiempo del tratamiento 54.

A los pacientes de Ortodoncia se les instruye a mantener un nivel de higiene óptimo, el cual debe incluir cepillados regulares. Sin embargo, estudios

In vitro, sobre el efecto del cepillado y su impacto en las aleaciones de NiTi han mostrado que existe un aumento de descomposición del NiTi al utilizar pasta dental, no así

reflejado con el cepillar sin el uso de pasta dental.

De igual forma, existe evidencia que sugiere que los enjuagues bucales pueden incidir en el aumento de desprendimiento de iones de los puntos de soldaduras de plata en los aparatos de ortodoncia.

Schiff *et al*⁵⁵, estudiaron la Resistencia de corrosión de tres tipos de brackets (Cromo-Cobalto, Hierro-Cromo-níquel y Titanio) al someterlos a colutorios bucales con Fluor. El resultado mostró que se pueden dividir dos grupos de brackets:

Ti y FeCrNi en uno y CoCr que tienen propiedades similares a Pt.

Muchos estudios han mostrado que los iones de Fluor pueden destruir la superficie de protección de TiO₂ y a la película de las aleaciones de Ti propiciando así a la morfología de la corrosión disminuyendo la Resistencia de polarización y aumentando la densidad de la corriente anódica de los metales o el desprendimiento de iones⁵⁶.

Asimismo, la Resistencia de corrosión del NiTi disminuye o aumenta la concentración de NaF en saliva artificial.

Schiff *et al*⁵⁷, estudiaron este acontecimiento empleando tres diferentes colutorios bucales y su comportamiento en arcos de alambres, dando como resultado que el NiTi sufre de una severa corrosión producto del

Na₂FPO₄ que contienen los colutorios bucales.

Huang⁵⁸ publicó variaciones en la topografía de la superficie de diferentes arcos de NiTi en diferentes ambientes con Fluor; dando como resultado que cuatro de los arcos de NiTi Empleados en el estudio tuvieron diferentes variaciones en su superficie topográfica lo cual

depende de la concentración de los iones de Fluor presentes. La manufactura de los arcos de alambres así como el medio ambiente empleado están estadísticamente relacionados a las variaciones de la superficie de los alambres. Lo cual sugiere que la rugosidad de los arcos de alambres de NiTi provocado por los colutorios bucales es un factor que debemos tener en cuenta para lograr resultados óptimos en el tratamiento Ortodóncico.

4. níquel presente en los alambres Ortodóncicos:

El níquel presente en las aleaciones ortodóncicas se encuentran en los brackets, arcos de alambres, bandas, resortes, y ligaduras metálicas.

Para la mayoría de los materiales una superficie rugosa es sinónimo de corrosión, sin embargo es importante evaluar el grado de biocompatibilidad del Ni en las aleaciones utilizadas en odontología.

El uso del níquel esta en desuso particularmente desde la noción de que produce alergias, aunque no todos los individuos alérgicos al níquel pueden reaccionar frente a este, y aunque la frecuencia a este tipo de alergia es alta muchos individuos se tornan resistentes a este tipo de alergias. El níquel es conocido por su alergeneidad⁵⁹; en un estudio en personas adolescentes, se encontró la presencia de alergia al níquel en un 30% en mujeres y un 3% en varones⁶⁰, producto de los piercing mayormente verificado en la zona de la orejas el 31% y un 2% en otras zonas.

Las alergias y sus complicaciones dependen de la respuesta

del sistema inmune de cada persona, la mayoría de las alergias dentales son causas de la presencia del níquel encontrado en las aleaciones de los materiales, convirtiéndose en una hipersensibilidad tipo IV con presencia de celular Linfocitos tipo T.

La corrosión del níquel así como la liberación de iones metálicos 61, 62,63 puede propiciar el aumento de la sensibilidad de algunos pacientes, esto demostrado por Bishara64

*et al*65, quienes estudiaron la biodegradación de los aparatos ortodóncicos

in vitro y demostraron que el despidio de los iones de níquel de los aparatos ortodóncicos (NiTi- Fe) aumentan en la primera semana y disminuye durante el tiempo.

Gjerdt *et al*66 estudiaron el despidio metálico de los arcos de alambres al someterlos a altas temperaturas en Laboratorio y mostraron un aumento significativo en la concentración y masa de níquel en muestras de pacientes con aparatología ortodóncica fija comparándolas con pacientes sin presencia de aparatología ortodóncica.

Otros estudios han demostrado que la liberación de iones de níquel no es proporcional a la cantidad de níquel que pudiera contener los alambres ortodóncicos pero si el tipo de aleación con la cual se haya construido algún aparato Ortodóncico.

Kerosuo *et al*67 estudiaron *in vitro* el despidio de iones de níquel y Cromo desde varios tipos de aparatología ortodóncica.

Fueron sumergidos en solución de Cloruro-Sodico al 0.9%, mostrando una mayor liberación de níquel al compararlo a

los que fueron sometidos a una condición estática; lo que puede sugerir que los iones de Fluor despedidos desde las restauraciones y desde los aparatos intraorales pueden normalmente ser tragado por el paciente y no acumularse en la cavidad bucal; sin embargo se ha demostrado que la cantidad de níquel liberado por las aleaciones dentales son mucho menos que la que se ingiere en la dieta diaria.

De acuerdo a Kim³³, para los pacientes alérgicos al níquel, el uso de arcos cubiertos con capas protectoras o aislantes es recomendado.

Entre los signos y síntomas a las reacciones alérgicas se pueden señalar: Edema de los tejidos orales, Estomatitis peri oral, Gingivitis, y manifestaciones extraorales como: erupciones excematosas^{68, 69,70}.

En la actualidad no se sabe con certeza los mecanismos o porque la alta frecuencia a este tipo de alergia, pero se distingue el componente genético^{71, 72}, en adición a la variabilidad del comportamiento individual de cada persona frente a la liberación de los iones de níquel que muchas veces reflejan una mutación muy diversa que varía en cada individuo, sin embargo, no existe evidencia de que esta lesión provoque cáncer intraoral⁷³.

Cioffi *et al*⁷⁵, recomiendan el monitoreo frecuente de los

pacientes que reaccionan al níquel y de igual manera recomiendan la activación de una pequeña capa de (TLA) el cual es un método biomédico empleado para monitorear el comportamiento de la corrosión.

5. Resumen:

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 se corroan. Por esto en la actualidad existen innovaciones metalúrgicas que previenen este tipo de comportamiento de los metales. La corrosión puede causar severas y catastróficas desintegración de los metales, rugosidades de los mismos, y en ortodoncia restringe el movimiento dental. La aplicación de fluor y geles como las pastas dentales puede afectar las estructuras de los metales y aparatos, en el futuro los materiales deberán de ser libres de níquel y mas investigación deberán de realizarse sobre los diversos materiales que provocan la corrosión tanto en la dieta diaria como en el uso de las aplicaciones tópicas de Fluor durante el tratamiento de ortodoncia muy utilizados para mantener una buena higiene oral.

REFERENCIAS

1. Martinez, J.R. and Barker, S., Ion transport and water movement. Arch.Oral Biol. 1987, 32, 843-847.

2. Maijer R, Smith DC. Corrosión of orthodontic bracket bases. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1982; 81:43–48.
3. Maijer R, Smith DC. Biodegradation of the orthodontic bracket system. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1986; 90:195–198.
4. Brantley WA. Orthodontic wires. In: Brantley WA, Eliades T, eds. *Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects.* Stuttgart: Thieme; 2001:77–103.
5. Kenneth J. Anusavice: Phillips' Science of Dental Materials, eleventh edition. SAUNDERS An imprint of Elsevier.
6. Jia W, Beatty MW, Reinhardt RA, Petro TM, Cohen DM, Maze CR, Strom EA, Hoffman M. Nickel release from orthodontic arch wires and cellular immune response to various níquel concentrations. *J Biomed Mater Res.* 1999; 48:488–495.
7. Dunlap CL, Vincent SK, Barker BF. Allergic reaction to orthodontic wire: report of case. *J Am Dent Assoc.* 1989; 118:449–500.
8. Greppi AL, Smith DC, Woodside DG. Nickel hypersensitivity reactions in orthodontic patients. *Univ Tor Dent J.* 1989; J3:11–14.
9. Kerosuo H, Moe G, Kleven E. In vitro release of níquel and chromium from different types of simulated orthodontic appliances. *Angle Orthod.* 1995; 65:2111–116.
10. 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.]

11. Hunt NP, Cunningham SJ, Golden CG, Sheriff M. An investigation into the effect of polishing on surface hardness and corrosion of orthodontic archwires. *Angle Orthod.* 1999; 69:5433–440.]

12. Yonekura Y, Endo K, Iijima M, Ohno H, Mizoguchi I. In vitro corrosion characteristics of commercially available orthodontic wires. *Dent Mater J.* 2004; 23:2197–202.

15

13. Platt JA, Guzman A, Zuccari A, Thornburg DW, Rhodes BF, Oshida Y, Moore BK. Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997; 112:69–79.

14. Zinelis S, Annouski O, Eliades T, Makou M. Elemental composition of brazing alloys in metallic orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2004;74(3):394-9

15. Anisa Vahed, Nirusha Lachman, Robert D. Failure investigation of soldered stainless steel orthodontic appliances exposed to artificial saliva. *Dental materials* 2007;23:855-61.

16. Theodore Eliades. Orthodontic materials research and applications: Part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J*

- Orthod Dentofacial Orthop. 2007; 131:253–64.
17. Matasa CG. Orthodontic attachment corrosión susceptibilities. *J Clin Orthod.* 1995; 29:16–20.
 18. Matasa CG. Attachment corrosión and its testing. *J Clin Orthod.* 1995; 24:16–23.
 19. S. Maruthamuthu et al: electrochemical behavior of microbes on orthodontic wires. *Current Science*, Vol. 89, No. 6, 2005.
 20. Pereira ML, Silva A, Tracana R, Carvalho GS. Toxic effects caused by stainless steel corrosión products on mouse seminiferous cells. *Cytobios.* 1994; 77:73–80.
 21. Veien NK, Bochhorst E, Hattel T, Laurberg G. Stomatitis or systemically-induced contact-dermatitis. *Contact Dermatitis.* 1994; 30:210–213.
 22. Al-Waheidi EM. Allergic reaction to níquel orthodontic wire: a case report. *Quintessence Int.* 1995; 26:385–387.
 23. Dunlap CL, Kirk Vincent S, Barker BF. Allergic reaction to orthodontic wire: report of a case. *J Am Dent Assoc.* 1989; 118:449–450.
 24. Christopher M., Brett, A., Ioanimescu, I and Trandafir F., Influence of the biological fluid on the corrosión of the biological fluid on the corrosión of dental amalgam. *Corros. Sci.*, 2004, 46, 2803-2816.
 25. Merritt K, Brown SA. Release of hexavalent chromium from corrosión of stainless steel and cobalt-chromium alloys. *J Biomed Mater Res.* 1995; 29:627–633.

16

26. Berge M, Gjerdet NR, Erichsen ES. Corrosión of silver soldered orthodontic wires.

Acta Odont Scand 1982;40(2):75-920.

27. Sarkar NK, Redmond W, Schwaninger B, Goldberg AJ. The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires. J Oral Rehabil. 1983; 10:121–128.

28. Grimsdottir MR, Gjerdet NR, Hensten-Pettersen A. Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1992; 101:525–532.

29. Oshida Y, Sachdeva RCL, Miyazaki S. Microanalytical characterization and surface modification of TiNi orthodontic archwires. Bio-Medical Materials and Engineering. 1992; 2:51–69.

30. Jacobs JJ, Gilbert JL, Urbani RM. Corrosión of Metal Orthopaedic Implants. J Bone Joint Surg 1988; 80: 1-2.

31. 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; 103:8–14.

32. G.T. Liu, J.G. Duh, K.H. Chung, J.H. Wang. Mechanical characteristics and corrosion behavior of (Ti,Al)N coatings on dental alloys. Surface & Coating Technology. 200(2005) 2100-2105.

33. Es-Souni M, Fisher-Brandies H On the properties of two binary NiTi shape memory alloys. Effect of surface finish on the corrosion behavior and in vitro biocompatibility. *Biomaterials* 2002; 23:2887-94.
34. Kim H, Johnson JW. Corrosion of stainless steel, níquel-titanium, coated níquel-titanium, and titanium orthodontic wires. *Angle Orthod.* 1999; 69:39–44.
35. Matasa CG. Characterization of used orthodontic brackets. In: Eliades G, Eliades T, Brantley WA, Watts DC, eds. *in vivo-Aging of Dental Biomaterials*. Chicago, Ill: Quintessence. In press.
36. Olefjord I, Wegrelius L. Surface analysis of passive state. *Corrosión Science*. 1990; 31:89–98.
37. Platt JA, Guzman A, Zuccary A Moor Bk. Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;112:69-79.
- 17**
38. O.W.Rogers, *Brit Dent.J.*143 (1977)397-40330.
39. Eliades T, Eliades G, Athanasiou AE, Bradley TG. Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires. *Eur J Orthod.* 2000; 22:317–326.
40. Eliades T, Eliades G, Watts DC. Intraoral aging of the inner headgear component: a potential biocompatibility concern?. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001; 119:300–

306.

41. Sutow E. The corrosion behavior of stainless steel oral and maxillofacial implants. In: Eliades G, Eliades T, Brantley WA, Watts DC, eds. *In Vivo Aging of Dental*

Biomaterials. Chicago, Ill: Quintessence. In press.

42. Reed GJ, and Willman W: Galvanism in the oral cavity. *J Am Dent Assoc* 27: 1471, 1940.

43. Burse AB et. Comparison of the in vitro and in vivo tarnish of three gold alloys. *J Biomed Mater Res* 6;267-277, 1972.

44. Masahiro Iijima; Kazuhiko Endo; Toshihiro Yuasa; Hiroki Ohno; Kazuo Hayashi;

Mitsugi Kakizaki; Itaru Mizoguchi. Galvanic Corrosion Behavior of Orthodontic

Archwire Alloys Coupled to Bracket Alloys *The Angle Orthodontist*: 2005 Vol. 76,

No. 4, pp. 705–711.

45. Tufekci E, Mitchell JC et al: Inductively coupled plasma mass spectroscopy

measurements of elemental release from 2 high palladium dental casting alloys into a

corrosion testing medium. *J Prosthetic Dent* 87;80-85,2002.

46. Mohlin B, Mullar H, Odman J, Thilander B. *Eur J Orthod*. 1991;13:386.

47. Jianqiu Wang, Nianxing Li, Guangbin Rao, Enhou Han Wei ke. Stress corrosion

cracking of NiTi in artificial Saliva. *Dental materials* 2007;23; 133-137.

48. Matasa CG. Microbial attack of orthodontic adhesives.

Am J Orthod Dentofac
Orthop. 1995; 108:132–141.

49. Theodore Eliades, DDS, MS; Athanasios E. Athanasiou, In Vivo Aging of Orthodontic Alloys: Implications for Corrosion Potential, Nickel Release, and Biocompatibility. The Angle Orthodontist: Vol. 72, No. 3, pp. 222–237.

18

50. Jui-Chung Chang, Yoshiki Oshida , Richard L. Gregory , Carl J. Andres , Thomas M. Barco David T. Brown. Electrochemical study on microbiology-related corrosion of metallic dental materials Bio-Medical Materials and Engineering 2003;Volume 13, Number 3 281 – 295.

51. S.Maruthamuthu, A.Rajasekar,S.Sathiyarayanan,N.Muthukukumar,N.Palan iswamy.

Electrochemical behavior of microbes on orthodontic wires. Current Science, 2005
Vol.89; 6, 988-996.

52. Huang HH. Effects of fluoride concentration and elastic tensile strain on the corrosion resistance of commercially pure titanium. Biomaterials 2002;23:59-63.

53. Huang HH, Lee TH. Electrochemical impedance spectroscopy study of Ti-6Al-4V alloy in artificial saliva with fluoride and /or albumin. Dent Mater 2005;21:749-55.

54. Mary P. Walker, Richard J. White, Katherine S. Kula. Effect of fluoride prophylactic agents on the mechanical properties of níquel-titanium-based orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005; 127:662-9.
55. Nicolas Schiff, Francis Dalard, Michele Lissac, Laurent Morgan Brigitte G. Corrosión resistance of three orthodontic brackets : a comparative study of three flouride mouthwashes. *The European Journal of Orthodontics* 2005 27 (6):541-549.
56. Huang HH. Effect of fluoride and albumin concentration on the corrosión behaviour of Ti-6Al-4V alloy. *Biomaterials* 2003; 24:275-82.
57. Nicolas Schiff, Francis Dalard, Michele Lissac, Brigitte G. Influence of fluoridated mouthwashes on corrosión resistance of orthodontics wires: *Biomaterials* 2004; 25 (19):4535-4542.
58. Huang HH. Variation in surface topography of different NiTi orthodontic archwires in various commercial fluoride-containing environments. *Dental materials* 2007; 23:24-33.
59. Bass JK, Fine HF, Cisneros GJ. Nickel hypersensitivity in the orthodontic patient. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993; 103:280–285.
60. Kerosuo H, Kullaa A, Kerosuo E, Kanerva L, Hensten-Pettersen A. Nickel allergy in adolescents in relation to orthodontic treatment and piercing of ears. *Am J Orthod*

Dentofacial Orthop. 1996; 109:148–154. 25.

19

61. Park HY, Shearer TR. In vitro release of níquel and chromium from simulated orthodontic appliances. *Am J Orthod.* 1983; 84:156–169.

62. Staffolini N, Damiani F, Lilli C, Guerra M, Staffolini NJ, Belcastro S, Locci P. Ion release from orthodontic appliances. *J Dent.* 1999; 27:49–54.

63. Gjerdet NR, Erichsen ES, Remlo HE, Evjen G. Nickel and iron in saliva of patients with fixed orthodontic appliances. *Acta Odontol Scand.* 1991; 49:73–78.

64. Rahilly G, Price N. Nickel allergy and orthodontics. *J Orthod* 2003;30:171-174.

65. Bishara SE, Barrett RD, Selim MI. Biodegradation of orthodontic appliances. Part II. Changes in the blood level of níquel. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1993; 103:115–119.

66. Gjerdet NR, Hero H. Metal release from heat treated orthodontic wires. *Actaodontol Scan* 1987;45:409-14.

67. Kerosuo H, Moe G, Hensten-Pettersen A. Salivary níquel and chromium in subjects with different types of fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997; 111:595–598.

68. Hensten-Pettersen A. Nickel allergy and dental treatment procedures. In: Maibach HI, Menne T, eds. *Nickel and the Skin: Immunology and*

Toxicology. Boca Raton, Fla:
CRC Press; 1989:195–205.

69. Van Hoogstraten IM, Andersen KE, Von Blomberg BM. et al. Reduced frequency of níquel allergy upon oral níquel contact at an early age. Clin Exp Immunol. 1991; 85:441–445.

70. Jose F. Lopez-A, Jordi M. Angalada, Maria P. Ion release from dental casting alloys as assessed by a continuous flow system : Nutritional and toxicology implications. Dental materials; 22:(2006) 832-837.

71. Lindsten R, Kurol J. Orthodontic appliances in relation to níquel hypersensitivity. A review. J Orofac Orthop. 1997; 58:100–108.

72. Lee YW, Broday L, Costa M. Effects of níquel on DNA methyltransferase activity and genomic DNA methylation levels. Mutat Res. 1998; 415:213–218.

20

73. Lee YW, Klein CB, Kargacin B. et al. Carcinogenic níquel silences gene expression by chromatin condensation and DNA methylation: a new model for epigenetic carcinogens. Mol Cell Biol. 1995; 15:2547–2557.

74. Claire Manaranche, Helga Hornberger. A proposal for the classification of dental alloys according to their resistance of corrosión. Dental materials (2007) in press.

75. M.Cioffi, D.Gilliland, G.ceccone,R.Chiesa,A.Cigada. Electrochemical release testing

of níquel-titanium orthodontic wires in artificial saliva using thin layer activation.

Acta Biomaterialia 2005;1 (6) : 717-724.

76. R.A. Zavanelli, G.E. Henriques, I.Ferriera, J. Prosthet.Dent.68(4)1992;692-697.

77. Yukyo Takada,Keisuke N,Kohei K,Osamu O. Corrosión behavior of the stainless steel composing dental magnetic attachments. International Congress series 1284(2005)314-315.

Table 1: Different Types of Wires Used for Orthodontic Treatment and their Composition.

Sl. No.	Type of Wires	Composition
1.	Gold alloys	15-65% Au, 11-18%Cu, 10-25%Ag, 5-10%Pd
2.	Stainless steel	71%Fe, 18%Cr, 08%Ni, C less than 0.2 %
3.	Chrome-Cobalt	40%Co, 20%Cr, 15%Ni, 15.4%Fe, 07%Mo, 02%Mn, 0.4Br, 0.05%Others.
4.	Nickel-Titanium	54-55%Ni, 43-44%Ti, 1.6-3%Co.
5.	Copper- Nickel-Titanium	43Ti, 50%Ni, 0.50%Cr, 6.5%Cu.
6.	Beta-Titanium	79%Ti, 11%Mo, 06%Zr, 04%Sn.

Table 2: Summary of the some experimental work on the corrosion of orthodontic alloys (*in vitro*).

Sl. No.	References	Orthodontics wires	Medium, temperature, pH, period, method etc	Remark
1.	Anisa Vahed <i>et al</i> ¹⁵	Stainless steel wire. Silver solder.	Fusayama Meyer artificial saliva. pH- 7 37 ⁰ C, 28 days. SEM.	Significant reduction in the tensile failure load of silver-soldered stainless joints. The preponderance of Cu-rich particles that form in the solder metal at the interface provides a microgalvanic effect that leads to selective dissolution of these particles and corresponding weakening of the interface
2.	Berge <i>et al</i> ²⁶	Austenitic stainless steel, Co-Cr wires	Open cell potential measurements	a) Austenitic stainless steel wires release nickel and chromium in higher amounts than that of cobalt- chromium wires, resulting in discolouration, rust, or even breakages. b) Silver solder is less noble metal and thus prone to corrosion.
3.	Liu <i>et al</i> ³²	Ni based and Cr based dental materials with Titanium aluminum nitride coating& without coating.	0.9% NaCl Solution Potentiostat	a) Higher positive corrosion potential and a lower corrosion current density in alloy having coated with titanium aluminum nitride as compared with uncoated dental alloys. b) The pitting corrosion was substantially reduced by the employment of TiAlN coating.
4.	Souni <i>et al</i> ³³	Cr-Co alloy (Elgiloy) compared with NiTi alloy	Half strength Ringer solution and artificial saliva.	It showed high pitting corrosion, lower repassivation potentials and increase in current density once pitting had occurred.

5.	Hera kim <i>et al</i> ³⁴	Stainless steel, Nitride coated NiTi, and titanium coated orthodontic wires.	0.9% NaCl solution, Neutral pH, Room temperature. Potentiostat, SEM.	<p>a) SEM Photographs revealed that some nickel titanium and stainless steel wire were susceptible to corrosion.</p> <p>b) The nitride coating did not affect the corrosion of the alloy, but epoxy coating decreased corrosion. Titanium wires and epoxy-coated nickel titanium wires exhibited the least corrosive potential.</p> <p>c) For patients allergic to nickel, the use of titanium or epoxy-coated wires during orthodontic treatment is recommended.</p>
6.	Platt <i>et al</i> ³⁷	2205 duplex stainless steel (Ni content: 4-6wt%) compared with 316L stainless steel (Ni content: 10-14%)	0.9% NaCl Solution Temp-37 ⁰ C,	2205 duplex stainless is an improved alternative to 316L for orthodontic bracket fabrication when used in conjunction with Ti, its alloys, or stainless steel archwires.

Sl. No.	References	Orthodontics wires	Medium, temperature, pH, period, method etc	Remark
7.	Rogers ³⁸	Stainless steel with silver soldered, gold plated, nickel plated; silver soldered, gold plated stainless steel; replated with gold after soldering.	Ringer solution, 0.1 M chloride solution; Deaerated Ringer's solution Temp-37 ⁰ C, pH 7	Electroplating with gold before and after silver soldering the stainless steel prevented crevice corrosion. The stainless steel surface was activated and prevented by the first layer of electrodeposited gold. The silver soldered alloyed with this gold layer so a second application of electrodeposited gold was required to protect the joint from electrolytic action.

8.	Masahir <i>et al</i> ⁴⁴	Two common bracket alloys, stainless steels and Ti, and four common wire alloys, NiTi alloy, β -Ti alloy, stainless steel, and Co-Cr-Ni alloy,	0.9% NaCl Solution 3 days, Neutral pH.	<p>a) SUS 304-NiTi and Ti-NiTi may remarkably accelerate the corrosion of NiTi alloy, which serves as the anode.</p> <p>b) The different anode-cathode area ratios used in this study had little effect on galvanic corrosion behavior.</p>
9.	Wang <i>et al</i> ⁴⁷	NiTi wires	Artificial saliva, Room temperature, 30 days. Optical and scanning electron microscope (SEM)	<p>a) Orthodontic NiTi wires were broken by stress corrosion cracking during service.</p> <p>b) The slight change in temperature will cause the dynamic phase transformation which causes the change in surface state.</p> <p>c) A tool-made notch in orthodontic NiTi wires can cause stress corrosion cracking.</p>
10.	Chang <i>et al</i> ⁵⁰	Commercially pure titanium (CPT), Ti-6Al-4V (TAV), Ti-Ni (TN), Co-Cr-Mo alloy (CCM), 316L stainless steel (SSL), 17Cr-4Ni PH-type stainless steel (PH), and Ni-Cr alloy (NC).	Gamry corrosion test system, (1) sterilized Ringer's solution as a control for (2), (2) <i>S. mutans</i> mixed with sterilized Ringer's solution; (3) sterilized tryptic soy broth as a control for (4), and (4) byproducts of <i>S. mutans</i> mixed with sterilized soy broth.	<p>a) <i>S. mutans</i> reduced the E_{OCP} of CPT, TAV, TN, and SSL, and the byproducts of <i>S. mutans</i> reduced the E_{OCP} of TAV, TN, SSL, and PH.</p> <p>b) <i>S. mutans</i> increased the I_{CORR} of PH, and byproducts of <i>S. mutans</i> increased the I_{CORR} of all the samples.</p> <p>c) <i>S. mutans</i> reduced the E_{CORR} of</p>

CPT, TAV and TN, and the byproducts of *S. mutans* reduced the E_{CORR} of TN, SSL, PH, and NC.

d) *S. mutans* increased the I_{PASS} of CPT, and the byproducts of *S. mutans* increased the I_{PASS} of CPT, pH, and NC.

Sl. No.	References	Orthodontics wires	Medium, temperature, pH, period, method etc	Remark
11.	S.Maruthamuthu ⁵¹ <i>et al</i>	NiTi, Stainless steel round wire	Sterile as well as mixed bacteria inoculated artificial saliva. 12 hours, 37 ^o C. Potentiostat.	<p>a) Bacteria slightly reduce the resistance and increase the corrosion current.</p> <p>b) NiTi-0.016 and SS-26 gauge were better candidate material for dental applications.</p> <p>c) Leaching of manganese, chromium, nickel and iron from the wires may be due to the availability of manganese oxidizers, iron oxidizers and heterotrophic bacteria in the saliva.</p>
12.	Huang <i>et al</i> ⁵³	Ti-6Al-4V alloy	Artificial saliva with 0.5% NaF, with 0.1%NaF+0.01-0.5% Bovine albumin (BA), 37 ^o C, pH-5, X-ray photoelectron spectroscopy.	<p>a) The electrochemical mechanism of Ti-6Al-4V alloy in artificial saliva is related to the fluoride and bovine albumin concentration.</p> <p>b) Electrochemical impedance spectroscopy (EIS) is suitable for the study of the electrochemical behaviour of dental alloys.</p>
13.	Schiff <i>et al</i> ⁵⁵	Three types of brackets (Co Cr, FeCrNi and Ti based brackets), corrosion	Three fluoride mouthwashes Fusayama Meyer artificial saliva used as reference solution	Bracket materials could be divided into two groups: Ti and FeCrNi in one and CoCr, which has properties close to those of Pt.

resistance was compared with that of platinum

14. Schiff *et al*⁵⁷
- | | | |
|---|--|--|
| Ti based wires – TMA, TiNb, NiTi, CuNiTi. | Three fluoride mouthwashes Fusayama Meyer artificial saliva used as reference solution (24 hour) | a) NiTi based alloys which were subjected to strong corrosion in presence of monoflourophosphate

b) TMA corroded strongly with stannous fluoride mouthwash.

c) TiNb was most resistant to corrosion. |
|---|--|--|
15. Huang⁵⁸
- | | | |
|---|---|---|
| Four different NiTi commercial orthodontic archwires. | Fluoride mouthwashes , artificial saliva , commercial fluoride toothpaste or prophylactic gels 28-days. | a) The increase in surface roughness of NiTi orthodontic archwires in the commercial fluoride containing environments.

b) Fluoride applications should be taken into account when considering the effectiveness of orthodontic appliances. |
|---|---|---|
-

Sl. No.	References	Orthodontics wires	Medium, temperature, pH, period, method etc	Remark
16.	Kerosuo <i>et al</i> ⁶⁷	Different types simulated orthodontic appliances.	0.9% NaCl Solution	It showed significantly higher cumulative release of nickel under dynamic (simulated function) compared to static condition.
17.	Jose <i>et al</i> ⁷⁰	Nickel based alloys, One Noble alloy, One high noble alloy, & two copper aluminum alloys.	Artificial Saliva, 15 days, Metal casts were subjected to continuous flow of saliva thrice daily lasting 30 minutes each, consisting pH decreases and salinity increases.	a) Cu-Al alloys released Cu, Al, Ni, Mn & Fe. Ni-based alloys released Ni, Cr. b) Beryllium containing alloys released beryllium and Ni. c) Noble and High noble alloys were very resistant to corrosion. d) Ions released to be far below the tolerable upper intake levels for each ion.
18.	Manaranche <i>et al</i> ⁷⁴	Au, Pd, Ag, Cu, Zn, Ti. Precious alloys Pd-base, Au-Pt, Au-Pt-Pd, Au-Pd, Au-Ag-Cu alloys.	Electrochemical test; NaCl solution, 37 ⁰ C. pH – 7.4, Potentiometer, 2 h. Chemical corrosion ; 37 ⁰ C, Sodium chloride and lactic acid. pH-2.3, 7 days, ICP spectroscopy.	The Pd-base and Au-Pt-Pd dental alloys are the most resistant to chemical and electrochemical corrosion, even higher than gold.

19.	Cioffi <i>et al</i> ⁷⁵	NiTi wires	Flouridated artificial saliva, 37 °C, thin layer activation (TLA) 5% tensile strain.	a) Behaviour of NiTi alloy is highly affected by the fluoride content. b) TLA method in the biomedical field appears a suitable technique to monitor in real time the corrosion behaviour of medical devices.
20.	Zavanelli <i>et al</i> ⁷⁶	Pure titanium, titanium alloy (Ti-6Al-4V)	Air, synthetic saliva, Fluoride+synthetic saliva. At room temperature. Scanning electron microscope.	Ti-6Al-4V alloy had highest value of fatigue; however there were no significant differences when compared with commercially pure titanium.
21.	Yukyo <i>et al</i> ⁷⁷	Dental magnetic attachment (ferric and austenitic stainless steel), Au-Ag-Pd alloy, type 4 gold alloys, Titanium.	0.9% NaCl Solution or 1% lactic acid solution at 37 °C. 7 days.	The contact of the stainless steel and the dental metals increased amount of ions released from the stainless steel. Corrosion resistance of type 316L is inferior to that of ferric stainless steel in contact with precious alloys.

26 Legend:

Fig. 1: Diagrammatic summary of the various types of corrosion



