



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

PROGRAMA DE TITULACIÓN POR ALTO PROMEDIO (TAP)

EFFECTO DE LA CORROSIÓN EN LAS PROPIEDADES
DE LOS ALAMBRES ORTODÓNCICOS DE ACERO
INOXIDABLE SOMETIDOS A SOLUCIONES ÁCIDAS Y
FLUORURO DE SODIO.

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

CELESTE SERRANO VEGA

TUTOR: Esp. JAIME ALBERTO GONZÁLEZ OREA

ASESOR: Dr. CARLOS ÁLVAREZ GAYOSSO



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Índice

1. Introducción.....	4
2. Antecedentes históricos.....	5
3. Corrosión.....	13
3.1 Corrosión electrolítica o electroquímica.....	14
3.1.1 Definición.....	14
3.1.2 Proceso.....	15
3.1.3 Clasificación.....	16
4. Cavidad bucal ¿Cómo medio de corrosión?.....	23
5. Acero Inoxidable.....	24
5.1 Tipos de aceros inoxidable.....	25
5.1.1 Acero inoxidable austenítico.....	26
6. Diseño experimental.....	29
6.1 Planteamiento del problema.....	29
6.2 Justificación del estudio.....	29
6.3 Objetivo general.....	29
6.4 Objetivos específicos.....	30
6.5 Hipótesis de trabajo.....	31
6.6 Hipótesis nula.....	31
7. Metodología.....	32
7.1 Universo de trabajo.....	32
7.2 Selección de la muestra.....	32
7.3 Criterios de inclusión.....	32
7.4 Criterios de exclusión.....	33
7.5 Variables dependientes.....	33
7.6 Variables independientes.....	33

7.7 Material y equipo.....	34
7.8 Muestreo.....	35
7.9 Método.....	36
8. Resultados.....	47
8.1 Medición de pH.....	47
8.2 Pérdida de peso.....	48
8.3 Análisis de propiedades mecánicas.....	52
➤ Alambres American Orthodontic.....	52
➤ Alambres Borgatta Specialties.....	59
8.4 Observación de los cambios en la superficie.....	66
9. Discusión.....	73
10. Estudios a futuro.....	77
11. Conclusión.....	78
12. Referencias.....	79

Agradecimientos

A mis padres Natividad Vega y Manuel Serrano, por todo su apoyo moral y económico que permitió que consiguiéramos este gran logro de verme titulada, sin ustedes no sería quien soy hoy. Este trabajo es por y para ustedes. Mil gracias.

A mis hermanos Manuel y Daniel, por todos esos momentos buenos y malos, y por su apoyo incondicional.

A mis amigas de toda la vida Anggie y Michelle, por participar en mi formación académica, por apoyarme incondicionalmente y estar conmigo siempre.

A mis amigos de la licenciatura Andrea, Susana, Luis, Aseret que me acompañaron a lo largo de este camino.

A Israel por aportar sus conocimientos de química a esta causa y ser una guía en este proceso.

A mi tutor, Esp. Jaime A. Orea, por permitirme apoyarlo en el Laboratorio de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología y por guiarme a lo largo de esta investigación.

A mi tutor, Dr. Carlos Álvarez Gayosso por permitir la realización de esta investigación y brindarme las facilidades en el Laboratorio de Materiales Dentales de Posgrado de la Facultad de Odontología y por aportar sus conocimientos para la finalización de esta tesis.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por permitirme tener la gran satisfacción de ser parte de la máxima casa de estudios del país.



1. Introducción.

La Ortodoncia es la rama de la Odontología que se especializa en tratar las mal posiciones dentarias mediante diversas técnicas, entre ellas, la más común es el uso de alambres manufacturados de diversas aleaciones y calibres. La aleación más común utilizada para la fabricación de estos es el Acero Inoxidable, esta aleación está constituida por hierro (Fe), carbono (C) y cromo (Cr). Su elección radica en su alta resistencia a la corrosión, la cual es resultado de la capa protectora que se forma sobre su superficie al tener contacto con el oxígeno, esta finísima capa superficial está compuesta de óxido de cromo (Cr_2O_3), la cual es impermeable e invisible y cubre homogéneamente a toda la pieza de acero, impidiendo que el proceso corrosivo se presente; a este fenómeno se le conoce como pasivación del acero.

La cavidad bucal es un medio hostil, donde los cambios de temperatura, la acidez de los alimentos y bebidas, la falta de limpieza bucal y el uso recomendado de enjuagues bucales, provoca que los materiales utilizados en ella, puedan sufrir daños en su estructura promoviendo la aparición de diversos fenómenos, como la corrosión. Ejemplo de estos, son los alambres ortodóncicos que son utilizados durante largos periodos sin sustituirlos, lo cual puede provocar cambios en sus propiedades químicas y físicas repercutiendo en su efectividad.

Por ello, a lo largo de esta investigación se analizan los efectos de diversos medios ácidos en las propiedades químicas y físicas de alambres ortodóncicos de Acero Inoxidable.

2. Antecedentes históricos.

Desde el surgimiento de la ortodoncia como especialidad odontológica, introducida por Edward H. Angle, gracias a sus múltiples publicaciones, a la apertura de los primeros cursos especializados y a la inauguración de su primera escuela relacionada con la ortodoncia en 1900; se han ido desarrollando investigaciones de diversos metales y sus aleaciones para ser utilizadas en tratamientos ortodóncicos.

En sus inicios, el metal de predilección fue el oro, ejemplo de esto es el arco de canto de Edward H. Angle diseñado a finales de los años veinte, para ser empleado con arcos de alambre de oro con una ranura de bracket ⁽¹⁾. Dadas sus características de poca dureza, bajos valores de fuerza y su elevado costo, aunado al surgimiento de nuevas aleaciones y tratamientos de fabricación, ha sido descontinuado en ortodoncia ⁽²⁾.

En 1940 el acero austenítico comenzó a desplazar al oro como primera aleación para alambres ortodóncicos, ya que presenta dureza mediana, elasticidad, maleabilidad y es fuerte si no se trabaja en demasía ⁽²⁾.

A su vez, en 1962 William Buehler y Fraderick Wang desarrollaron una aleación con memoria de forma que sustituiría a las aleaciones de Au-Cd usadas en esa época, la cual contenía Níquel -Titanio y que llamaron Nitinol, acrónimo de Níquel Titanium Naval Ordnance Laboratory (Níquel Titanio Laboratorio de Artillería Naval) ⁽³⁾. Fue introducido para su uso en ortodoncia en 1971 por Andreasen, dadas sus características de superelasticidad, desarrollar fuerzas uniformes y proporcionar mayor rango de trabajo ha ido desplazando el uso de acero inoxidable ⁽²⁾.

El surgimiento de diferentes aleaciones para su uso en tratamientos ortodóncicos y la necesidad de determinar su biocompatibilidad, ha inspirado el desarrollo de diversos estudios, entre los cuales se ha analizado el efecto corrosivo del medio bucal en los alambres ortodóncicos.

En 1982 Berge ⁽⁴⁾ estudió alambres de Co-Cr y acero inoxidable austenítico en mediciones de potenciales en celdas abiertas, y concluyó que los alambres de acero inoxidable austenítico liberan níquel y cromo en cantidades más altas que la de los alambres de cobalto-cromo, dando como resultado debilidad, superficie rugosa o incluso roturas, y que la soldadura de plata es menos noble que el metal y por lo tanto más propensa a la corrosión.

Así mismo, en 1993 Barret ⁽⁵⁾ observó mediante microscopio electrónico que las superficies de los alambres de acero inoxidable y de NiTi comienzan a exhibir crevículos y poros compatibles a sitios susceptibles a corrosión tras someterlos a saliva artificial. En este mismo año, Wang ⁽⁶⁾ estudió la rotura del NiTi con saliva artificial y comprobó que estos alambres se pueden romper por causa de la corrosión y de los cambios térmicos a los cuales son sometidos.

En 1997, Platt ⁽⁷⁾ comparó el acero inoxidable 2205 dúplex (contenido de Ni: 4-6%) con el acero inoxidable 316L (contenido de Ni: 10-14%) en solución de NaCl al 0.9% a una temperatura de 37°C; y concluyó que el acero inoxidable dúplex es una alternativa mejorada del 316L para la fabricación de bracket ortodóncico cuando se utiliza junto con Ti, sus aleaciones o arcos de alambre de acero inoxidable. Aunado a esto, Kerosou ⁽⁸⁾ en el mismo año, estudió diferentes tipos de aparatos de ortodoncia en solución de NaCl al 0.9%, con lo que demostró que existe una mayor liberación acumulada de níquel en condición dinámica (función simulada) en comparación con la condición estática.

Enseguida en 1999, Hera Kim ⁽⁹⁾ estudió alambres de ortodoncia NiTi, NiTi recubierto de nitruro y acero inoxidable en solución de NaCl al 0.9% con pH neutro, a temperatura ambiente y demostró que la capa de nitruro protege en mayor cantidad al alambre de la corrosión; por lo que se recomienda para los pacientes alérgicos al níquel, el uso de titanio recubierto de nitruro durante el tratamiento de ortodoncia. Así mismo, confirmó que el Níquel-Titanio, así como el acero inoxidable, son susceptibles a la corrosión.

Más tarde en el 2002, Souni ⁽¹⁰⁾ estudió aleación de Co-Cr (Elgiloy) en comparación con la aleación NiTi en saliva artificial Ringer, y mostró que ambas aleaciones sufrían corrosión en picadura, que los potenciales de repasivación eran más bajos y que hubo un aumento de la densidad de corriente una vez que se habían producido las picaduras.

En el 2003, Chang ⁽¹¹⁾ comparó el comportamiento a la corrosión de siete materiales dentales metálicos incluyendo titanio comercialmente puro(CPT), Ti-6Al-4V (TAV), Ti-Ni (TN), acero inoxidable 316L (SSL), acero inoxidable tipo endurecimiento por precipitación 17Cr-4Ni (PH), aleación de 30Co-20Cr-1Mo (CCM) y aleación de 80Ni-10CR (NC) en presencia de *Streptococcus mutans* y sus derivados, con lo que demostró que la presencia de esta bacteria aumenta el riesgo a corrosión en diferentes cantidades de cada una de estas aleaciones.

En el siguiente año, Schiff ⁽¹²⁾ analizó alambres base Ti (TMA, TiNb, NiTi) y CuNiTi en tres enjuagues bucales de fluoruro y Fusayama Meyer saliva artificial como solución de referencia durante 24 horas; y concluyó que las aleaciones base NiTi que fueron sometidos a una fuerte corrosión en presencia de monofluorofosfato, que la TMA fue corroída fuertemente con enjuague bucal de fluoruro de estaño, y que TiNb era más resistente a la corrosión.

En el 2005, S. Maruthamuthu ⁽¹³⁾ estudió alambres de 0.016 pulgadas redondos de NiTi y acero inoxidable en saliva artificial estéril inoculada con bacterias durante 12 horas a 37°C, y demostró que las bacterias reducen ligeramente la resistencia y aumentan la corriente de corrosión y que el NiTi de 0.016 es el material candidato para aplicaciones dentales. Así mismo, que la lixiviación de manganeso, cromo, níquel y hierro de los alambres puede ser debido a la disponibilidad de los oxidantes de manganeso, oxidantes de hierro y bacterias heterotróficas en la saliva. Igualmente, Cioffi ⁽¹⁴⁾ estudió alambres de NiTi en saliva artificial fluorada, a 37°C; y demostró que el comportamiento del NiTi se ve muy afectado por el contenido de fluoruro.

En el mismo año, Yukyo ⁽¹⁵⁾ analizó los metales dentales (aceros inoxidables ferrítico y austenítico), aleación Au-Ag-Pd, 4 tipos de aleaciones de oro y titanio en solución de NaCl al 0.9% y solución de ácido láctico al 1%, a 37°C durante 7 días; y dedujo que el contacto del acero inoxidable con el resto de los metales promueve mayor cantidad de iones liberados y que la resistencia a la corrosión del tipo 316L es inferior a la del acero inoxidable férrico en contacto con aleaciones preciosas.

Más tarde, en el 2006 Jose ⁽¹⁶⁾ estudió aleaciones a base de níquel, dos aleaciones nobles y dos aleaciones de aluminio y cobre en saliva artificial, 15 días a flujo continuo de saliva tres veces al día durante 30 minutos cada uno, lo que consistía en la disminución del pH y el aumento de salinidad; con lo que concluyó que las aleaciones de Cu-Al liberaron Cu, Al, Ni, Mn y Fe, las aleaciones base de Ni liberaron Ni y Cr, las aleaciones que contienen berilio, liberaron este mismo y Ni, y que ambas aleaciones nobles eran muy resistentes a la corrosión. Así mismo, que la cantidad de iones liberados esta muy por debajo de los niveles de consumo tolerable para cada ion.

En el 2007, Wang ⁽¹⁷⁾ estudió alambres de NiTi en saliva artificial a temperatura ambiente durante 30 días y dedujo que estos alambres se rompieron por corrosión bajo tensión, y que esta puede ser consecuencia de una muesca hecha en los mismos. Igualmente, Huang ⁽¹⁸⁾ estudió cuatro diferentes alambres ortodóncicos comerciales de NiTi en enjuagues bucales con flúor, saliva artificial, pasta dental con fluoruro comercial y geles profilácticos durante 28 días; y concluyó que se aumentó la rugosidad de la superficie en presencia de fluoruro, por lo tanto, se deben tener en

consideración las indicaciones a los pacientes, para evitar en lo posible esta afección a los alambres.

En el mismo año, Anisa Vahed ⁽¹⁸⁾ estudió el alambre de acero inoxidable y la soldadura de plata en Fusayama Meyer saliva artificial con un pH 7 y 37°C durante 28 días; y demostró que la preponderancia de partículas ricas en Cu que se forman en el metal de soldadura en la interfase proporciona un efecto microgalvánico que conduce a la disolución selectiva de estas partículas y el correspondiente debilitamiento de la interfase, y que por tanto, la hace más susceptible a la corrosión.

Así mismo, Manaranche ⁽¹⁹⁾ demostró que las aleaciones de Pd-base y AU-Pt-Pd son las más resistentes a la corrosión química y electroquímica, incluso más que el oro, tras analizarlas en solución de NaCl a 37°C a un pH de 7.4 con potenciómetro durante 2 horas y en ácido láctico con un pH de 2.3 a 37°C durante 7 días.

En el 2008, Deo ⁽²⁰⁾ realizó un estudio comparativo entre alambres de Cobre-Ni-Ti y Ni-Ti en saliva artificial a diferentes temperaturas, 5, 24, 37 y 45 °C; con lo que determinó que los cambios de temperatura y las diferentes fases de las aleaciones de Ni-Ti pueden influir en la evolución del tipo de corrosión, a su vez afectar de manera particular las propiedades de estas aleaciones; además, determinó que la adición de cobre provoca mayor susceptibilidad a la corrosión. En comparación a este, Wang ⁽²¹⁾ en el mismo año, analizó ambas aleaciones en saliva artificial, y concluyó que ambas aleaciones tienen un comportamiento similar, ya que su resistencia a la corrosión es resultado de la capa de pasivación de TiO₂, y por lo tanto, la adición de Cr tiene poco efecto en la protección a esta aleación contra la corrosión.

Igualmente, Kang ⁽²²⁾ concluyó que el ácido fluorhídrico formado en soluciones de NaF-acético induce la corrosión en la superficie de brackets ortodóncicos de base Ti. Además, que en una concentración baja (11 ppm), el efecto del ácido fluorhídrico fue similar a la del agua destilada y en una alta concentración (103 ppm) el nivel de corrosión por ácido fluorhídrico fue grave. Por lo tanto, debe ser necesario incluir esta condición porque en la cavidad oral, existe una alta concentración de fluoruro con un largo tiempo de reacción con ácido acético debido al uso rutinario de productos con flúor para la prevención de caries.

En el 2009, Segal ⁽²³⁾ determinó que el esfuerzo producido al colocar el alambre aumenta la velocidad de corrosión en alambres de Níquel-Titanio y Beta-Titanio, ya que las alteraciones en la tensión/deformación asociadas con la transformación de fase superelástica del Níquel-Titanio pueden alterar la velocidad de corrosión de manera diferente a los alambres que no experimentan esta transformación de fase.

Más tarde, Kao ⁽²⁴⁾ en el 2010 comprobó que tanto los brackets como los alambres de NiTi y Acero inoxidable se corroen fácilmente en saliva artificial con NaF y a un pH de 4. Así mismo, Lee ⁽²⁵⁾ concluyó que la presencia de fluoruro en saliva artificial era perjudicial para la resistencia a la corrosión de los arcos de alambre de NiTi, especialmente a una concentración de NaF 0.5%.

En el 2011, Abalos ⁽²⁶⁾ estudió la influencia de las fracturas topográficas en la corrosión de alambres de NiTi en saliva artificial fluorada, y encontró una correlación entre ambos factores, en el siguiente orden : (1) La topografía agrietada mostró el comportamiento más corrosivo: alto potencial de corrosión electroquímica como resultado del aumento de la rugosidad y del tamaño de la grieta; (2) seguido de la topografía arañada y (3) las topografías en hoyuelos y lisas fueron las más resistentes a la corrosión en este medio. Por lo tanto, se deduce que ante la falta de normas de fabricación, los procesos de fabricación que causan grietas y arañazos deben ser evitados.

En 2012 Perinetti ⁽²⁷⁾ evaluó la resistencia a la corrosión superficial y a la fractura de dos arcos de alambre comerciales de níquel-titanio (NiTi), inducida por una combinación de fluoruro, pH y termociclado; y mostró que tienen diferente resistencia a la corrosión durante el tratamiento con fluoruro de 1500 ppm y un pH bajo, y que el termociclado no tiene efectos sobre la resistencia a la corrosión superficial y a la fractura en estos arcos preformados. Igualmente, Lin ⁽²⁸⁾ investigó la influencia del fluoruro y un ambiente ácido en las propiedades mecánicas de alambres NiTi, por lo que dedujo que un pH de 4 en la saliva artificial es un factor de influencia en el envejecimiento de los alambres, aunque los efectos clínicos de un pH de 4 podrían ser insignificantes. Un pH inferior parece corroer la capa superficial, disminuir la resistencia a la flexión de tres puntos y aumentar la microdureza; el tiempo de inmersión y una baja concentración de fluoruro no tienen una influencia significativa en la microdureza lo que indica que la cantidad diaria de fluoruro en la pasta de dientes no reduce las propiedades mecánicas de los alambres de Ni-Ti; y que un entorno que contiene fluoruro aunado a un tiempo de inmersión largo podría elevar la corrosión de la capa superficial de los mismos.

En el mismo año, Serena ⁽²⁹⁾ sumergió alambres de Ni-Ti en diferentes bebidas, tales como Coca-Cola, jugo de naranja, Gatorade y agua destilada durante 60 minutos, y mostró que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos, ya sea en el módulo de Young o de la dureza después del protocolo de remojo seleccionado; solo se observaron cambios de color de la superficie. Por lo que concluyó que estos resultados in vitro sugieren que el consumo de refresco no puede ser reconocido como una posible razón para la degradación de las propiedades físicas y químicas investigadas en los alambres de ortodoncia base Níquel-Titanio, y por lo tanto, no influyen en el movimiento dental en pacientes sometidos a tratamiento de ortodoncia fija.

Así mismo, Srivastava ⁽³⁰⁾ evaluó el cambio en las características de deflexión de carga de Ni-Ti, Cu Ni-Ti, Acero inoxidable y los alambres β -Ti en la inmersión con enjuagues bucales fluorados, comparado con un control; y encontró que no hubo una reducción estadísticamente significativa en las características de carga-deflexión en ninguno de los alambres en comparación con el control.

En el 2013, Huang ⁽³¹⁾ analizó alambres de NiTi con cubierta de diamante-carbón y sus resultados indicaron que estas películas de DLC no sólo aumentan la resistencia a la corrosión de los arcos de NiTi, sino también de forma significativa mejoran sus propiedades de fricción, por lo que se demuestra que estas tienen un gran potencial en aplicaciones ortodóncicas.

En el mismo año, Zhang ⁽³²⁾ estudió los efectos del contenido de proteínas en saliva artificial en alambres de acero inoxidable y NiTi con una capa intermedia de carbón, y dedujo que la baja concentración de proteína causó la resistencia a la corrosión de las muestras, por lo tanto, alta concentración de proteínas podría reducir este efecto.

Así mismo, Briseño ⁽³³⁾ concluyó en su estudio que los alambres con mayor contenido de níquel favorecen la fase austenítica, pero al mismo tiempo liberan mayor cantidad de este ion, y que, por lo tanto, la presencia de la fase martensítica mejora la resistencia a la corrosión y reduce la liberación de níquel en la saliva a 37°C.

Igualmente, Martins ⁽³⁴⁾ indicó con sus resultados que los elementos presentes en la composición de los dentífricos pueden inducir alteraciones imprevisibles en la composición iónica superficial de los brackets metálicos de ortodoncia.

Así mismo, Kassaba ⁽³⁵⁾ comprobó en sus resultados que el comportamiento de resistencia a la corrosión del NiTi es menor que la de beta titanio en una solución de NaCl 0.02 M de NaF y que los primeros son susceptibles a la corrosión localizada a bajos niveles de fluoruro, porque una alta concentración provoca corrosión general del alambre. Por lo tanto, estos efectos podrían prolongar el tratamiento de ortodoncia.

Zoghbi ⁽³⁶⁾ realizó mediciones electroquímicas en alambres de acero inoxidable y NiTi, las cuales arrojaron que los primeros tienen una escasa resistencia a la corrosión. Además, dedujo que a diferencia de defectos mecánicos, la composición química de la superficie es un parámetro decisivo para la resistencia a la corrosión de los alambres de ortodoncia. Por lo tanto, es esencial conocer la composición exacta de las aleaciones estudiadas con el fin de ser capaz de reconocer el comportamiento electroquímico. Sin

embargo esta no se indica en el envase y, a menudo es difícil obtener de los proveedores.

En el 2014, Kameda ⁽³⁷⁾ analizó alambres de Acero inoxidable y NiTi en saliva artificial con *S. mutans* y *S. sanguis*, y concluyó que la corrosión influida microbiológicamente (MIC) de aleaciones dentales por bacterias orales se presenta en materiales de acero inoxidable y no en materiales de titanio.

En el mismo año, Višnja ⁽³⁸⁾ mostró que varios tipos de revestimientos afectan las propiedades mecánicas de los alambres de NiTi, ya que en su estudio encontró que los recubrimientos con rodio y nitruro tienden a aumentar ligeramente la rugosidad de la superficie de los alambres de NiTi, y a su vez aumentan la susceptibilidad a la corrosión en comparación con los alambres de NiTi no recubiertos. En contraste Manu Krishnana ⁽³⁹⁾ encontró que los alambres que tenían modificada su superficie mostraban mayor resistencia a la corrosión, tal como era el caso del uso del ion nitruro y para fines estéticos, el teflón y el oro mostraron la máxima resistencia a la corrosión en comparación con la resina.

Barat ⁽⁴⁰⁾ estudió la liberación de ion Níquel de tres diferentes alambres de base Ni-Ti en saliva artificial, y encontró que no hubo una diferencia significativa en la cantidad de iones liberados.

Zhang ⁽⁴¹⁾ estudió la capa intermedia de cobre entre la soldadura de acero inoxidable y NiTi (CoAWs), y demostró que las picaduras de corrosión en las superficies de esta consistían principalmente de oxígeno y fósforo, y que aunado a la heterogeneidad inherente de cada aleación de metal y la discontinuidad de la microsuperficie se aceleró el proceso de la corrosión.

En el mismo año, se realizó un estudio que consistió en observar el efecto erosivo del ácido cítrico y una solución desmineralizante a base de calcio y fosfato en un tampón de acetato, Cavalcante ⁽⁴²⁾ dedujo que los alambres expuestos al ácido cítrico tuvieron significativamente mayor rugosidad en la superficie en comparación con alambres expuestos a saliva artificial, a la solución desmineralizante o no tratados, aunque en el caso de la solución desmineralizante se puede justificar su efecto medio de rugosidad a su pH de 4.3 en comparación con el 2.3 del ácido cítrico.

En el 2015, Heravi ⁽⁴³⁾ analizó el efecto del fluoruro en aleaciones de Acero Inoxidable y Níquel-Titanio y encontró que todos los arcos de alambre de NiTi mostraron repasivación, en contraste con el alambre de acero inoxidable, que mostró corrosión por picaduras, que la adición de fluoruro a la saliva artificial disminuyó la resistencia a la corrosión de todos los arcos de alambre probados y que a medida que la concentración de fluoruro en la saliva

aumenta, la resistencia a la corrosión de los alambres disminuye. Esto puede ser debido al efecto destructivo del fluoruro en el revestimiento de óxido protector; y a la forma de pozos que depende de las propiedades superficiales de los arcos de alambre.

Así mismo, Višnja ⁽⁴⁴⁾ al comparar los efectos de diferentes agentes fluorados en alambres de Ni-Ti con diferentes recubiertas concluyó que la corrosión de estos alambres no es proporcional al alto contenido de fluoruro ni al valor de pH bajo de los productos profilácticos; más bien, es el resultado de las reacciones químicas entre las diferentes formulaciones de recubrimientos de los alambres y los materiales profilácticos. Además, pudo determinar que la aminafluoruro exhibió menos potencial de corrosión, cuando se compara con el NaF inorgánico.

El estudio más reciente es el realizado por Gopikrishnan ⁽⁴⁵⁾, quien analizó la biodegradación de alambres de Acero inoxidable, Ni-Ti, Co-Ni-Ti y Beta-titanio en saliva artificial durante 4 semanas, y demostró que el acero inoxidable es el material que libera mayor cantidad de iones hierro y cromo, y que su corrosión es resultado de la ruptura de su capa de pasivación; que el níquel-titanio es altamente resistente a la corrosión y que la aleación de beta-titanio no liberó ningún ion metálico.

3. Corrosión.

Previo a la corrosión se presenta la pigmentación, que es un cambio cromático superficial en el metal o incluso una pérdida o alteración ligera del terminado o lustre superficial; este acontece en el metal por formación de películas delgadas, como óxidos, sulfuros o cloruros; estas películas con el tiempo acumulan elementos o compuestos, que atacan químicamente a la superficie metálica, por lo tanto, su presencia es un indicador precoz de corrosión ⁽⁴⁶⁾.

La corrosión en un sentido específico, no es tan solo el depósito superficial sino un deterioro verdadero del metal por reacción con su medio. Por lo general, en áreas sometidas a carga, con impurezas intergranulares o con productos de corrosión que no cubren por completo el metal sustrato. Esta puede llegar a producir la desintegración catastrófica y grave del cuerpo del metal. Además, cuando el ataque citado es muy localizado causa falla mecánica rápida de la estructura, si bien la pérdida real del material es bastante reducida. Esta desintegración acontece por acción de la humedad, la atmosfera, las soluciones alcalinas o ácidas y ciertas sustancias químicas.

Además, el agua, el oxígeno y los iones cloruro que se presentan en la saliva favorecen el ataque corrosivo, aunado a que en ocasiones se presentan diversos ácidos como fosfórico, acético y láctico, que en la concentración y pH convenientes, aceleran este ataque. Así mismo, existen otras variables importantes que modifican el proceso corrosivo que son: temperatura, fluctuación térmica, movimiento o circulación del medio en contacto con la superficie metálica, así como la naturaleza y solubilidad de los productos de corrosión.

Por ello, las reacciones de corrosión se clasifican en dos categorías generales; un tipo es llamada corrosión química, en la cual hay una combinación directa de elementos metálicos y no metálicos. Ejemplo de esta es la oxidación, que se define como la reacción de un sustrato metálico con el oxígeno, provocando la pérdida de iones. Esta también se denomina “seca”, ya que acontece ante la ausencia de agua u otros líquidos electrolíticos.

Este tipo de corrosión rara vez ocurre de manera aislada y casi invariablemente se vincula con una segunda clase de corrosión llamada electrolítica o electroquímica. Este tipo también se conoce como “húmeda”, ya que se requiere de la presencia de agua u otros líquidos electrolíticos. También

necesita una vía para el transporte de electrones; es decir, una corriente eléctrica, si el proceso va a continuar. Ya que la boca es un ambiente húmedo, el análisis restante se concentra de modo principal en la corrosión húmeda.

Existe un tipo de corrosión influenciada microbiológicamente que se denomina Biocorrosión, que se produce en los hábitats acuáticos que varían en contenido de nutrientes, temperatura, estrés y el pH. El ambiente oral de los organismos, incluidos los humanos, debe ser uno de los más hospitalarios para este tipo de corrosión. Así mismo, la actividad microbiana dentro de las biopelículas que se forman en la superficie, en este caso de los materiales metálicos usados en boca, puede afectar a la cinética de las reacciones catódicas y/o anódicas, así como acelerando el transporte del oxígeno a la superficie metálica, pudiendo modificar considerablemente la química de las capas de protección, lo que lleva a la aceleración o la inhibición de corrosión⁽³⁷⁾.

3.1 Corrosión electrolítica o electroquímica.

3.1.1 Definición.

Esta corrosión se define como la reacción química o electroquímica entre un material y su entorno que provoca el deterioro del material y de sus propiedades (Botia, 1985). Otra definición de corrosión es la dada en "Reichanschuss für Metallschutz, (1926)". Según este texto, corrosión es la destrucción de un cuerpo sólido causada por un ataque no provocado, de naturaleza química o electroquímica, que se inicia en la superficie del material. De manera más general, puede entenderse como la tendencia que tienen los materiales a buscar su forma más estable o de menor energía interna (Smith, 1998) ⁽⁴⁷⁾.

También se define como el proceso químico o electroquímico a través del cual un metal es atacado por agentes naturales, como aire y agua, resultando en una parcial o completa disolución, deterioro o debilitamiento de cualquier sustancia sólida. Aunque los vidrios como los otros no metales por lo general son más susceptibles de degradación en el ambiente, los metales por lo general son más susceptibles al ataque por reacciones electroquímicas. Esta desintegración de los metales puede ocurrir a través de la acción de la humedad, la atmosfera y las soluciones alcalinas o ácidas de ciertas sustancias químicas ⁽⁴⁸⁾.

3.1.2 Proceso.

La corrosión metálica aparece como resultado de reacciones electroquímicas entre la superficie del metal y el ambiente que le rodea. En el estado elemental, las energías de los metales son más altas, y por eso existe una tendencia espontánea de los metales a reaccionar químicamente para formar compuestos de menor energía y más estables. La mayoría de fenómenos de corrosión son esencialmente electroquímicos e implican la presencia de una solución acuosa (de sal, ácido o alcalino) llamada electrolito en contacto con el metal. La velocidad a la que tiene lugar la corrosión depende en alguna medida de la temperatura, de la salinidad del fluido en contacto con el metal y de las propiedades del metal en cuestión ⁽⁴⁷⁾.

Por lo tanto, la corrosión electroquímica es una reacción química que implica la transferencia de electrones de un metal de valencia cero a un aceptor de electrones externo, causando la liberación de iones metálicos en el medio circundante y el deterioro del metal. La actividad microbiana dentro de biopelículas que se forman en la superficie de los materiales metálicos puede afectar a la cinética de las reacciones catódicas y/o anódicas y puede modificar considerablemente la química de las capas de protección, lo que lleva a la aceleración o inhibición de corrosión ⁽³⁷⁾.

Se define diferencia de potencial como la diferencia de voltaje entre dos puntos, equivalente al trabajo que se necesita para transferir una unidad de carga desde un punto de referencia a otro determinado. El alcance de la corrosión depende de la afinidad química entre electrolito y metal también llamada diferencia de potencial ⁽⁴⁷⁾.

La combinación de dos conductores eléctricos, llamados electrodos, sumergidos en un electrólito se denomina pila galvánica. La pila convierte la energía química en energía eléctrica. Al unir los electrodos con un conductor se establece una corriente eléctrica desde el polo positivo (ánodo) hacia el polo negativo (cátodo). Para que la corrosión electrolítica sea un proceso continuo debe existir una reacción de oxidación en el ánodo y una de reducción en el cátodo.

Por lo general, los metales dejan de corroerse tan solo porque sus ambientes inmediatos se saturan con iones metálicos. Dicha situación no acontece en los metales en boca, ya que la comida, los líquidos y el cepillado dental eliminan los iones, en consecuencia la corrosión continúa. ⁽⁴⁶⁾

3.1.3 Clasificación.

La corrosión se clasifica en dos grandes rubros:

1. Uniforme

Este tipo de corrosión también es conocida como homogénea o localizada, la penetración media es aproximadamente la misma en todos los puntos de la superficie. Se puede dar cuando el ataque se extiende sobre toda la superficie expuesta del metal en forma de agresión progresiva y a velocidad constante. Es el menos peligroso porque la velocidad de corrosión es medible y por lo tanto puede calcularse, con bastante aproximación, la duración del metal. En el área de la construcción se presenta comúnmente en los marcos de estructuras metálicas. Sin embargo, es común también cuando la capa pasiva del acero de refuerzo ha sido destruida como resultado de la carbonatación del concreto, o cuando hay una cantidad suficiente de cloruros a lo largo de la barra.

2. Localizada

Este ataque actúa solamente en determinadas áreas de superficie. Tiende a profundizar mucho más rápidamente que la corrosión generalizada, pudiendo ser en extremo peligroso ya que puede conducir al fallo prematuro de una pieza.

A su vez, este tipo de corrosión se puede dividir en macroscópica y microscópica, al primer rubro pertenecen los siguientes:

a) Corrosión galvánica:

Siempre existe un potencial electroquímico entre dos metales diferentes cuando están inmersos en una solución conductora (electrolito). Si dos metales diferentes están en contacto eléctrico e inmerso en una solución conductora, se produce un potencial que origina la corrosión del miembro más electronegativo (menos noble) del par (el ánodo) y protege en parte o completamente al miembro más electropositivo (el cátodo).

b) Corrosión por erosión:

Cuando el movimiento del medio corrosivo sobre la superficie metálica incrementa la velocidad de ataque debido a desgaste mecánico, este recibe el nombre de corrosión por erosión. La importancia relativa del desgaste mecánico y la corrosión, es a menudo difícil de establecer y varía grandemente de una situación a otra, y el mecanismo de la erosión generalmente se atribuye a la remoción de películas superficiales protectoras, como por ejemplo, películas de óxido formadas por el aire, o bien, productos adherentes de la corrosión. La corrosión por erosión, generalmente tiene la apariencia de picaduras poco profundas de fondo terso y el ataque puede presentar también una distribución direccional debido al camino seguido por el agente agresivo cuando se mueve sobre la superficie del metal.

La corrosión por erosión prospera en condiciones de alta velocidad, turbulencia, choque, etc., y frecuentemente se observa en impulsores de bombas, agitadores y en codos y cambios de dirección de tuberías. Los líquidos con suspensión conteniendo partículas sólidas duras pueden igualmente causar este tipo de problema. Puede ser evitada por cambios de diseño o por selección de materiales más resistentes. La corrosión por cavitación y desgaste (fretting) son formas especiales de la corrosión por erosión.

La primera es causada por la formación y colapso de burbujas de vapor en la superficie del metal. Las altas presiones producidas por este colapso pueden disolver el metal, remover las partículas protectoras, etc. La corrosión por desgaste (fretting) ocurre cuando las piezas de metal se deslizan una sobre la otra, causando daño mecánico a una o ambas piezas y el deslizamiento es generalmente un resultado de la vibración. Se cree que juega uno de los siguientes papeles: el calor de la fricción oxida el metal y a continuación el óxido se desgasta, o bien, la remoción mecánica de las partículas protectoras de óxido, o los productos de la corrosión resultantes, dan como resultado la exposición de superficies limpias del metal al medio agresivo, en tal forma que el fenómeno corrosivo se acelera. La corrosión por deslizamiento se atenúa utilizando materiales de construcción más duros, empleando lubricación o bien incrementando la fricción hasta un punto tal en que el deslizamiento es imposible.

c) Corrosión de depresiones o fóveas:

Corrosión localizada, áspera que ocurre en el metal de base, como hierro, níquel o cromo, que están protegidos por una película delgada de formación natural de óxido. En presencia de cloruros en el medio, la película localizada se rompe y rápidamente se inicia un proceso de disolución debajo del metal en forma de depresiones.

Se presenta por la formación de orificios en una superficie relativamente intacta y las picaduras pueden tener varias formas. El ataque se localiza en zonas aisladas no mayores a 1 o 2 mm formándose pequeños túneles, produciéndose en materiales pasivables. La forma de una picadura es a menudo responsable de su propio avance, por las mismas razones mencionadas en la corrosión por agrietamiento, es decir, una picadura puede ser considerada como una grieta o hendidura formada por sí misma. Para reducir la corrosión por picadura se necesita una superficie limpia y homogénea, por ejemplo, un metal homogéneo y puro con una superficie muy pulida deberá ser generalmente, mucho más resistente que una superficie que tenga incrustaciones, defectos o rugosidad. Es un proceso lento que puede llevarse meses y años antes de ser visible, pero que naturalmente, causará fallas inesperadas. El pequeño tamaño de la picadura y las minúsculas cantidades de metal que se disuelven al formarla, hacen que la detección de ésta sea muy difícil en las etapas iniciales. La limpieza de la superficie y la selección de materiales conocidos, resistentes a la formación de picaduras en un medio ambiente determinado, es generalmente el camino más seguro para evitar este tipo de corrosión.

d) Corrosión de hendidura:

Corrosión acelerada en espacios angostos, causada por los procesos electroquímicos localizados y los cambios químicos, como la acidificación o depresión en el contenido de oxígeno.

Las condiciones ambientales en una grieta, pueden con el tiempo volverse muy diferentes de las existentes en una superficie limpia y abierta, por lo que un medio ambiente muy agresivo puede desarrollar y causar corrosión en las grietas. Generalmente ocurre cuando en la unión de los materiales (metal/metal, metal/pintura, metal/concreto, metal/material de relleno) existen espacios vacíos a los cuales no puede llegar el oxígeno. La

corrosión por agrietamiento, generalmente se atribuye a los siguientes factores:

- Cambios de acidez en la grieta o hendidura.
- Escases de oxígeno en la grieta.
- Desarrollo de iones diferentes en la hendidura.

No ocurre en todas las combinaciones metal-agente corrosivo, y algunos materiales son más susceptibles para producirla que otros, como por ejemplo aquellos que dependen de las películas protectoras de óxido formadas por el aire para adquirir su resistencia a la corrosión, tal y como sucede con el acero inoxidable y el titanio. Estos materiales pueden ser aleados para mejorar su resistencia y el diseño deberá hacerse de tal manera, que se reduzcan las hendiduras, tratando de mantener las superficies limpias para combatir este tipo de corrosión.

e) Corrosión por exfoliación:

Es una corrosión subsuperficial que comienza sobre una superficie limpia, pero se esparce debajo de ella y difiere de la corrosión por picadura en que el ataque tiene una apariencia laminar. Capas completas de material son corroídas y el ataque es generalmente reconocido por el aspecto escamoso y en ocasiones ampollado de la superficie. Al final del ataque, una muestra tiene la apariencia de un mazo de barajas en el cual algunas de las cartas han sido extraídas. Este mecanismo es bien conocido en las aleaciones de aluminio y se combate utilizando aleaciones y tratamientos térmicos.

Al segundo grupo, microscópico, se integran:

a) Corrosión intergranular:

Es cuando el ataque se localiza en los límites de grano del material metálico. Para entender este tipo de ataque es necesario considerar que cuando un metal fundido se cuela en un molde, su solidificación comenzó con la formación de núcleos al azar, cada uno de los cuales crece en un arreglo atómico regular para formar lo que se conoce con el nombre de granos o cristales.

El arreglo atómico y los espaciamientos entre las capas de los granos, son los mismos en todos los cristales de un metal dado; sin embargo, debido a la nucleación al azar, los planos de los átomos en las cercanías de los granos no encajan perfectamente bien y el espacio entre ellos recibe el nombre de límite de grano. Si se dibuja una línea de 2.5 cm de longitud sobre la superficie de una aleación, esta deberá cruzar aproximadamente 1000 límites de grano.

Los límites de grano son a veces atacados preferencialmente por un agente corrosivo y el ataque se relaciona con la segregación de elementos específicos o por la formación de un compuesto en el límite.

La corrosión generalmente ocurre, porque el agente corrosivo ataca preferencialmente el límite de grano o una zona adyacente a él, que ha perdido un elemento necesario para tener una resistencia a la corrosión adecuada. En un caso severo de corrosión ínter cristalina, granos enteros se desprenden debido a la deterioración completa de sus límites, en cuyo caso, la superficie aparecerá rugosa al ojo desnudo y se sentirá rasposa debido a la pérdida de los granos.

El fenómeno de límite de grano que causa la corrosión intercristalina, es sensible al calor por lo que la corrosión de este tipo, es un subproducto de un tratamiento térmico como la soldadura o el relevado de esfuerzos y puede ser corregido por otro tipo de tratamiento térmico o por el uso de una aleación modificada.

b) Corrosión por tensión o fractura por tensión:

Degradación por la combinación de los efectos de tensión y medio corrosivo, usualmente en forma de rajaduras ⁽⁴⁸⁾.

La acción conjunta de un esfuerzo de tensión y un medio ambiente corrosivo, dará como resultado en algunos casos, la fractura de una aleación metálica. La mayoría de las aleaciones son susceptibles a este ataque, pero afortunadamente el número de combinaciones aleación - corrosivo que causan este problema, son relativamente pocas. Sin embargo, hasta la fecha, este es uno de los problemas metalúrgicos más serios. Los esfuerzos que causan las fracturas provienen de trabajos en frío, soldadura, tratamiento térmicos, o bien, pueden ser aplicados en forma externa durante la operación del equipo. Las fracturas pueden seguir caminos Ínter cristalinos o transcristalinos que a menudo presentan una tendencia a la ramificación.

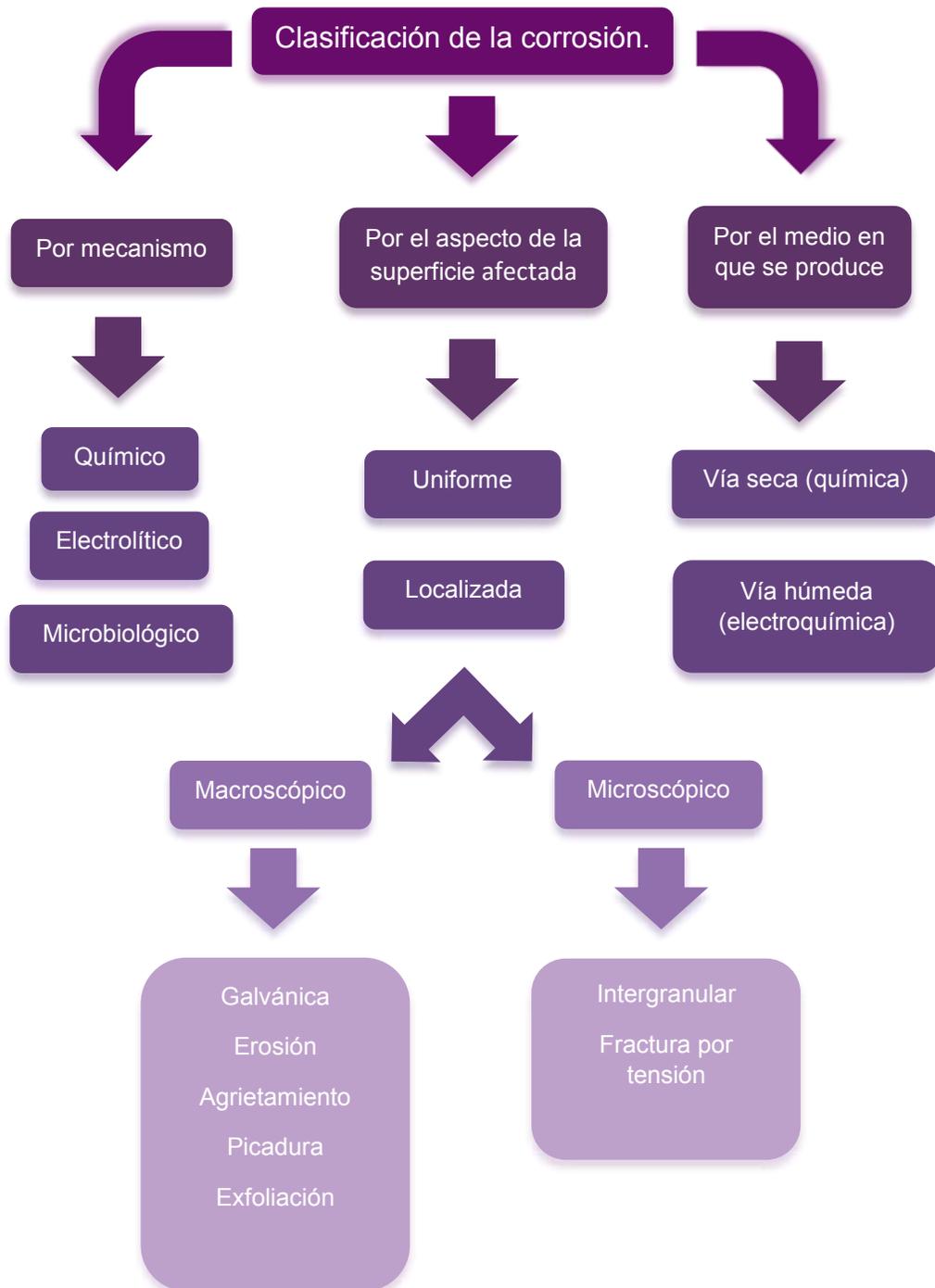
Algunas de las características de la corrosión de fractura por tensión, son las siguientes:

- Para que esta corrosión exista, se requiere un esfuerzo de tensión.
- Las fracturas se presentan quebradizas en forma macroscópica, mientras que las fallas mecánicas de la misma aleación, en ausencia de un agente corrosivo específico, generalmente presentan ductibilidad.
- La corrosión por esfuerzos depende de las condiciones metalúrgicas de la aleación.
- Algunos medios ambientes específicos, generalmente causan fractura en una aleación dada. El mismo medio ambiente no causa fracturas en otras aleaciones.
- La corrosión por esfuerzo puede ocurrir en medios ambientes considerados no agresivos para una aleación dada, por ejemplo la velocidad de corrosión uniforme es baja hasta que se presenta una fractura.
- Largos periodos de tiempo, a menudo años, pueden pasar antes de que las fracturas sean visibles, pero entonces al presentarse, se propagan rápidamente con el resultado de una falla inesperada.

Para combatir la corrosión de fracturas por tensión, es necesario realizar el relevado de esfuerzo o seleccionar un material más resistente.

La corrosión por fatiga, es una forma especial del tipo de corrosión de fractura por tensión y se presenta en ausencia de medios corrosivos, debido a esfuerzos cíclicos repetidos. Estas fallas son muy comunes en estructuras sometidas a vibración continua.

En conclusión, este complejo fenómeno llamado corrosión, se clasifica de la siguiente manera:



4. Cavidad bucal. ¿Cómo medio de corrosión?

La cavidad oral es un entorno complejo, en el que los aparatos de ortodoncia se someten a desafíos químicos, térmicos y mecánicos⁽⁴²⁾. Esto derivado de las características propias de la saliva, los alimentos, las bebidas, los enjuagues bucales, la pasta de dientes, y el agua fluorada que presentan concentraciones variables de componentes tales como sales, proteínas / enzimas, fluoruro, y cloro, que pueden provocar una variedad de efectos sobre los materiales dentales, por lo tanto, la corrosión de los metales y sus aleaciones es un proceso que se espera que ocurra⁽⁴¹⁾.

Las propiedades electroquímicas de la saliva dependen de su composición, la concentración de sus elementos, el pH, la tensión superficial y la capacidad amortiguadora, que a su vez, son factores que modifican la magnitud de la corrosión resultante, ya que, interfieren en la concentración de este electrolítico, que por las sales que contiene, es considerado un electrolito débil.

Además, los fluoruros son los elementos que provocan mayor corrosión y degradación de las propiedades mecánicas de los arcos de alambre usados comúnmente, ya que forman ácido fluorhídrico con los ácidos bucales, causando la interrupción de la capa protectora de óxido de titanio⁽³⁰⁾. Por tanto, su recomendación durante los tratamientos ortodóncicos, es ya un factor importante de daño corrosivo en los mismos.

Así mismo, en las condiciones clínicas, los alambres están sometidos a cargas de la masticación y al cepillado de los dientes. Estas acciones mecánicas pueden contribuir a la degradación de la capa de óxido protectora sobre la superficie de alambres, que conduce a la liberación de iones⁽⁴⁰⁾.

En tanto, el comportamiento a la corrosión es generalmente la propiedad más importante a estudiar de los materiales metálicos sometidos a un ambiente tan hostil, como es la boca⁽³²⁾.

5. Acero inoxidable

Los alambres de acero inoxidable han sido durante mucho tiempo la estancia principal de la ortodoncia clínica debido a su excelente combinación de propiedades mecánicas, biocompatibilidad y resistencia a la corrosión en el ambiente oral. Por ello debemos comprender las propiedades y características de esta aleación.

La característica fundamental de los aceros inoxidables es su excelente comportamiento frente a la corrosión, tanto atmosférica, como de otros agentes y medios que puedan ser más agresivos y que constituyan el ambiente de trabajo de los aceros.

La resistencia a la corrosión que muestran los aceros inoxidables se basa en la presencia en su composición química de un componente, el cromo (Cr). De esta manera, para que esta resistencia a la corrosión empiece a ser efectiva su porcentaje deberá ser superior al 10.5% en peso, con un máximo del 1.2% de porcentaje en peso de carbono (C).

Este contenido mínimo en cromo es fundamental para que un acero pueda ser considerado como inoxidable. De hecho, los fenómenos de corrosión de aquellos aceros situados en ambientes rurales e industriales desaparecen prácticamente cuando la proporción de cromo como elemento de aleación supera el 12%, mientras que para contenidos de cromo superiores al 15% el acero ya es resistente a la corrosión en contacto incluso con atmósferas marinas.

Esta capacidad protectora que el cromo confiere a los aceros se basa en la afinidad que muestra el cromo con el oxígeno. De esta manera, un acero que posea un alto contenido de cromo al entrar en contacto con un medio oxidante (por ejemplo, la atmósfera) produce la formación de una finísima capa superficial de óxido de cromo (Cr_2O_3), que es impermeable e invisible y que cubre homogéneamente a toda la pieza de acero, impidiendo que el proceso corrosivo se presente sobre el acero. Este fenómeno se conoce como pasivación del acero.

La pasivación del acero inoxidable es un fenómeno automático y espontáneo que ocurre siempre que exista oxígeno suficiente en contacto con la superficie de los aceros que contienen suficiente cromo como elemento aleante en su composición. De esta manera, aunque la pieza de acero inoxidable sufra algún rasguño o un proceso de mecanizado, el cromo

presente en el acero volverá a crear esta capa protectora de óxido de cromo que la protegerá de la corrosión.

No obstante, habrá situaciones donde el acero pueda perder su estado pasivo y pueda sufrir procesos de corrosión, volviéndose activo a efectos de corrosión. Suelen producirse en zonas pequeñas donde el porcentaje de oxígeno presente sea pequeño, tales como en esquinas compactas, en soldaduras incompletas o mal acabadas, o incluso en el interior de uniones mecánicas donde al no haber suficiente oxígeno no se puede generar esta capa protectora de óxido de cromo.

5.1 Tipos de aceros inoxidables

Los aceros inoxidables son aleaciones de hierro (Fe), cromo (Cr) en un porcentaje en peso $>10.5\%$, y de carbono (C) cuyo porcentaje debe ser $<1.2\%$. A parte de estos componentes, a los aceros inoxidables se les complementan con otros elementos aleantes que les confiere distintas propiedades que serán útiles según el uso a que se destine el acero.

Entre estos nuevos elementos que se añaden a la composición de los aceros inoxidables se encuentra fundamentalmente el níquel (Ni), aunque también se suelen emplear molibdeno (Mo), nitrógeno (N) o titanio (Ti), entre otros. Con ellos se podrá conseguir mejorar las prestaciones de los aceros inoxidables en aspectos tales como su conformabilidad, mejorar su resistencia mecánica o su resistencia térmica (mejorar su comportamiento frente a temperaturas elevadas).

De esta manera, los aceros inoxidables se van a clasificar en función de los distintos elementos y de las cantidades relativas de cada uno de ellos que intervienen en su composición. De forma general se consideran cuatro familias básicas de aceros inoxidables: martensíticos, ferríticos, austeníticos y dúplex.

A continuación se describirán las propiedades y sus principales aplicaciones de uso para el acero inoxidable austenítico, ya que los alambres ortodóncicos son principalmente constituidos por esta aleación.

5.1.1 Acero inoxidable austenítico

Dentro de los aceros inoxidable, los aceros austeníticos que son una aleación de níquel-cromo de hierro con un contenido de cromo de aproximadamente 18% y níquel 8% ⁽⁴⁵⁾. Esta aleación es la que más aplicaciones ha tenido, empleándose ampliamente en sectores como la industria alimentaria y farmacéutica, la industria química y petroquímica, en calderería y fabricación de tubos, en la fabricación de electrodomésticos, de componentes de la industria aeronáutica, así como material para la fabricación de elementos decorativos arquitectónicos o de componentes del automóvil, así como en aplicaciones odontológicas.

Los aceros inoxidable austeníticos se caracterizan por una adición importante de níquel (Ni) y/o también de manganeso (Mn), que son elementos gammágenos, cuyo efecto es contrario al del cromo, es decir, que la adición de níquel aumenta el rango térmico de estabilidad del acero según la forma austenítica.

La austenita, o acero *gamma* (γ), es una forma de ordenamiento de la estructura cristalina del acero por parte de los átomos de hierro (Fe) y carbono (C). La estructura cristalina austenítica que resulta es del tipo cúbica centrada en las caras (FCC), donde los átomos de hierro ocupan los vértices del retículo cúbico y el centro de las caras, mientras que los átomos de carbono, en un porcentaje máximo de carbono (C) del 2.11%, se presentan como elemento intersticial, ocupando los huecos internos que dejan dentro de la estructura los átomos de hierro. Las formas austeníticas son en general de naturaleza dúctil, blanda y tenaz.

Los aceros inoxidable austeníticos son amagnéticos y mantienen unas buenas propiedades mecánicas a temperaturas criogénicas. Asimismo, los aceros inoxidable austeníticos no sufren ninguna transformación desde su solidificación hasta temperatura ambiente por lo que no pueden ser endurecidos por tratamiento térmico.

Los aceros inoxidable austeníticos clásicos que representa esta familia de aceros son el AISI 304 (EN1.4301) y AISI 302 (EN 1.4310). Luego aparecieron otros aceros más resistentes a la corrosión mediante la adición de molibdeno (316 y 317). También están los aceros de muy bajo contenido en carbono, que se crearon para evitar el fenómeno de corrosión intergranular (304L, 316L). Por otro lado están los grados aleados con

nitrógeno para aumentar su resistencia mecánica (304N, 316N), así como los grados estabilizados con titanio o con niobio (321, 347). Por último están también los grados resistentes a la oxidación en base a su mayor contenido en cromo (308, 309, 310), a los que también habrá que añadir más proporción de níquel para asegurar la microestructura austenítica.

En general, los aceros inoxidable austeníticos son aceros muy dúctiles que se pueden endurecer por deformación en frío. Este proceso de endurecimiento por deformación en frío es mucho más acusado en el 301 debido a su menor contenido en níquel. Este bajo contenido en níquel del 301 provoca que la estructura austenítica sea menos estable a temperatura ambiente que la de otros acero con mayor contenido en níquel, transformándose parcialmente la austenita en martensita durante el proceso de deformación en frío.

Uno de los problemas típicos que se pueden presentar en los aceros inoxidable austeníticos es la corrosión intergranular, fenómeno conocido también como sensibilización del acero.

El proceso de sensibilización suele estar ligado a los calentamientos a que se ven sometidas aquellas zonas afectadas térmicamente por un proceso de soldadura en los aceros, de manera que un acero sensibilizado puede sufrir corrosión intergranular en ambientes donde normalmente no deberían tener ningún tipo de corrosión.

El proceso de corrosión intergranular en los aceros austeníticos ocurre cuando estos aceros permanecen durante un cierto tiempo en un rango de temperatura de entre 600 y 800 °C, o cuando hayan sido enfriados lentamente durante este rango térmico. Cuando ocurren estas circunstancias se produce una precipitación intergranular (entre las juntas de granos de austenita) de compuestos de carburos de cromo, de manera que las zonas adyacentes a donde se producen estos precipitados quedan muy empobrecidas en cromo (porcentaje en Cr < 12%), por lo que dejan de ser inoxidable al carecer de la protección del cromo y quedan expuestos a la corrosión.

Fuera del rango de temperatura de entre 600 y 800 °C no ocurre este fenómeno. En efecto, por encima de 900 °C no puede producirse la precipitación dado que el carbono y el cromo se disuelven perfectamente en la austenita, y por otro lado, a temperaturas inferiores a los 600 °C, la difusión es tan lenta que la precipitación es imperceptible.

Para evitar los fenómenos de corrosión intergranular en los aceros austeníticos se suelen utilizar enfriamientos bruscos en agua en el recocido

de los aceros, o bien, se pueden emplear aceros con bajo contenido de carbono (grados *L*, con un porcentaje de $C < 0.03\%$), dado que a medida que se reduce el contenido en carbono en el acero la precipitación de carburos se hace más lenta.

Otra forma efectiva de evitar los riesgos de corrosión intergranular de los aceros inoxidables es el uso de pequeñas adiciones de elementos fuertemente carburígenos (como el titanio, niobio o tántalo) en los grados, denominados estabilizados: 321 y 347. En estos aceros los carburos que precipitan en las regiones susceptibles son del tipo TiC o bien NbC, de manera que las regiones adyacentes mantienen suficiente contenido en cromo sin precipitar como para evitar la corrosión local.

Cuando un acero inoxidable haya sufrido de sensibilización, es decir, de corrosión intergranular por precipitación de carburos de cromo, éste se puede recuperar aplicando al acero un calentamiento de solubilización hasta mantenerlo en un rango de temperatura de 1000 a 1100 °C, seguido de un enfriamiento rápido en agua.

Por último, recordar que la resistencia a la oxidación a alta temperatura de los aceros inoxidables es función directa de su contenido en cromo. De este modo los aceros con menos de 18% de cromo se deben utilizar en aquellas aplicaciones donde las temperaturas sean inferiores a 800 °C, mientras que cuando se requieran aceros que soporten temperaturas superiores a los 1000 °C, aceros denominados refractarios, habrá que recurrir a tipos con un contenido en cromo en torno al 25%.

Por todas estas características, los alambres de acero inoxidable austeníticos han sido durante mucho tiempo la estancia principal de la ortodoncia clínica debido a su excelente combinación de propiedades mecánicas, biocompatibilidad y resistencia a la corrosión en el ambiente oral ⁽⁴⁵⁾.

6. Diseño experimental

6.1 Planteamiento del problema.

La corrosión en el ambiente bucal es un evento inevitable, ya que en él se presentan fluctuaciones tanto de pH como de temperatura, así mismo la adhesión de los restos alimenticios a las superficies, en este caso de los alambres de ortodoncia de acero inoxidable, que son utilizados durante largos periodos sin cambios, provoca que la capa de pasivación que los protege de este fenómeno se dañe provocando cambios en sus propiedades químicas, físicas y mecánicas.

6.2 Justificación del estudio.

Verificar que la capa de pasivación que el fabricante provee a los alambres de ortodoncia de acero inoxidable proteja a los mismos de la corrosión.

6.3 Objetivo general.

Evaluar el estado de la superficie de los alambres, la pérdida de masa y prueba mecánica de ambas marcas, para poder realizar una comparación de tiempo de exposición a la solución y efecto en el alambre, así como, la relación de efectos en las propiedades mecánicas de los alambres y la pérdida de masa.

6.4 Objetivos específicos.

- Determinar las siguientes cualidades: estado de la superficie, peso y propiedad mecánica de fuerza-deformación en el día 0 de 5 muestras de cada marca.
- Verificar en el día 7 la condición de la superficie, peso y propiedad mecánica de fuerza-deformación de 4 muestras de cada marca sumergidos en saliva artificial, ácido cítrico, ácido láctico, ácido clorhídrico y enjuague bucal.
- Determinar en el día 14 la condición de la superficie, peso y propiedad mecánica de fuerza-deformación de 4 alambres de cada marca sumergidos en saliva artificial, ácido cítrico, ácido láctico, ácido clorhídrico y enjuague bucal.
- Determinar en el día 21 la condición de la superficie, peso y propiedad mecánica de fuerza-deformación de 4 alambres de cada marca sumergidos en saliva artificial, ácido cítrico, ácido láctico, ácido clorhídrico y enjuague bucal.
- Determinar en el día 28 la condición de la superficie, peso y propiedad mecánica de fuerza-deformación de 4 alambres de cada marca sumergidos en saliva artificial, ácido cítrico, ácido láctico, ácido clorhídrico y enjuague bucal.
- Determinar en el día 35 la condición de la superficie, peso y propiedad mecánica de fuerza-deformación de 4 alambres de cada marca sumergidos en saliva artificial, ácido cítrico, ácido láctico, ácido clorhídrico y enjuague bucal.

6.5 Hipótesis de trabajo.

Existirán diferencias del efecto corrosivo en las propiedades de los alambres de Acero inoxidable dependiendo de la casa comercial.

6.6 Hipótesis nula.

No existirán diferencias del efecto corrosivo en las propiedades de los alambres de Acero inoxidable aunque sean de diferente casa comercial.

7. Metodología.

7.1 Universo de trabajo.

Alambres de ortodoncia de Acero Inoxidable redondo de 0.16 pulgadas.

7.2 Selección de la muestra.

Alambres de ortodoncia de Acero inoxidable redondo de 0.16 pulgadas.

7.3 Criterios de inclusión.

- Alambre de ortodoncia en vara de Acero inoxidable de 0.016 pulgadas, redondo. Marca American Orthodontic. No. Lote: 0408
- Alambre de ortodoncia en vara de Acero inoxidable de 0.016 pulgadas, redondo. Marca Borgatta Specialties. No. Lote: 1951524
- Saliva artificial.
- Agua embotellada Marca Bonafont.
- Como representante del ácido cítrico zumo de limón marca Salimón.
- Como representante del ácido láctico yogurth marca Danone.
- Solución de Ácido clorhídrico 0.03 M a un pH de 1.5
- Enjuague bucal Listerine Total Care con 100 ppm de fluoruro de sodio como ingrediente activo.

7.4 Criterios de exclusión.

- Alambres de ortodoncia de cualquier otra aleación no incluida en los criterios de inclusión.
- Alambres de ortodoncia de cualquier otra presentación y dimensión no incluida en los criterios de inclusión.
- Saliva artificial con alguna referencia electrolítica no mencionada en los criterios de inclusión.
- Cualquier solución no mencionada en los criterios de inclusión.

7.5 Variables dependientes.

- Concentración de las soluciones.

7.6 Variables independientes.

- Alambres ortodóncicos.

7.7 Material y equipo.

- 105 alambres de Acero inoxidable (American Orthodontic: A. O.).
- 105 alambres de Acero inoxidable (Borgatta Specialties: B.S.).
- Saliva artificial. Laboratorio Materiales Dentales. DEPel. Facultad Odontología. UNAM
- Zumo de limón marca Salimón.
- Yogurth marca Danone.
- Ácido clorhídrico.
- Enjuague bucal marca Listerine Total Care.
- Etanol.
- Solución de cloruro de sodio.
- Agua embotellada.
- Agua bidestilada.
- Probeta de 20 mL.
- Papel absorbente.
- Pinzas para cortar alambre de ortodoncia.
- Recipientes de polietileno.
- Balanza analítica.
- Vaso de precipitado de 500 mL.
- Parrilla electromagnética.
- Agitador magnético.
- Maquina Universal de Pruebas Mecánicas INSTRON, modelo 5567,, Massachusetts, U.S.A.
- Cabina con temperatura controlada 37 ± 1 °C.
- Potenciómetro.
- Vernier digital con aproximación de 150 mm, Mitutoyo, modelo CD-4CSX. Kawasaki, Japón.
- Microscopio, Industrias Zeiss de México, D.F. 125x.
- Cámara fotográfica.

7.8 Muestreo.

Se utilizaron 210 alambres, de los cuales 200 alambres fueron divididos en 8 grupos de 20 alambres para cada solución.

	Día 0 previo a la inmersión		Día 7		Día 14		Día 21		Día 28		Día 35		Total de alambres
	A.O	B.S	A.O	B.S	A.O	B.S	A.O	B.S	A.O	B.S	A.O	B.S	
Sin solución	5	5											10
Saliva artificial			4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	40
Ácido cítrico			4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	40
Ácido láctico			4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	40
Ácido clorhídrico			4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	40
Enjuague bucal			4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	40
	En cada uno de los días de estudio se observaron en microscopio, se pesaron y se probaron en ensaye de tensión de los alambres.												210

Tabla 1. Diseño experimental. A.O. (American Ortodontics), B.S. (Borgatta)

7.9 Método.

7.9.1 Preparación de la solución de ácido clorhídrico.

Preparación de solución de HCl 0.03 M:

Se usó HCl 1M del cual se midieron 5 mL que fueron colocados en 162 mL de agua bidestilada. Se agitó la disolución para lograr la concentración de 0.03 M. Figura 1. El Cuadro 1 indica la forma de hacer el cálculo.



Figura 1. Saliva artificial.

Cuadro 1. Cálculos para obtener la molaridad del HCl.

Se requiere HCL = 0.03 moles/L a un pH = 1.5 ± 0.5

Por lo tanto:

$C_0 = 1 \text{ M}$
 $V_0 = 5 \text{ ml}$
 $C_F = 0.03 \text{ M}$
 $V_F = \text{H}_2\text{O}?$

$$C_0 V_0 = C_F V_F$$

$$V_F = C_0 V_0 / C_F$$

$$V_F = 1 \text{ M} (5 \text{ ml}) / 0.03 \text{ M}$$

$$V_F = 5 \text{ ml} / 0.03$$

$$V_F = 167 \text{ ml}$$

$$V_F = 167 \text{ ml} - 5 \text{ ml}$$

$$\underline{\underline{V_F = 162 \text{ ml}}}$$

7.9.2 Selección y corte de los alambres ortodóncicos.

A cada uno de los alambres ortodóncicos se le corto una sección de 5 cm de largo, para obtener 20 secciones para cada solución para llevar un registro de pérdida de masa. Figura 2.

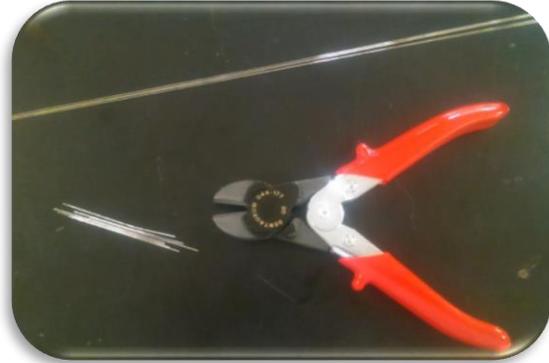


Figura 2. Secciones de los alambres.

7.9.3 Inmersión de los alambres en las diferentes soluciones.

Antes de sumergir los alambres en las diferentes soluciones, se midió el pH de cada una para llevar un control del mismo durante los 35 días a utilizar. Esto se realizó con el potenciómetro. Figura 3.

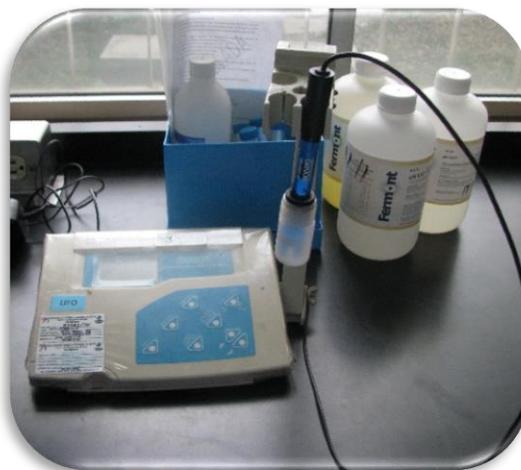


Figura 3. Potenciómetro para medir pH.

Enseguida se etiquetaron cada uno de los recipientes de polietileno de acuerdo al líquido y a la marca de los alambres que ocuparían cada compartimiento de dicho recipiente, posteriormente se colocó aproximadamente 20 mL de cada líquido, es decir: ácido cítrico, ácido láctico, ácido clorhídrico y enjuague bucal. Estas se colocaron en compartimientos dobles, ya que cada uno corresponde a una marca de alambres. Figura 4. Así mismo, se vació saliva artificial en 10 compartimientos más, dado que cada grupo de alambres fue sumergido 1 hora en su solución ácida correspondiente y las 23 horas restantes de cada día en su propia saliva artificial.



Figura 4. Distribución de los líquidos.

Durante los 35 días los alambres inmersos en las soluciones acidas o en la saliva artificial estuvieron a 37 °C en la cabina con temperatura controlada (Figura 5); por ello, en el caso del ácido láctico representado por el yogurt, fue cambiado cada 7 días para evitar la fermentación y con ello la disminución del pH.

En los días 7, 14, 21, 28 y 35 las 4 muestras a analizar y las 20 secciones de 5 cm de cada solución ácida fueron retirados de los recipientes, lavados a chorro de agua corriente, secados con papel absorbente, y en el caso de las secciones de alambre, también fueron limpiados con etanol previo a su pesaje.



Figura 5. Distribución de los alambres dentro de la cabina de temperatura controlada.

7.9.4 Propiedades mecánicas y masa de las secciones de alambres.

En el día 0 se sometieron las 5 muestras de cada marca a la prueba mecánica en la Máquina Universal de Pruebas Mecánicas INSTRON, esto para poder registrar las propiedades mecánicas previas a la inmersión en sustancias ácidas. Figura 6.

Igualmente en los días 7, 14, 21, 28 y 35 las 4 muestras a analizar y las 20 secciones de 5 cm de cada solución ácida fueron retirados de los recipientes, lavados a chorro de agua, secados con papel absorbente, y en el caso de los trozos de alambre, también fueron limpiados con etanol previo a su pesaje; las muestras fueron sometidas a la prueba mecánica con los siguientes parámetros de control:

Tipo de ensayo: de Tracción.
Forma geométrica: cilíndrica.
Velocidad de cruceta: 10 mm/min.
Pretensión: 6 N.
Distancia inicial: 50 – 60 mm.

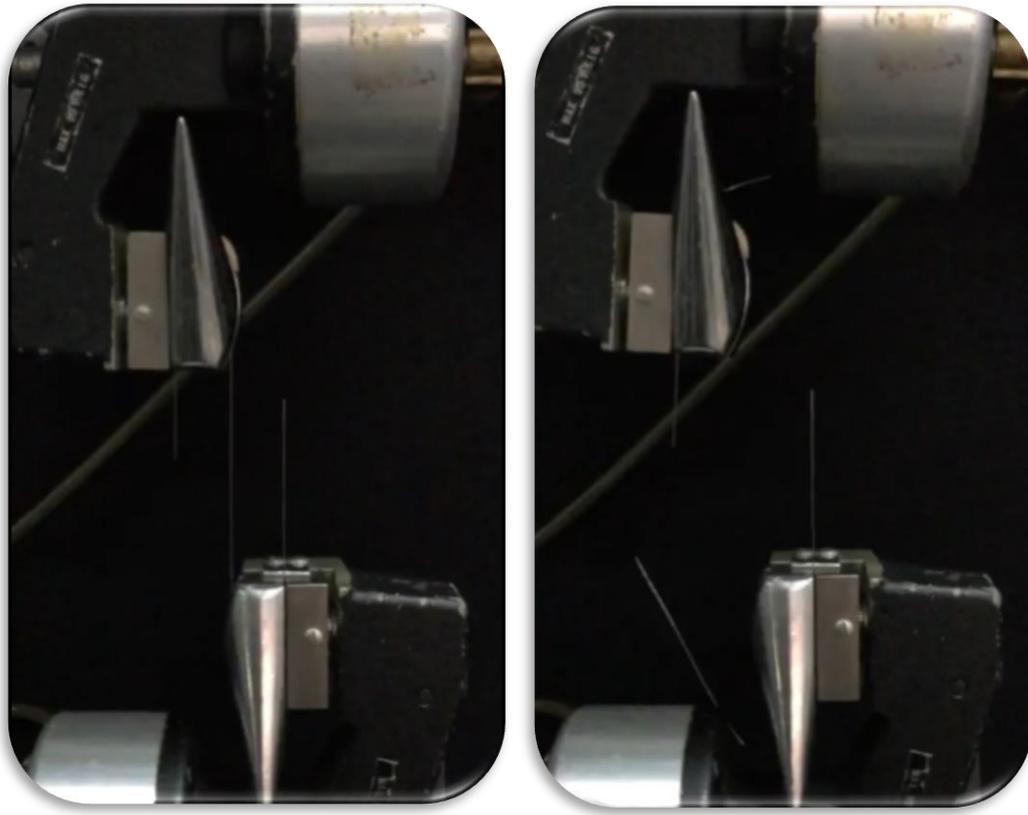


Figura 6. Prueba mecánica en la Instron.

Se calcularon: esfuerzo y deformación de cedencia, módulo elástico, esfuerzo máximo o resistencia, deformación máxima, resiliencia y tenacidad.

- Cálculo del esfuerzo. Se determinó usando la siguiente ecuación:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

Donde F representa la fuerza aplicada a la muestra en Newton (N), A es el área original de la muestra calculada como:

$$A = \frac{\pi D^2}{4}$$

El esfuerzo se calculó en MPa.

- Cálculo de la deformación. Se calculó con la siguiente ecuación:

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L_0}$$

Donde ΔL es la elongación que experimenta la probeta, en mm. L_0 es la longitud inicial de probeta, en mm.

La deformación se calculó en mm/mm.

- Diagrama esfuerzo-deformación: usando las ecuaciones anteriores se construyó a partir del diagrama fuerza-elongación, la curva esfuerzo-deformación.
- Determinación de esfuerzo de cedencia. Este valor se obtiene cuando desde el origen de la curva esfuerzo-deformación se traza una línea recta; el último valor que toque la línea recta trazada es el valor de esfuerzo de cedencia. Figura 7.
- Determinación de la deformación de cedencia. Este valor se obtiene cuando desde el origen de la curva esfuerzo-deformación se traza una línea recta; el último valor que toque la línea recta trazada es el valor de la deformación de cedencia. Figura 7.

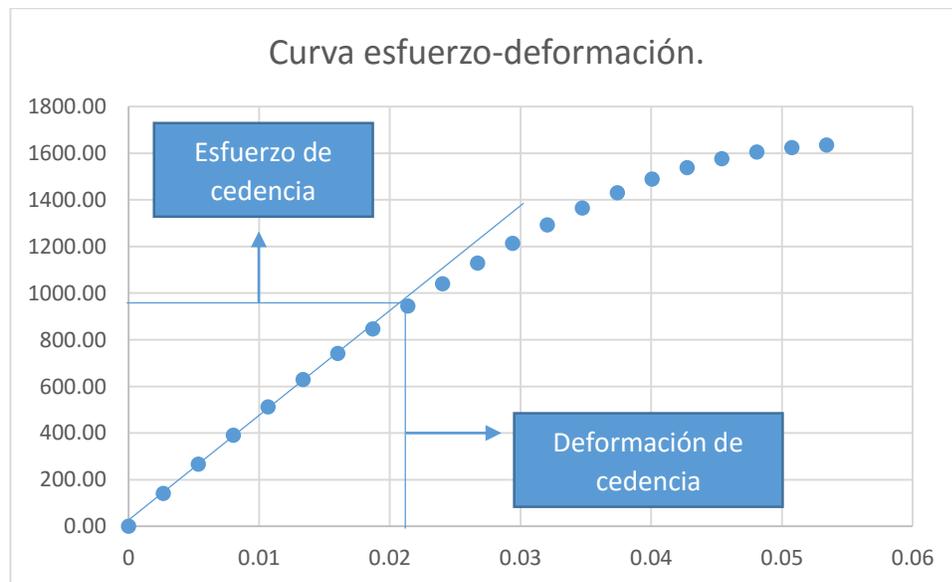


Figura 7. Obtención de la deformación y esfuerzo de cedencia.

- Cálculo del módulo elástico. Este se determina al dividir el esfuerzo de cedencia entre la deformación de cedencia. Sus unidades son MPa.
- Cálculo de la resiliencia y tenacidad. A partir de los datos de esfuerzo y deformación de cada probeta se obtuvo el modelo matemático que ajustaba a los puntos de la curva y se calculó el área bajo la curva, Figura 8. Para la resiliencia fue el área bajo la curva de la zona elástica. Para la tenacidad el área total de la curva, que incluye la elástica y la plástica. Sus unidades son MJ/m^3 que representan la energía para alcanzar el límite proporcional para la resiliencia y la ruptura para la tenacidad. Los modelos matemáticos de cada curva se obtuvieron con ayuda de un programa de cálculo de modelos matemáticos: curve-expert ⁽⁵⁰⁾.

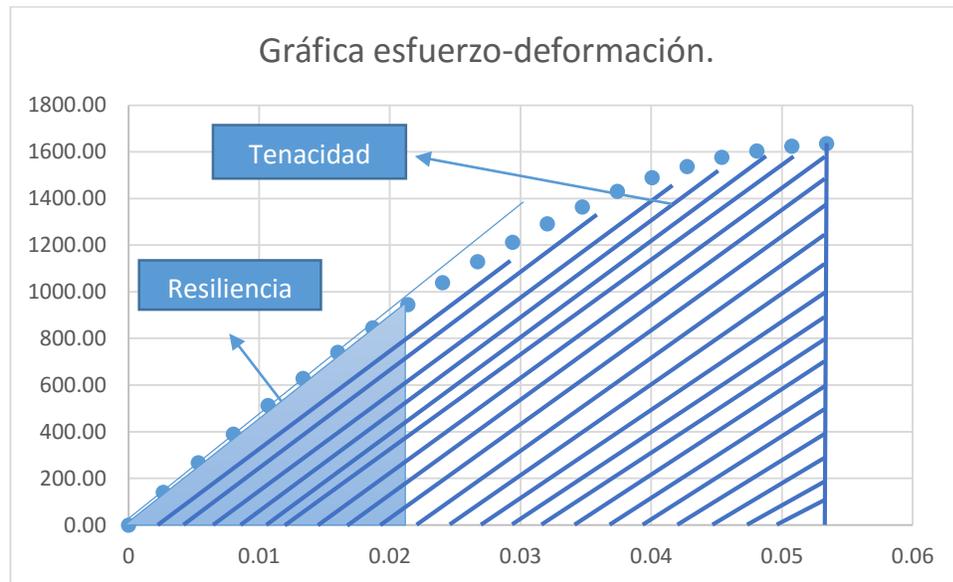


Figura 8. Resiliencia y tenacidad obtenidas a partir de la curva esfuerzo-deformación.

Así mismo, se pesaron las 20 secciones de alambres correspondientes a cada solución, en los mismos días, es decir, 0, 7, 14, 21, 28 y 35. Para ello se realizó previamente la limpieza de las muestras a chorro de agua y con papel absorbente humedecido con etanol; para evitar la contaminación de las muestras se utilizaron guantes de látex. Figura 9.



Figura 9. Preparación y medición de las secciones para determinar su masa.

7.9.5 Observación de los cambios físicos de los alambres.

Posterior a la ruptura de los alambres, estos fueron observados en el microscopio. Esto para registrar la situación de su superficie previa a su inmersión en las sustancias ácidas, así como, después de ser sumergidos durante 7, 14, 21, 28 y 35 días. Figura 10.

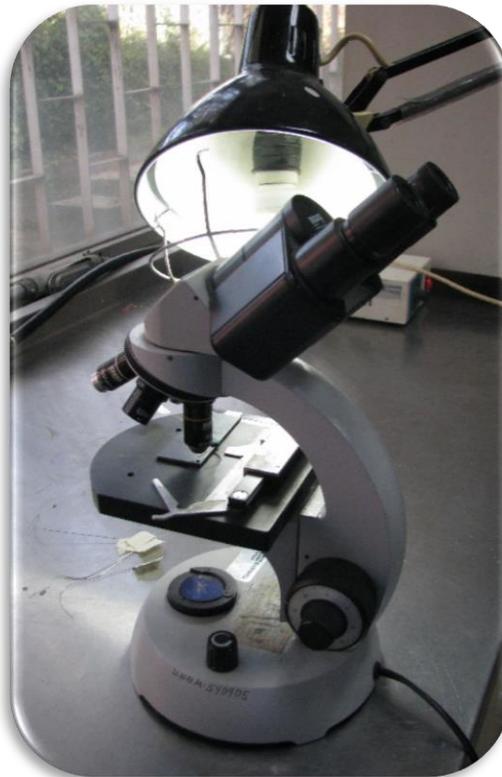


Figura 10. Observación al microscopio de los alambres usadas antes y después de la inmersión.

El análisis estadístico se hizo calculando la media y la desviación estándar. Se consideraron diferencias estadísticamente significativas cuando $p < 0.05$.

8. Resultados.

8.1 Medición de pH.

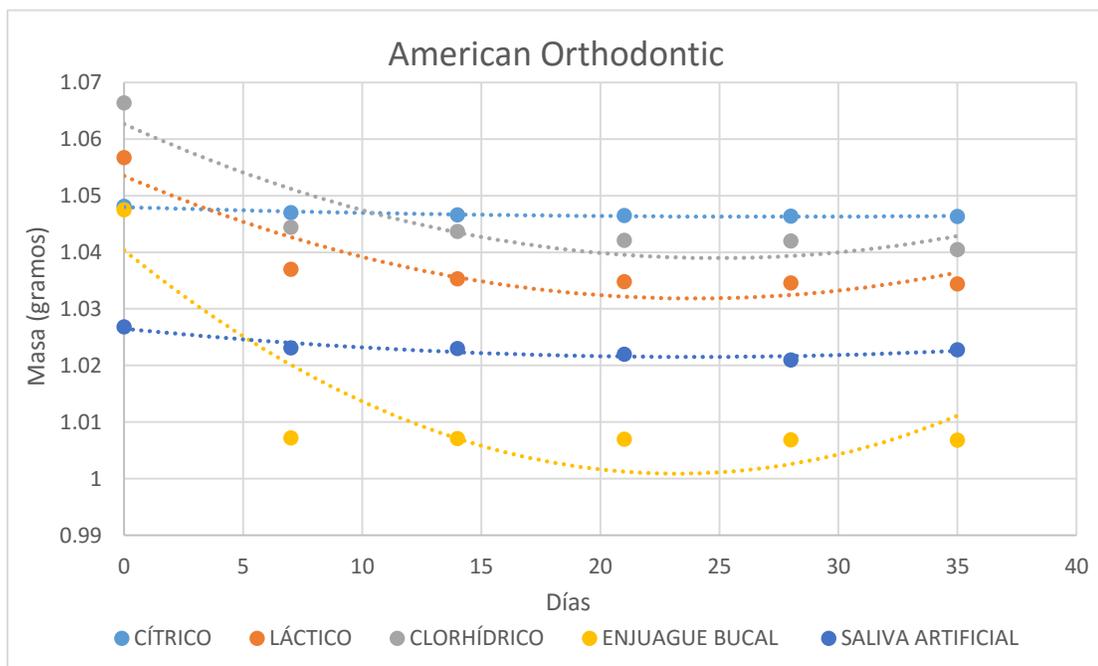
En la Tabla 2 se observa el valor del pH inicial y del día 15, tanto del líquido que estaba en contacto con los alambres American Orthodontic (A.O.) como con los alambres Borgatta Specialties (B.). Se observa que el ácido cítrico y el ácido clorhídrico disminuyeron su valor, es decir, aumentó su grado de acidez. El ácido láctico y el enjuague bucal, aumentaron sus valores, en otras palabras, disminuyó su acidez.

Sustancia	pH Día 0	pH Día 15	
		A.O.	B
Ácido cítrico	2.16	1.65	1.57
Ácido láctico	4.38	3.79	3.85
Ácido clorhídrico	1.33	1.05	1.01
Enjuague bucal	3.84	3.66	3.78
Saliva artificial	6.90	6.90	6.90

Tabla 2. Valores de pH de los diferentes líquidos al inicio y al día 15.

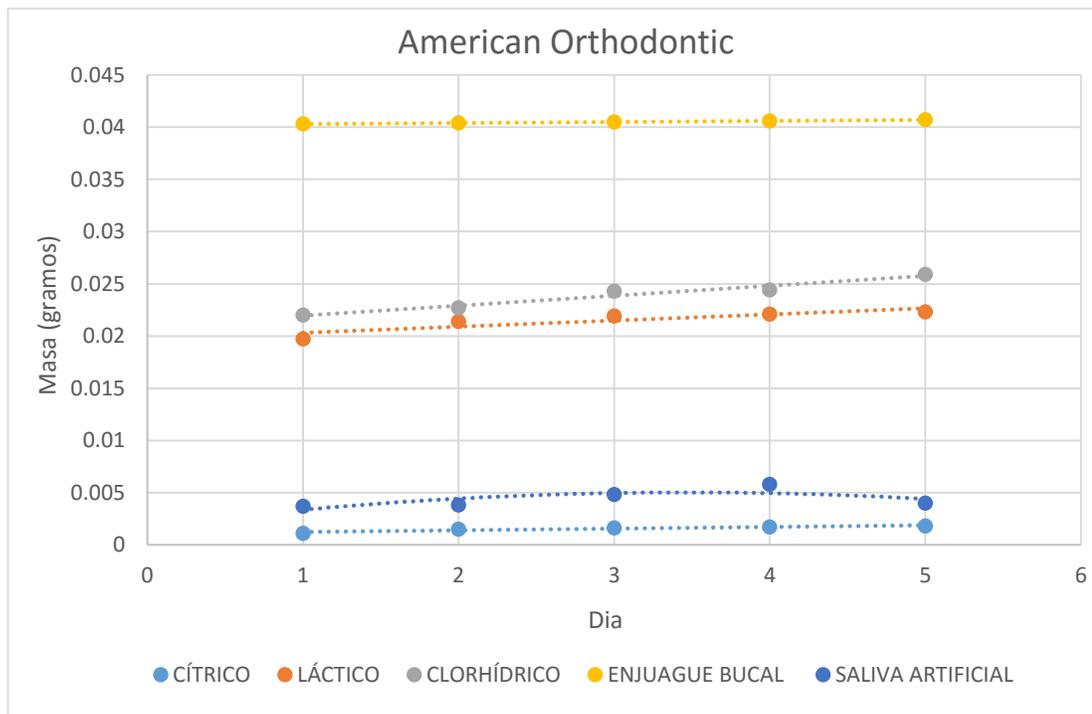
8.2 Pérdida de masa.

En la Gráfica 1 se observa que los alambres marca American Orthodontic sumergidos en saliva artificial y ácido cítrico no tuvieron pérdida de peso en los intervalos de la evaluación. En cambio las secciones que estuvieron en contacto con ácido clorhídrico, ácido láctico y enjuague bucal presentaron pérdida de peso significativa en los primeros 7 días, particularmente con el enjuague bucal.



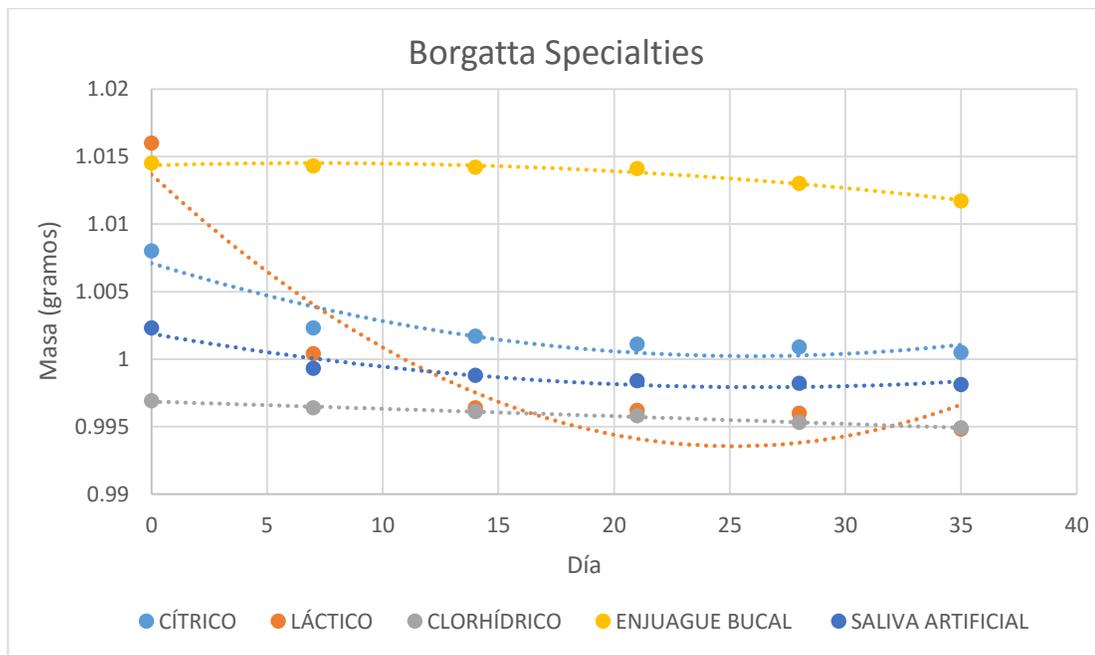
Gráfica 1. Pérdida de masa: alambres American Orthodontic.

En la Gráfica 2 se analizó la diferencia de pérdida de masa respecto al valor inicial, y se puede comprobar que las secciones sumergidas en enjuague bucal fueron las más afectadas, seguidos del ácido clorhídrico, ácido láctico, saliva artificial y ácido cítrico.



Gráfica 2. Pérdida de masa: diferencia con el peso inicial. American Orthodontic.

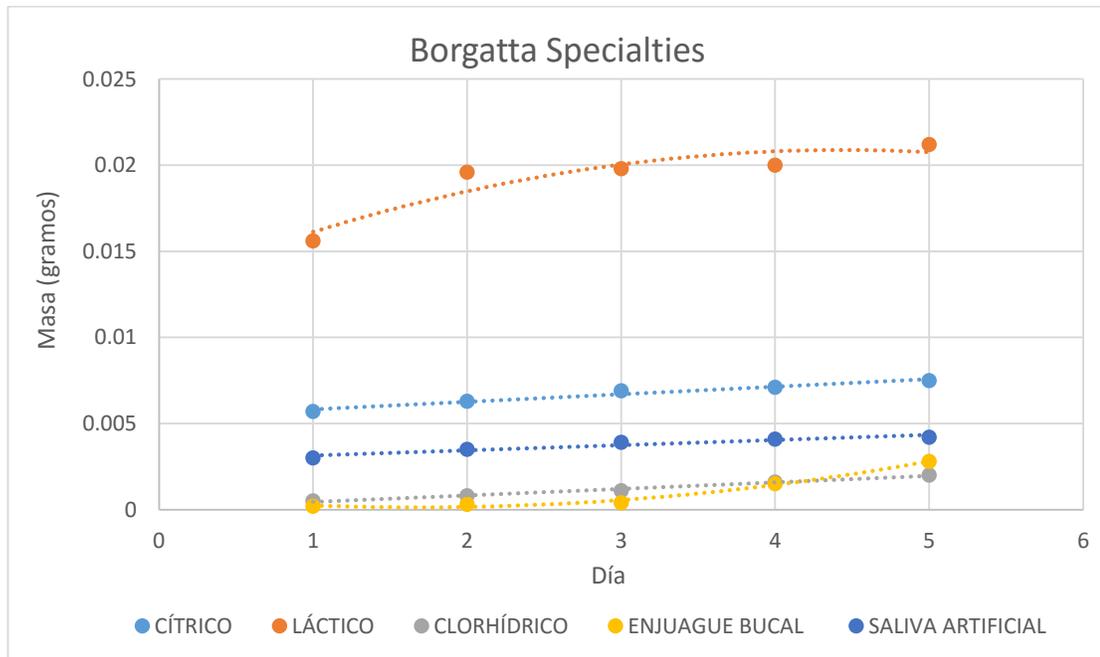
En la Gráfica 3 se observa que las secciones de alambre Borgatta Specialties sumergidas en el enjuague bucal, ácido cítrico, saliva artificial y ácido clorhídrico no mostraron pérdida de masa significativa en los intervalos de tiempo evaluados. En cambio las secciones que estuvieron en contacto con ácido láctico presentaron una mayor pérdida de peso durante los primeros 7 días.



Gráfica 3. Pérdida de masa: alambres Borgatta Specialties.

En la Gráfica 4 se analizó la diferencia de pérdida de masa respecto al valor inicial, y se comprueba que los alambres sumergidos en ácido láctico fueron los más afectados, seguidos del ácido cítrico, saliva artificial, ácido clorhídrico y enjuague bucal. Se observa que la pérdida de masa fue constante durante los 35 días.

Igualmente, se puede apreciar que la pérdida es proporcional al tiempo de exposición con la sustancia ácida.

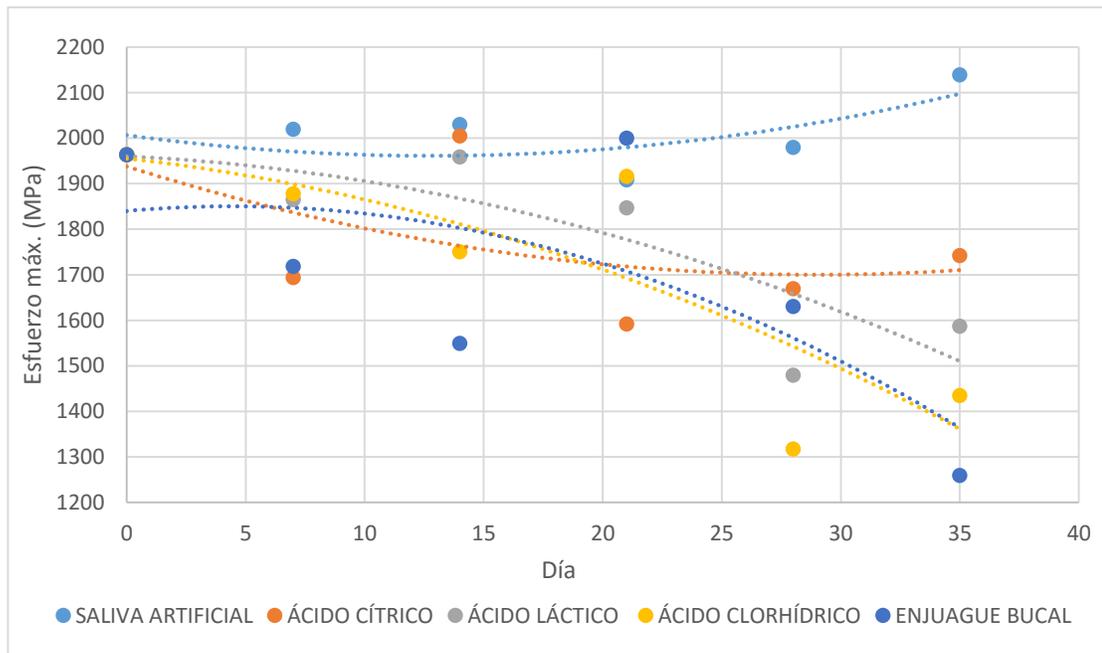


Gráfica 4. Pérdida de masa: Borgatta Specialties.

8.3 Análisis de propiedades mecánicas.

➤ Alambres American Orthodontic.

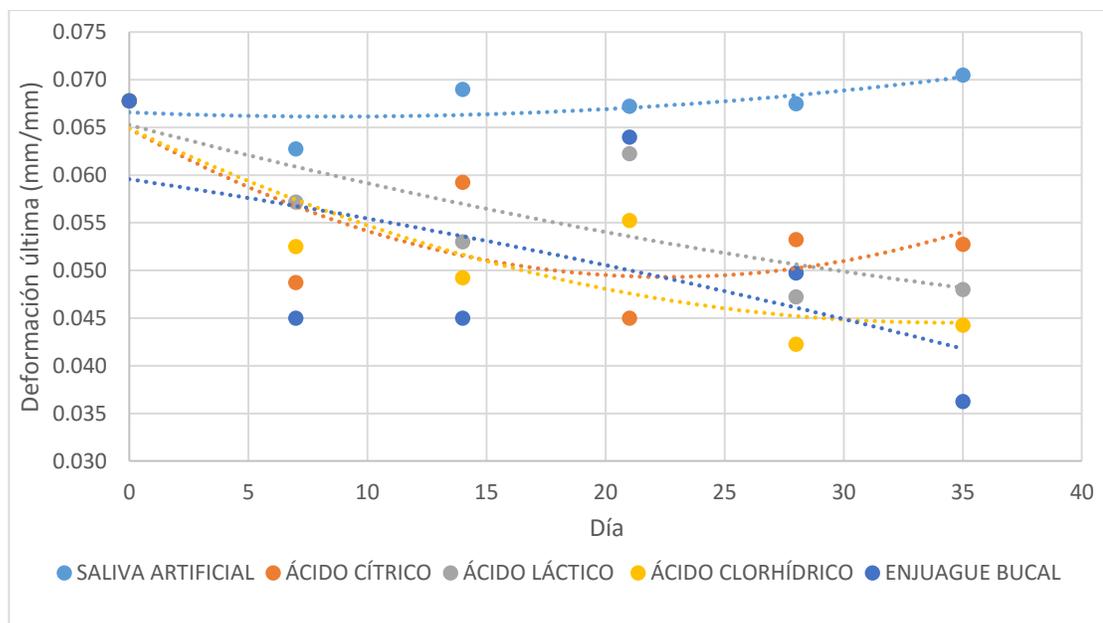
En la Gráfica 5 se observa que durante los 35 días de estudio, los alambres sumergidos en saliva artificial aumentaron su resistencia. Los alambres sumergidos en los demás líquidos disminuyeron su resistencia, donde el enjuague bucal fue la sustancia que provocó la disminución mayor en el día 35.



Gráfica 5. Esfuerzo máximo de alambres American Orthodontic.

En la Gráfica 6 se evalúa la deformación última que soportaron los alambres. Se observa que entre el día 14 y 21 los alambres sufren un aumento en su deformación y en el resto de los días disminuyó; nuevamente el enjuague bucal afectó más a las muestras causando fragilidad en las mismas.

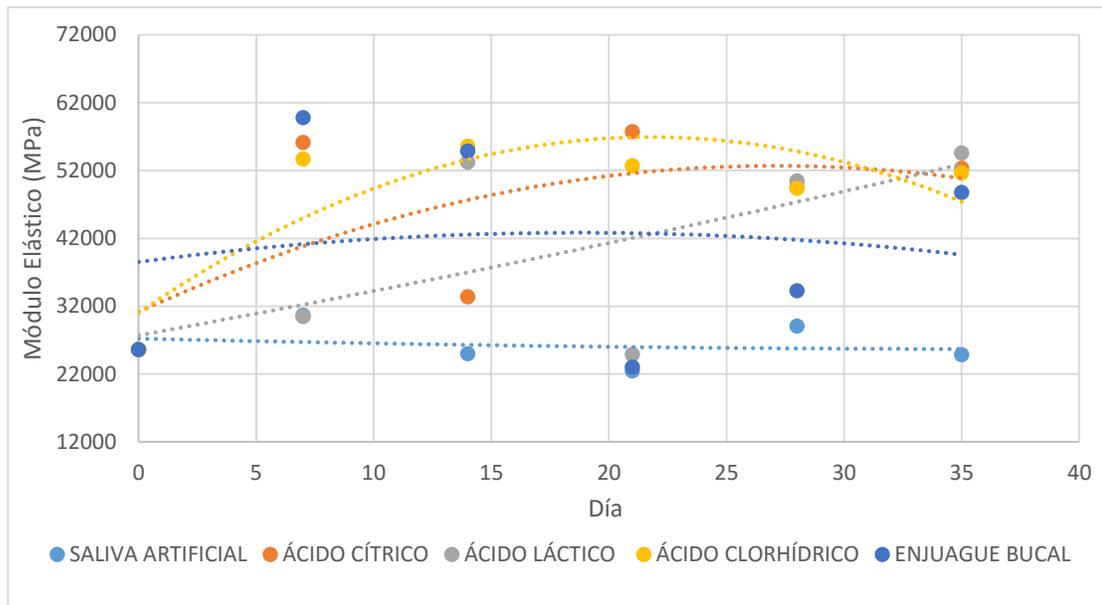
Con esta gráfica se puede deducir que la saliva artificial no afecta a los alambres American Orthodontic en su propiedad de deformación plástica, ya que aunque presenta oscilaciones entre los periodos, estas no varían significativamente respecto al día 0.



Gráfica 6. Deformación última de alambres American Orthodontic.

Respecto al módulo de elasticidad, en la Gráfica 7 se observa que el ácido clorhídrico causó un mayor aumento, provocando rigidez en los alambres.

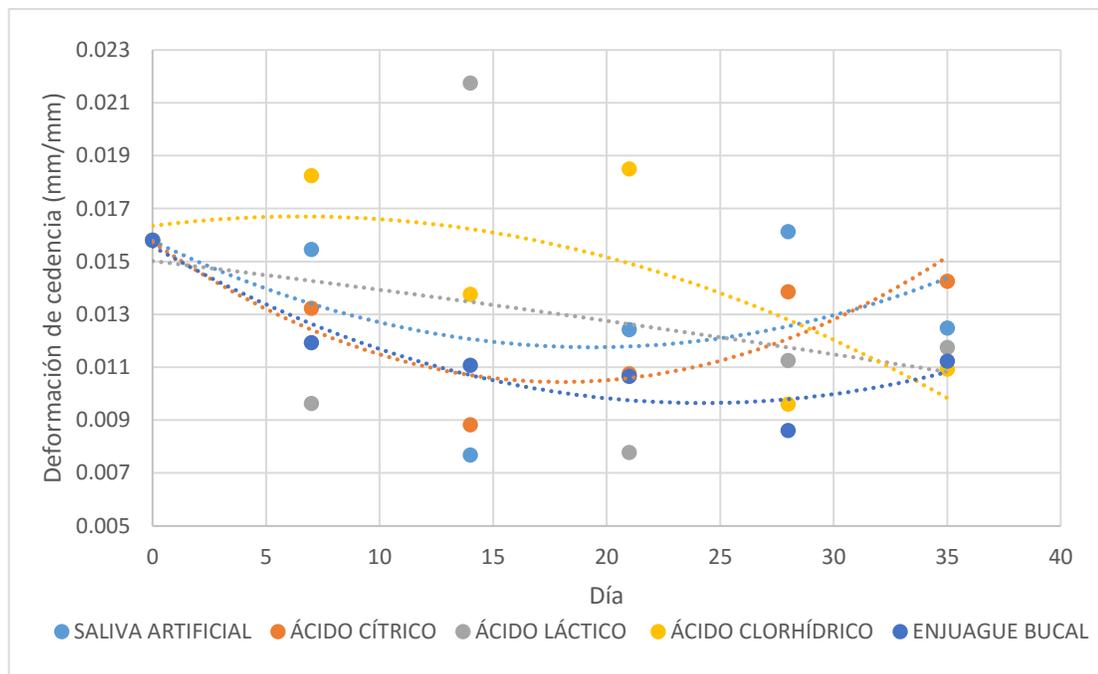
En el día 35 se puede observar que todas las sustancias aumentaron el módulo elástico de las muestras, siendo la saliva artificial la que menos cambios provocó.



Gráfica 7. Módulo elástico de alambres American Orthodontic.

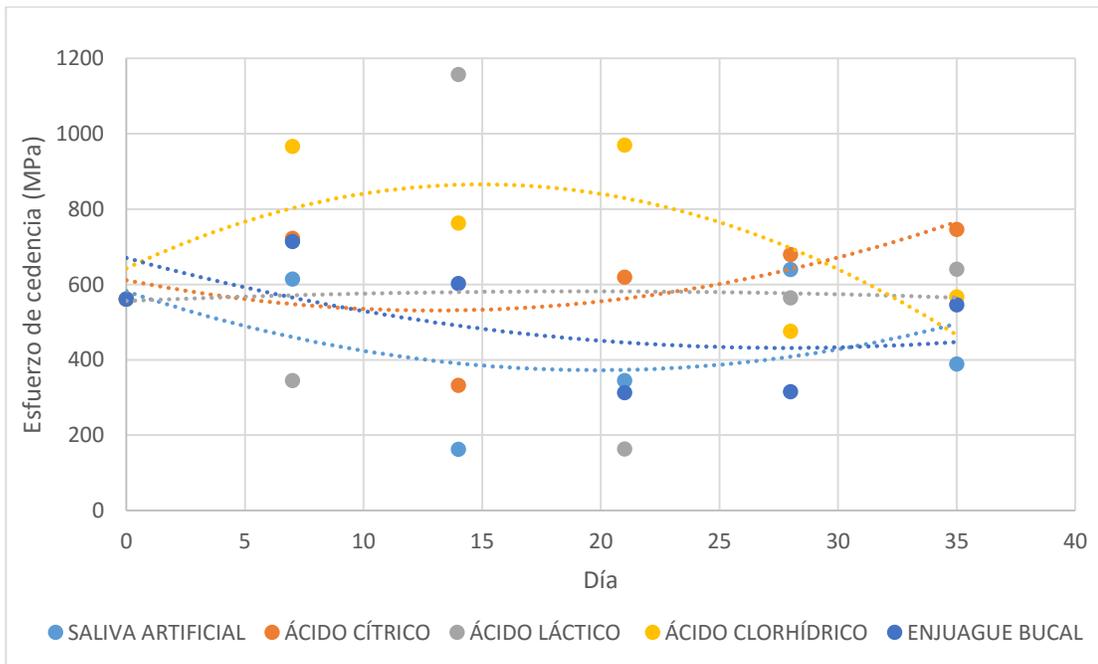
La Gráfica 8 presenta los valores de deformación de cedencia. Se aprecia que todas las muestras disminuyeron esta propiedad sin importar el líquido. Cabe destacar que el ácido clorhídrico provoca mayor disminución de la deformación tornándolo menos elástico.

Con esta gráfica se deduce que todas las sustancias disminuyen la capacidad de deformación que resisten los alambres en la zona elástica.



Gráfica 8. Deformación de cedencia de alambres American Orthodontic.

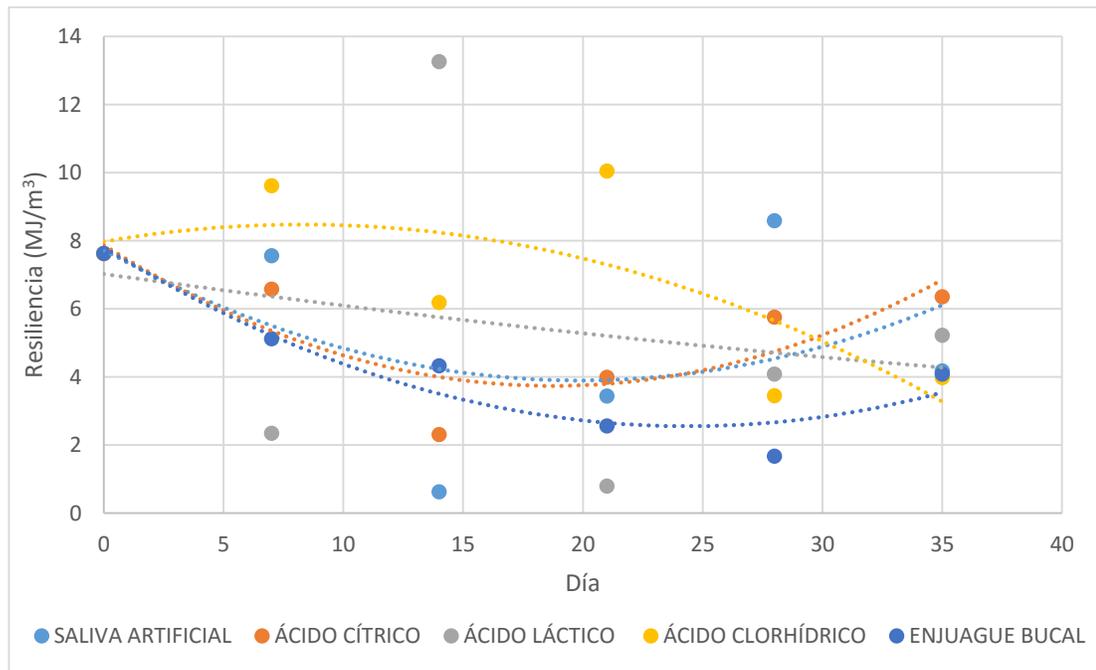
En esta gráfica se analizó el esfuerzo de cedencia, esta propiedad se afectó de manera diferente para cada sustancia, ya que en el caso del ácido cítrico, láctico y clorhídrico se observa que aumento, mientras que disminuyó en las muestras del enjuague bucal y la saliva artificial hacia el día 35.



Gráfica 9. Esfuerzo de cedencia de alambres American Orthodontic.

En la gráfica 10 se observa que la energía necesaria para llegar al límite proporcional, en términos generales, disminuyó al término del estudio.

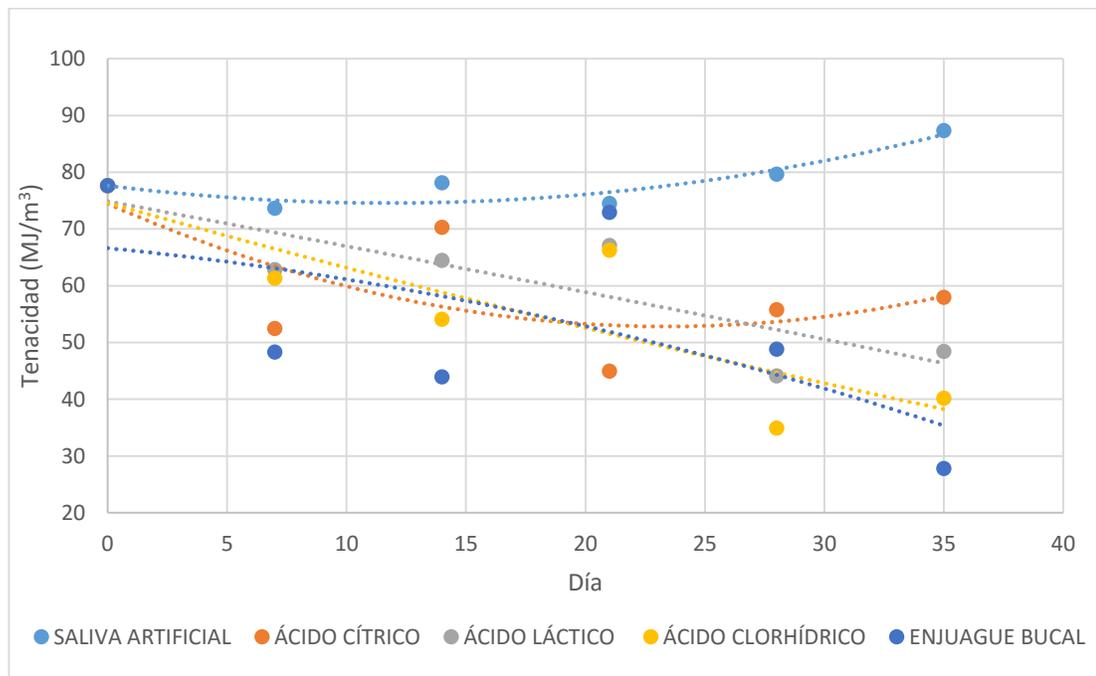
El ácido clorhídrico reaccionó de manera constante, según la línea de tendencia, aunque éste a diferencia de las demás sustancias presentó un aumento significativo de su resiliencia el día 14 y para el día 21 volvió a disminuir, mientras que para los días 28 y 35 el cambio fue en aumento.



Gráfica 10. Resiliencia de alambres American Orthodontic.

En la Gráfica 11 se relaciona el comportamiento de la tenacidad de los alambres, es decir, la energía necesaria para la ruptura de los alambres, donde se puede observar que la saliva artificial provocó aumento de la tenacidad conforme mayor era el contacto de las muestras con la sustancia.

En el caso de las sustancias ácidas, esta propiedad disminuyó, siendo de manera más constante con el ácido láctico; aunque al final del estudio el enjuague bucal disminuyó considerablemente la tenacidad.

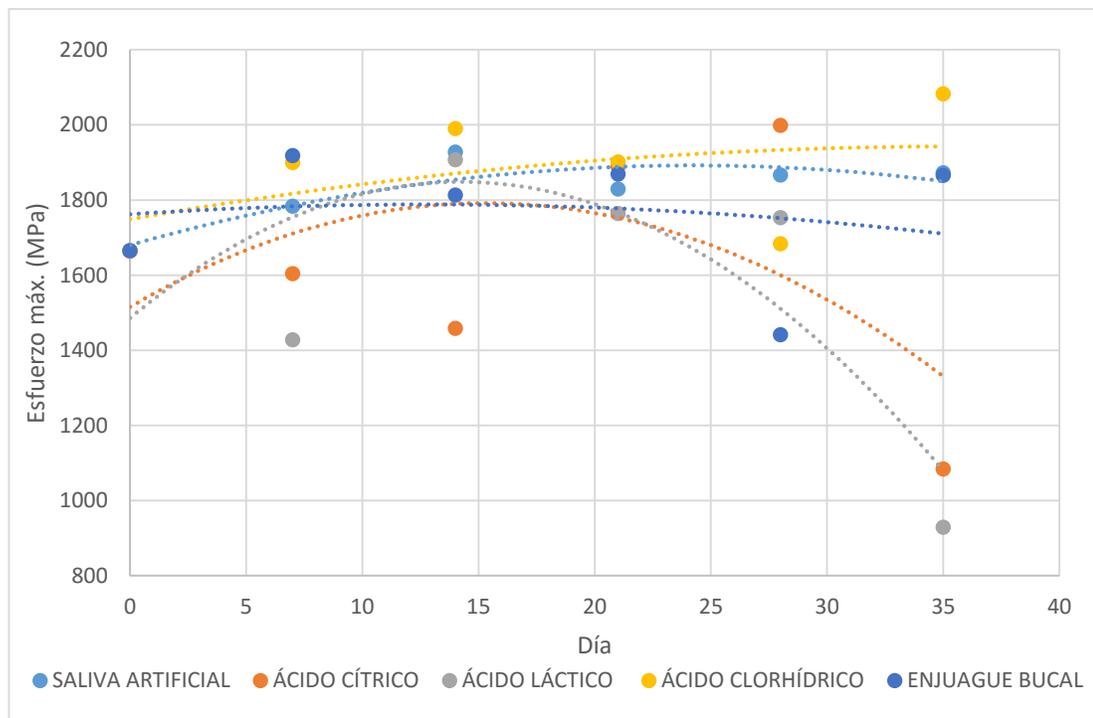


Gráfica 11. Tenacidad de alambres American Orthodontic.

➤ Alambres Borgatta Specialties.

En la Gráfica 12 se observa que la saliva artificial provocó un aumento en la resistencia de los alambres, al igual que el enjuague bucal y el ácido clorhídrico, aunque estos dos últimos de manera inconstante.

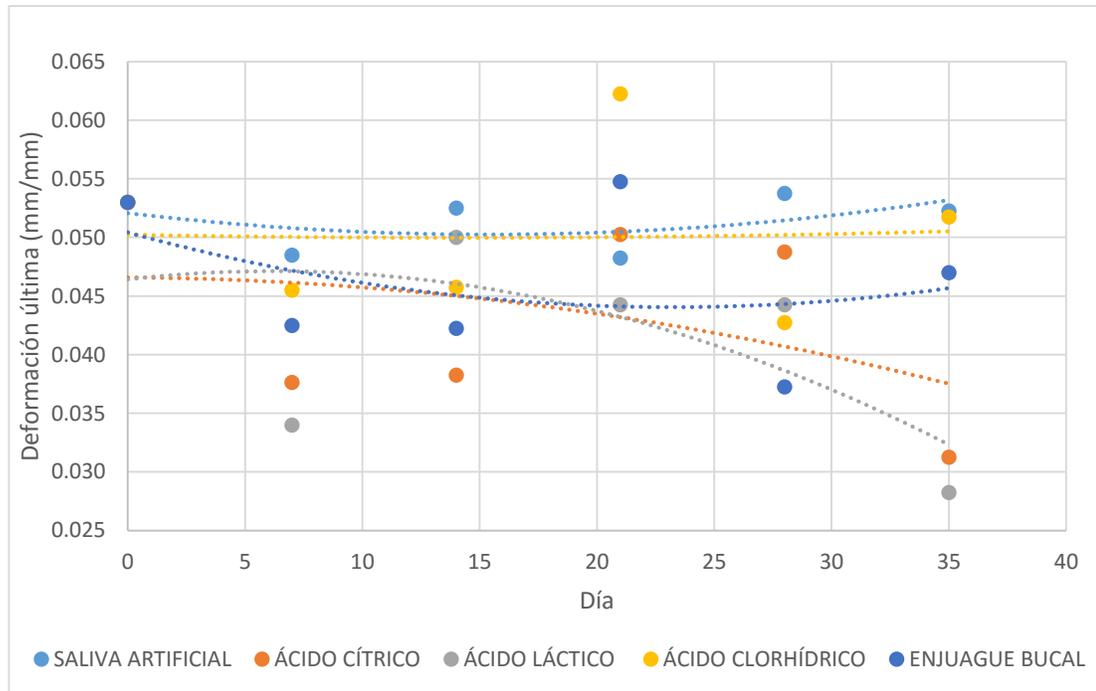
En cambio, el ácido láctico provocó la disminución del esfuerzo máximo de manera significativa en los últimos 7 días del estudio, de manera similar le ocurrió a las muestras con ácido cítrico pero no de manera constante.



Gráfica 12. Esfuerzo máximo de alambres Borgatta Specialties.

Comparando estos resultados con la gráfica 5 se identificó que para esta propiedad la diferencia estadística entre las marcas de alambre fue significativa en el día cero, en el día 7 solo en ácido láctico y enjuague bucal, al igual que en el día 14 siendo también el ácido clorhídrico, en cambio en el día 21 solo fue significativa en el ácido cítrico, diferencia que continuó en el día 28 junto con las muestras sumergidas en ácido láctico y clorhídrico; y para el día 35 todos los líquidos ácidos provocaron diferencias estadísticamente significativas.

La Gráfica 13 apunta la inconsistencia de los cambios respecto a la deformación última, y que hacia el día 35, el ácido láctico provocó que las muestras resistieran menor deformación previa a la ruptura, seguido del ácido cítrico.

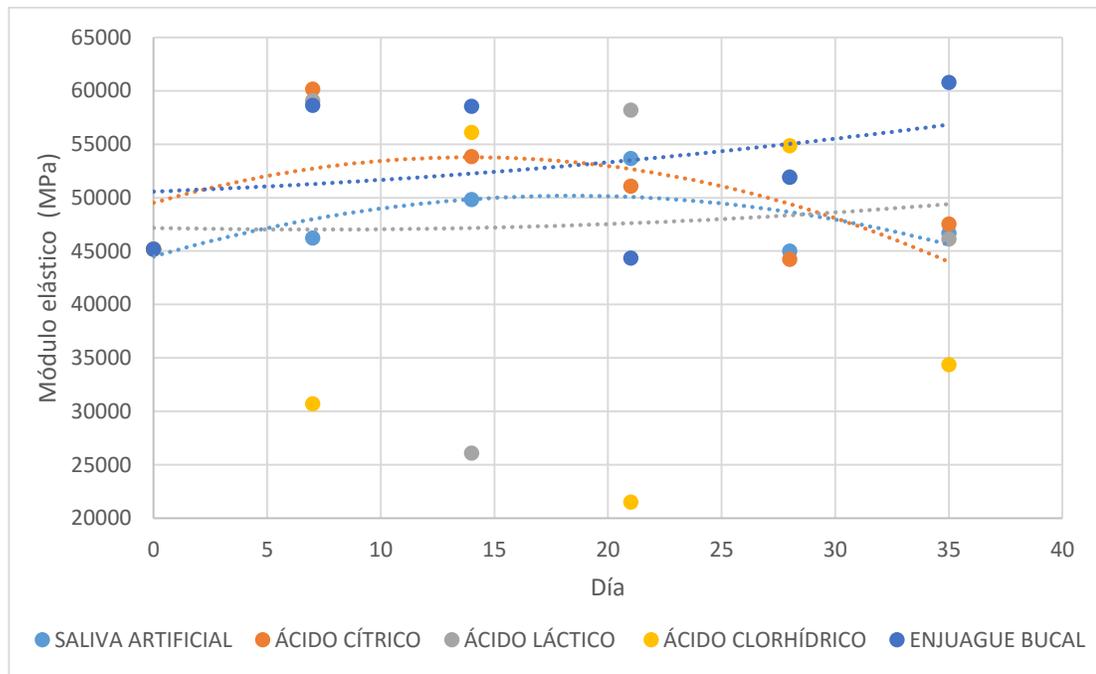


Gráfica 13. Deformación última de los alambres Borgatta Specialties.

La diferencia de resultados entre las marcas de alambres respecto a la deformación última (observar gráfica 6 y 13) fue estadísticamente significativa en el día 0 y 7 en saliva artificial, ácido cítrico y láctico, diferencia que continuó en el día 14 para las muestras sometidas a ácido cítrico y clorhídrico, en cambio en el día 21 y 28 los líquidos que marcaron diferencia fue la saliva artificial y el ácido láctico; para el día 35 todos líquidos promovieron diferencia estadísticamente significativa.

En la Gráfica 14 se observa nuevamente que la reacción de las muestras ante las sustancias con respecto al módulo elástico es inconstante, siendo el caso más notorio con el ácido clorhídrico, ya que entre cada periodo se observa aumento y disminución del módulo elástico.

Considerando los resultados del día 35 se observa que el enjuague bucal seguido del ácido cítrico y la saliva artificial provocaron el mayor aumento del módulo de elasticidad. Siendo lo contrario para los alambres sumergidos en ácido clorhídrico. Mientras que el ácido láctico provocó que el módulo volviera a medir lo mismo que en el día 0.

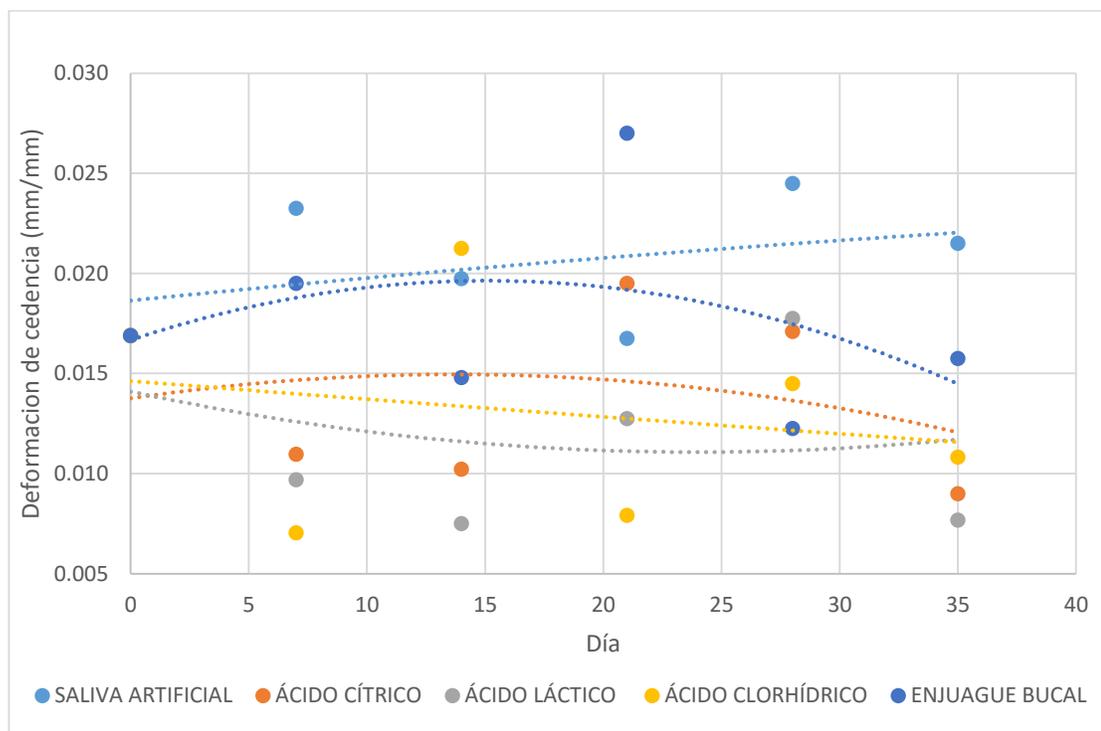


Gráfica 14. Módulo elástico de alambres Borgatta Specialties.

Respecto al módulo elástico, la diferencia de los valores obtenidos fue significativa hasta el día 7 en las muestras analizadas obtenidas del ácido láctico, diferencia que continuó el día 14 aunado a las muestras sometidas a la saliva artificial, para el día 21 todos los líquidos excepto el enjuague bucal promovieron resultados estadísticamente significativos, diferencia que continuo para el día 28 solo para las muestras sumergidas en ácido clorhídrico, finalmente para el día 35 esta diferencia ocurrió en los alambres del ácido cítrico, láctico y enjuague bucal. Este comportamiento se observa en las gráficas 7 y 14.

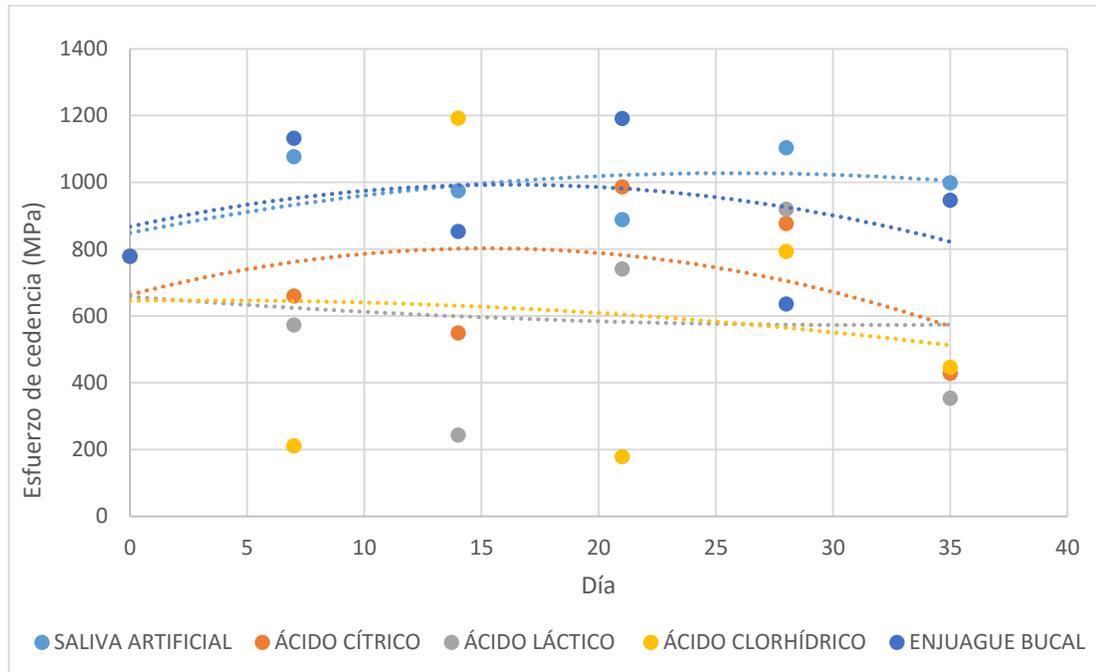
Respecto a la deformación de cedencia, se observa en la Gráfica 15 que en su mayoría las muestras presentaron disminución en esta propiedad, aunque igualmente ninguna sustancia provocó que este cambio fuera constante a lo largo del tiempo de estudio.

Se identifica que las sustancias que provocaron el menor rango de deformación durante los periodos de estudio, fueron el ácido láctico, seguido del ácido clorhídrico y finalmente el ácido cítrico.



Gráfica 15. Deformación de cedencia de alambres Borgatta Specialties.

Al igual que en la deformación, el esfuerzo de cedencia de los alambres Specialties Borgatta (Gráfica 16) en el día 35 de acuerdo a la tendencia se observa que las muestras sumergidas en saliva artificial y enjuague bucal aumentó la resistencia de las mismas, ocurrió lo contrario en las muestras de las sustancias acidas, es decir, clorhídrico, cítrico y láctico.

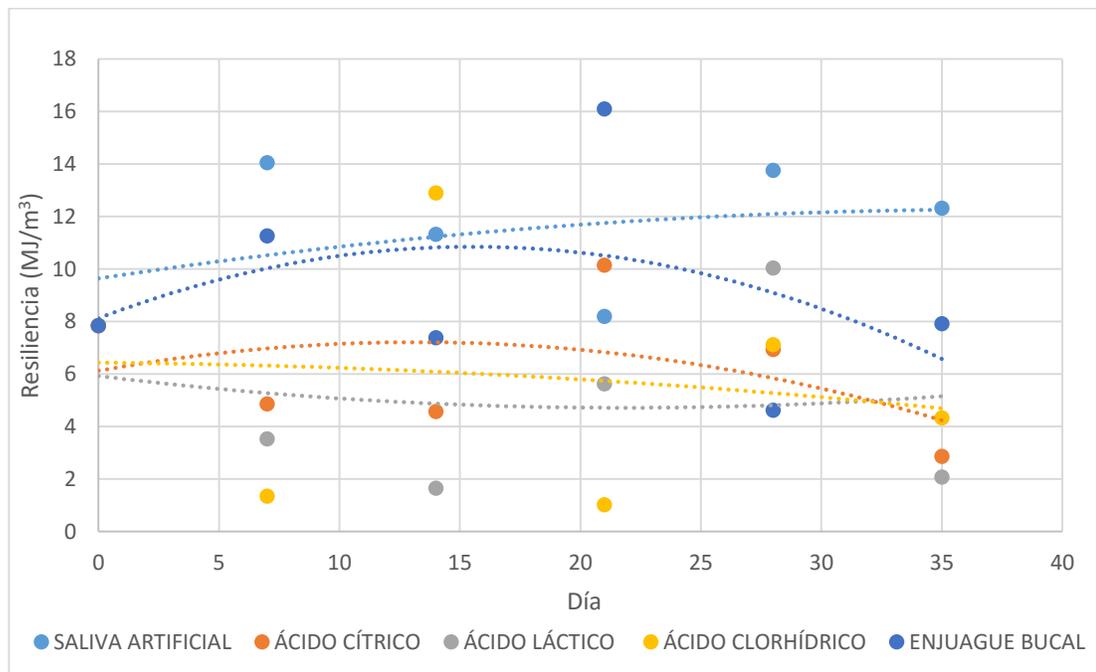


Gráfica 16. Esfuerzo de cedencia de los alambres Borgatta Specialties.

Tanto la deformación de cedencia (gráficas 8 y 15) como el esfuerzo de cedencia (gráficas 9 y 16) tuvieron resultados estadísticamente significativos el día 7 en las muestras sometidas a ácido clorhídrico y enjuague bucal, para el día 14 fue igualmente el ácido clorhídrico aunado a la saliva artificial y el ácido láctico, en el día 21 todos los líquidos ácidos promovieron diferencia entre las marcas, diferencia que continuo en el 28 exceptuando al ácido cítrico, en cambio en el día 35 este líquido volvió a causar diferencia significativa al igual que el ácido láctico y el enjuague bucal.

Los cambios referentes a la resiliencia fueron igualmente inconstantes. Aunque se observa (Gráfica 17) que la saliva artificial durante cada periodo provocó aumento de energía necesaria para alcanzar el límite proporcional respecto al día 0, de manera similar reaccionaron las muestras del enjuague bucal aunque en los días 14, 28 y 35 el resultado fue inferior al día 0.

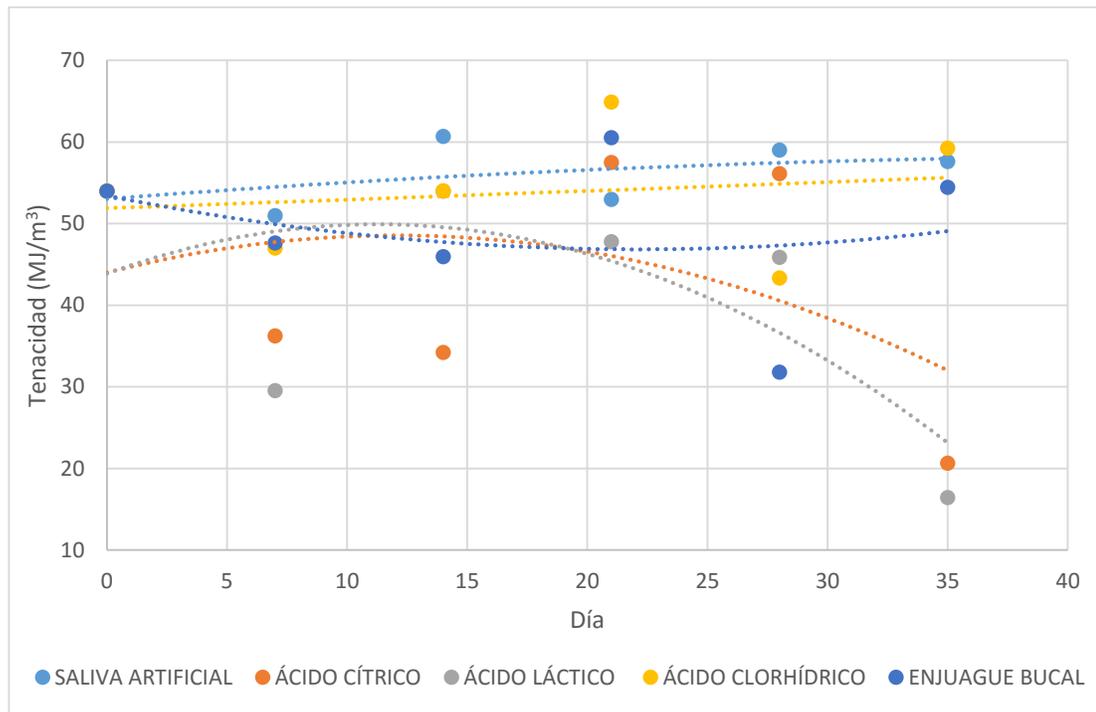
En cambio, el resto de las sustancias promovieron resultados inferiores a la resiliencia inicial, siendo el más perjudicial el ácido clorhídrico.



Gráfica 17. Resiliencia de alambres Borgatta Specialties.

Los valores promedio obtenidos para esta propiedad mecánica, resiliencia, fueron estadísticamente significativos en el mismo orden que la deformación y esfuerzo de cedencia. Observar gráfica 10 y 17.

La Gráfica 18 manifiesta que el ácido clorhídrico, seguido de la saliva artificial y del enjuague bucal aumentaron la energía necesaria para la ruptura de los alambres. Mientras que el ácido láctico seguido del ácido cítrico promovieron fragilidad en los alambres, ya que fue necesaria menor energía respecto al día 0 para romperlos.



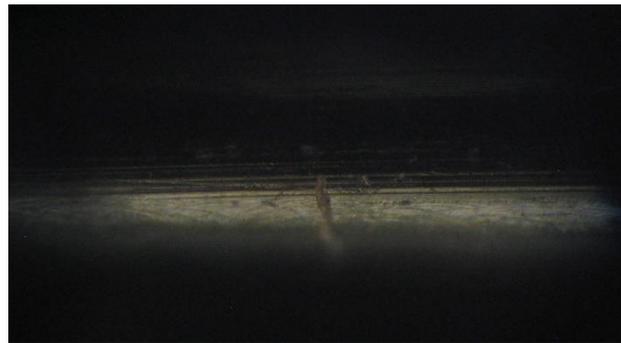
Gráfica 18. Tenacidad de alambres Borgatta Specialties.

La tenacidad obtenida de los alambres fue estadísticamente significativa desde el día 0, diferencia que continuó para las muestras sometidas en saliva artificial, ácido cítrico y láctico, en el día 14 y 21 ocurrió lo mismo excepto para el ácido láctico, así mismo en el día 28 continuó provocando diferencia la saliva artificial aunada al ácido clorhídrico, finalmente en el día 35 todos los líquidos promovieron diferencia significativa entre las muestras American Orthodontic y Borgatta Specialties.

8.4 Observación de los cambios en la superficie de los alambres.

➤ Día 0.

La superficie de los alambres de ambas marcas presentaron defectos de fábrica en forma de rayas y poros. (Fotografías 1 y 2).



Fotografía 1. Alambre American Orthodontic.



Fotografía 2. Alambre Borgatta Specialties.

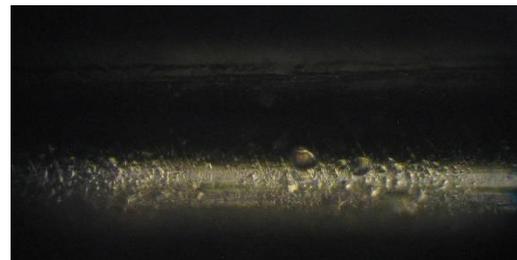
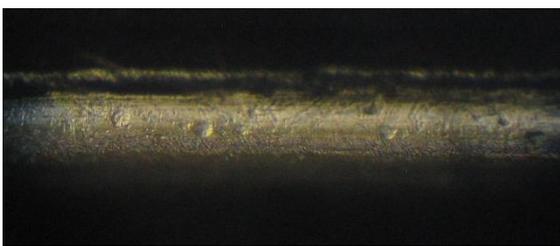
➤ Día 7.

Los alambres American Orthodontic que fueron sumergidos en ácido cítrico, clorhídrico y láctico presentaron mayor cantidad de poros en su superficie (Fotografía 3).



Fotografía 3. Alambre American Orthodontic sumergido en ácido cítrico.

Los alambres Borgatta Specialties presentaron poros más profundos y una canaleta que en algunos alambres parecía la unión de varios poros (Fotografías 5 y 6). Estos defectos se presentaron en todas las sustancias.

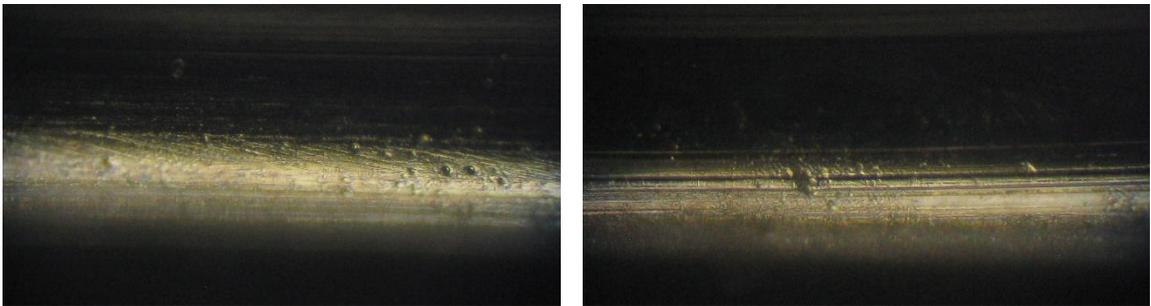


Fotografía 5 y 6. Alambres Borgatta Specialties sumergidos en ácido clorhídrico y láctico.

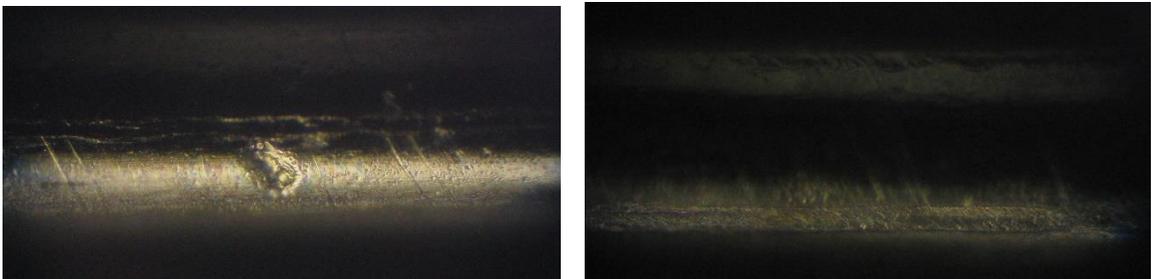
➤ Día 14.

Se observa en las fotografías 7 y 8 que los alambres continuaron presentando porosidades y rayas, siendo de menor evidencia en las muestras sumergidas en saliva artificial.

Los alambres Borgatta Specialties que se observan en las Fotografías 9 y 10 continuaron presentando la canaleta, pero claramente se observa que es más profunda y ancha en las muestras obtenidas del ácido clorhídrico.



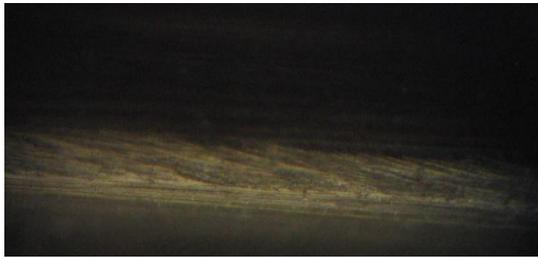
Fotografía 7 y 8. Alambres American Orthodontic sumergidos en ácido cítrico y láctico.



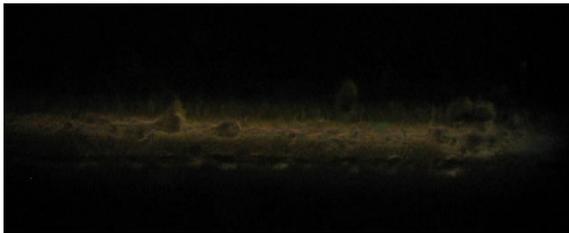
Fotografías 9 y 10. Alambres Borgatta Specialties sumergidos en ácido clorhídrico y saliva artificial.

➤ Día 21.

Los alambres American Orthodontic continuaron exhibiendo rayas y poros al parecer de las mismas dimensiones que en un inicio (Fotografías 11 y 12). Mientras que los alambres de la otra marca continuaron presentando tanto poros más profundos como la misma canaleta en diferentes dimensiones pero en todas las sustancias (Fotografías 13 y 14).



Fotografías 11 y 12. Alambres American Orthodontic sometidos a enjuague bucal y ácido láctico.

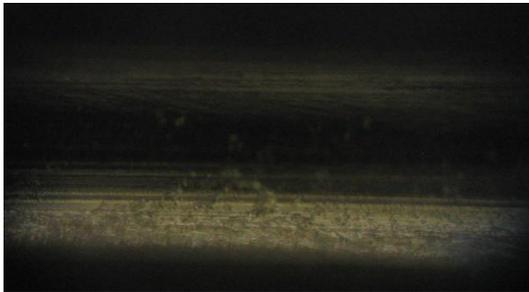


Fotografías 13 y 14. Alambres Borgatta Specialties sumergidos en ácido láctico y clorhídrico.

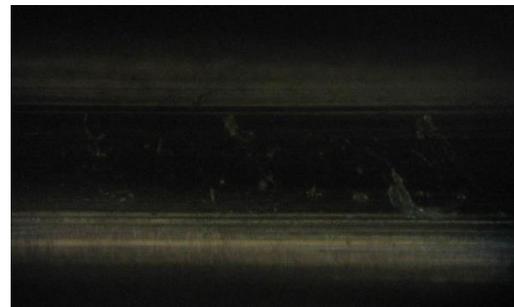
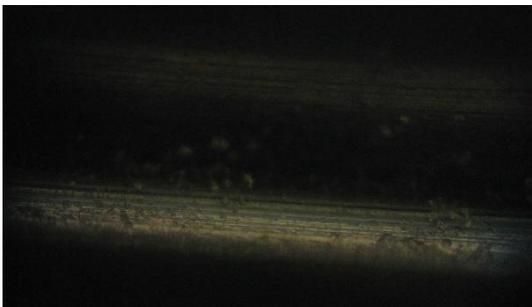
➤ Día 28.

Se observa que a diferencia de los días anteriores los alambres con mayor corrosión en su superficie con poros más amplios son las muestras de American Orthodontic y los líquidos más agresivos fueron el ácido clorhídrico y el enjuague bucal (Fotografías 15, 16 y 17).

En los alambres Borgatta Specialties (Fotografías 18 y 19) se observaron únicamente poros pequeños y rayas, que en comparación con el registro de los días anteriores disminuyeron en gran medida.



Fotografías 15, 16 y 17. Alambres American Orthodontic sometidos a ácido cítrico, ácido clorhídrico y enjuague bucal.



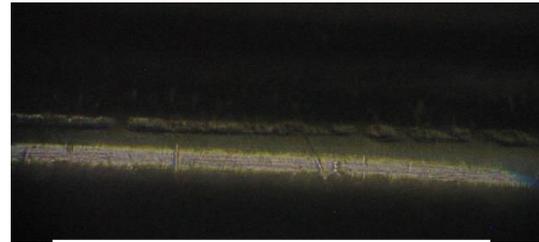
Fotografías 18 y 19. Alambres Borgatta Specialties sometidos a ácido cítrico y láctico.

➤ Día 35.

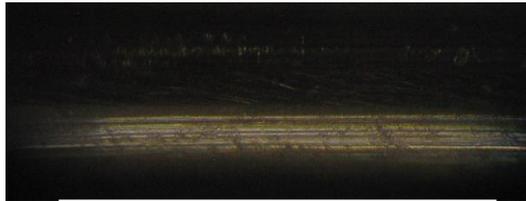
Se observa que ambas marcas sufrieron corrosión de la misma forma pero no a los mismos líquidos aunque aparentemente con mayor profundidad en los alambres Borgatta Specialties.



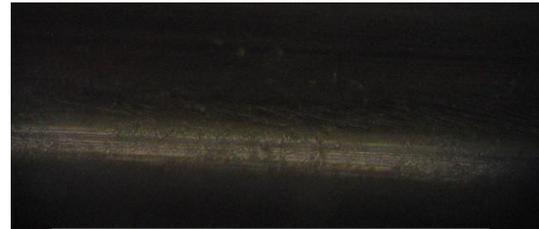
Fotografía 20. Ácido láctico.



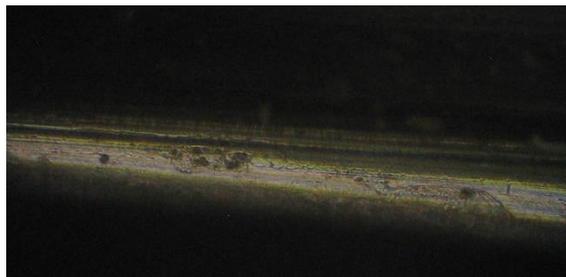
Fotografía 21. Enjuague bucal.



Fotografía 22. Ácido cítrico.

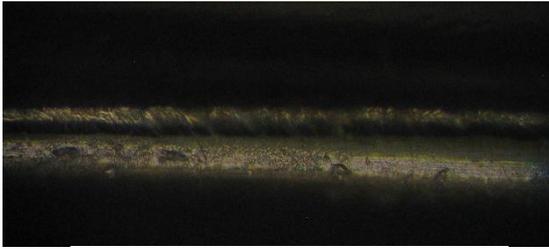


Fotografía 23. Ácido clorhídrico.

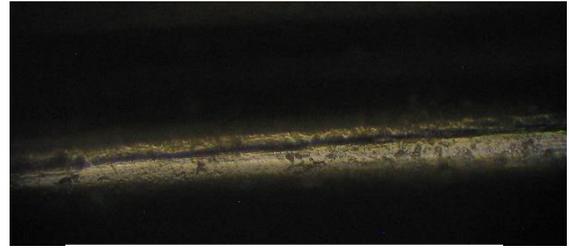


Fotografía 24. Saliva artificial.

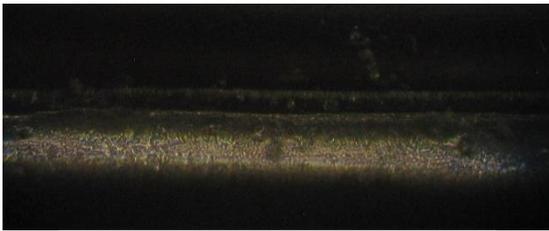
Fotografías 20, 21, 22, 23 y 24. Alambres American Orthodontic sumergidos en ácido láctico, enjuague bucal, ácido cítrico, ácido clorhídrico y saliva artificial.



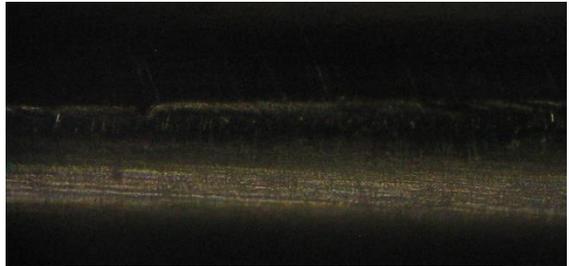
Fotografía 25. Saliva artificial.



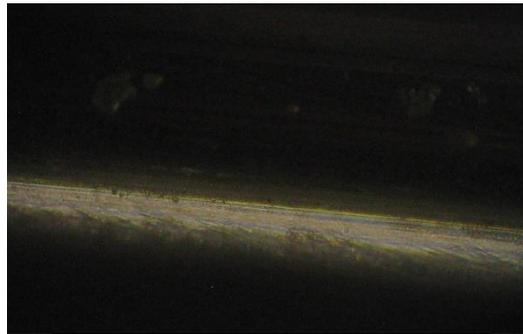
Fotografía 26. Ácido cítrico.



Fotografía 27. Ácido láctico.



Fotografía 28. Ácido clorhídrico.



Fotografía 29. Enjuague bucal.

Fotografías 25, 26, 27, 28 y 29. Alambres Borgatta Specialties sometidos a saliva artificial, ácido cítrico, ácido láctico, ácido clorhídrico y enjuague bucal.

9. Discusión.

Al igual que con cualquier investigación in vitro, es prácticamente imposible imitar una situación de vida en la que las bebidas tienen probablemente breve contacto con la superficie del alambre antes que se arrastre y trague con la saliva. En la exposición in vivo no sería un tiempo de exposición continuo y además la bebida se diluye con saliva. Por otra parte, las características de la saliva (composición, pH, la secreción de flujo, frecuencia y volumen), así como los hábitos de consumo (frecuencia de consumo) varían de un individuo a otro. Por lo tanto, se decidió ensayar alambres de ortodoncia en condiciones extremas que promovieran mayor degradación de las propiedades mecánicas que las encontradas en la cavidad oral en condiciones fisiológicas (pH 6.5). En base a la suposición de que el contacto entre una bebida ácida y la estructura dental se mantiene normalmente durante 90 segundos, las muestras de alambre fueron sumergidas en la solución ácida durante 60 minutos cada día. Esta simulación de 10 episodios de contacto por día, es considerado un alto riesgo erosivo ⁽⁵¹⁾. Por ello en esta investigación los alambres de ortodoncia se sumergieron durante 35 días siguiendo el protocolo de una hora diaria en la sustancia ácida correspondiente y las 23 horas restantes, en saliva artificial, a excepción de las muestras que estuvieron las 24 horas diarias en la sustancia control, es decir, saliva artificial. Todas las sustancias estuvieron a $37\pm 1^{\circ}\text{C}$, esto para simular la temperatura bucal.

De acuerdo a la medición de pH que se realizó el día 0 y el día 15, en todas las sustancias disminuyó el pH, pero no hubo diferencia significativa entre las sustancias que estuvieron en contacto con alambres American Orthodontic y Borgatta Specialties. Por lo tanto, todas las muestras estuvieron en condiciones similares y la liberación de iones a lo largo del periodo de estudio no alteró de manera significativa su pH.

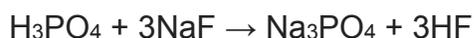
Respecto a la pérdida de masa, los alambres marca American Orthodontic que fueron sumergidos en enjuague bucal perdieron mayor masa y las muestras Borgatta Specialties fueron más afectadas por el ácido láctico. Todas las sustancias causaron pérdida de masa en relación al tiempo, es decir, conforme pasaron los días los alambres perdieron masa. Esta relación directa puede deberse a la, aunque insignificante, disminución de pH que presentaron todas las sustancias durante el tiempo de estudio, bien se fueron acidificando, y esta reportado que a mayor acidez, mayor pérdida de iones hierro, níquel y cromo al causar la ruptura de la capa de pasivación^(15,45). Esto debido que al romperse la capa de pasivación se expone la estructura metálica

del alambre al medio ácido, el cual inicia el proceso de corrosión, promoviendo la pérdida de materia, mediante la liberación de iones al medio líquido.

En el estudio, el enjuague bucal causó menor resistencia y fragilidad en las muestras de American Orthodontic. Esto mismo ocurrió en los alambres Borgatta Specialties pero en los sometidos al ácido láctico. Igualmente, el límite elástico disminuyó, y a su vez la resiliencia y tenacidad. El yogurt es resultado de la fermentación de la leche producida por ciertas bacterias, *Streptococcus thermophilus* y *Lactobacillus delbrueckii* subespecie *bulgaricus* hasta alcanzar 0.9% de ácido láctico que tienen como función disminuir y mantener el pH ácido del yogurt⁽⁸²⁾, al entrar en contacto este producto alimenticio con el oxígeno y dejar de estar en refrigeración, se induce la disminución de la cantidad de estas bacterias y la colonización de otros microorganismos, por ejemplo cepas de mohos y levaduras, que provocan una mayor acidificación del yogurt y la proliferación de otras bacterias que originan la putrefacción de las proteínas lácteas del alimento⁽⁸³⁾, así mismo, se ha identificado que la presencia de ciertos microorganismos reducen ligeramente la resistencia a la corrosión promoviendo mayor daño.^(13, 37) Esta podría ser la explicación del efecto del ácido láctico sobre las propiedades mecánicas de las muestras B.S., y la diferencia de efecto a los alambres A.O. podría justificarse considerando la mayor cantidad de defectos de superficie presentes en los alambres B.S., ya que estos defectos son zonas donde la capa de pasivación está incompleta y por lo tanto la estructura metálica queda expuesta, siendo sitios de preferencia para el proceso corrosivo, el cual vuelve más vulnerable al alambre en sus propiedades mecánicas.

Así mismo, hubo un aumento en la rigidez de los alambres, siendo más significativo en A. O. sometidas al ácido clorhídrico y al ácido cítrico en el caso de B.S. Hay informes que confirman que la microdureza está influenciada principalmente por un ambiente ácido⁽⁵²⁻⁵⁴⁾. Parece probable que un entorno ácido provoca un cambio en la estructura cristalina y por lo tanto cambian las características del material como la fuerza y la capacidad de flexión⁽⁵⁵⁾. Parece ser que la clave para impedir un cambio en la estructura cristalina es la capa superficial, que idealmente debe ser estable en ambientes ácidos⁽⁵⁶⁻⁵⁸⁾.

Se confirmó en estudios anteriores⁽⁵⁹⁻⁶⁴⁾ que los iones de fluoruro en solución con ácido acético se combinan con los iones de hidrógeno para formar ácido fluorhídrico (HF):



El HF resultante degrada o disuelve la capa de óxido protectora que previene la corrosión y la fragilización por hidrógeno quien es responsable de la degradación de las propiedades mecánicas de los alambres.^(62,63,65,66) La

cantidad de HF producido depende del pH^(59,64,65), temperatura⁽⁶⁵⁾ y la concentración de fluoruro^(59,64,65). Por lo tanto, la degradación de las propiedades mecánicas de los alambres de acero inoxidable se ha atribuido a la corrosión bajo tensión, la cual es resultado de los esfuerzos que provienen de trabajos en frío, soldadura, tratamiento térmicos, o bien, pueden ser aplicados en forma externa durante la operación del equipo, provocando que las fracturas resultantes puedan seguir caminos intercrystalinos o transcrystalinos que a menudo presentan una tendencia a la ramificación, y a la fragilización por iones hidrógeno en alta concentración en preparaciones ácidas o neutras incluso de fluoruro^(66,67). Es decir, un pH ácido juega un papel importante en la descomposición de las capas de protección, lo que conduce a la absorción de hidrógeno, la degradación de propiedades mecánicas y a la susceptibilidad de fractura en los alambres de ortodoncia⁽²⁹⁾.

En relación a los cambios de superficie, fueron el enjuague bucal, ácido cítrico y ácido clorhídrico, los líquidos que mayor daño corrosivo causaron. Se observó que los primeros 14 días, los alambres con mayor daño, incluidas las muestras sometidas a saliva artificial, fueron Borgatta Specialties, que exhibían poros profundos y una canaleta; pero hacia el día 21 se invirtió el daño, observándose mayor daño en los alambres American Orthodontic, pero hacia el día 35 ambas marcas se observaron dañadas pero más significativamente los alambres Borgatta Specialties. La evidencia fotográfica mostró que tanto los alambres A.O. como B. exhibieron marcas y corrosión tipo picadura. Esto es similar a los informes de alambres de acero inoxidable sometidos a una solución de ácido acético con iones F^- que mostraron corrosión por picadura⁽⁶⁸⁾, al igual que bajo un pH 4 y con tratamiento de NaF ⁽²⁴⁾. Varios autores^(69,70-72) describen la corrosión por picadura como un ataque general.

Como se ha mencionado, la resistencia a la corrosión de esta aleación, acero inoxidable, depende de una película pasiva, que forma espontáneamente (pasivación) y reforma (repasivación) en aire y bajo la mayoría de las condiciones de fluido tisular, es decir, la capa de pasivación aun en medios húmedos, como lo es la cavidad bucal, se seguirá repasivando. El oxígeno es necesario para formar y mantener la película, mientras que, por ejemplo, los iones cloro provenientes del ácido clorhídrico pueden ser particularmente perjudiciales. Se sabe que la corrosión de las aleaciones de ortodoncia se produce en el medio ambiente intraoral independientemente de la estructura metalúrgica de la aleación, y también se sabe que la presencia de defectos de fabricación puede acelerar el proceso⁽⁷³⁾. En condiciones ácidas, se ha identificado la corrosión por picadura. Al igual que con los iones Cl^- , iones fluoruro (F^-) pueden penetrar en la interfase de película de

óxido/metál ⁽⁷⁴⁾. Los presentes resultados están de acuerdo con esos resultados.

Sin embargo, en las muestras que se observaron sin sumergirse en las sustancias, se observaron marcas y poros en ambas marcas de alambres, por lo tanto, estas irregularidades iniciales de la superficie pueden ser defectos que surgen del proceso de fabricación, sobre esto existe un acuerdo general en la literatura de que el fabricante ejerce estadísticamente una significativa influencia sobre la resistencia a la corrosión⁽⁷⁶⁻⁷⁹⁾, los cuales se hicieron más graves y evidentes después de que las muestras fueron sometidas en los medios ácidos.

Así mismo, en nuestro estudio una topografía agrietada y rayada presentó mayor comportamiento a la corrosión, posiblemente debido a una mayor tensión residual y/o a la capa pasiva no uniforme que presentó los defectos de la superficie ⁽⁷⁷⁾. Por lo tanto, los defectos preexistentes se pueden identificar como sitios de corrosión, dado que estudios sobre alambres con superficies pulidas han encontrado menor corrosión ^(80,81).

Entonces se puede asumir que los materiales metálicos no son susceptibles a la corrosión, siempre y cuando la película de óxido superficial esté intacta, pero cuando se alcanza el potencial de ruptura de una aleación, se disuelve la capa de óxido y comienza la corrosión de la superficie ⁽²⁸⁾.

10. Estudios a futuro

Se sugiere el estudio de la corrosión en condición dinámica (función clínica simulada) para aproximar los resultados a la realidad a la que están sometidos los alambres durante el tratamiento ortodóncico. Aunado a esto, se deben hacer investigaciones sobre el riesgo de la presencia de bacterias que según Chang ⁽¹¹⁾ en el 2003, demostró que la presencia de Streptococcus mutans aumenta el riesgo a la corrosión en diferentes cantidades a todas las aleaciones estudiadas, información que fue rectificada por Maruthamuthu⁽¹³⁾ en el 2005, concluyendo que las bacterias reducen ligeramente la resistencia y aumentan la corriente de corrosión. Es decir, investigar la Biocorrosión que se presenta en la cavidad bucal.

11. Conclusiones.

Es necesario redactar una norma en la que se especifique la fórmula de una correcta aleación de acero inoxidable aunado a la descripción del correcto proceso de fabricación que permita la formación adecuada de la capa de pasivación, ya que los resultados de esta investigación arrojaron que los alambres reaccionaron de manera dispersa ante las pruebas realizadas, y aunque las muestras fueron tomadas del mismo número de lote presentaron diferencias estadísticamente significativas, lo cual sugiere que no existe un correcto control de calidad. Además, los fabricantes deben evitar defectos, especialmente topografías con poros y grietas.

De ambas marcas, se puede concluir que American Orthodontic reaccionó de manera más uniforme y constante durante los 35 días de estudio.

Dado que las condiciones de la cavidad oral son más complejas, deben también tenerse en consideración ante las recomendaciones odontológicas otros factores, por ejemplo, la acumulación de restos de comida, la dieta, las diferencias en las concentraciones de oxígeno y la presencia de restauraciones metálicas; que son factores que contribuyen a la corrosión de los alambres de ortodoncia.

12. Referencias.

1. Angle, E.H., The latest and best in orthodontic mechanism. Dental Cosmos, 1929. 71: p. 164-174, 260-270, 409-421.
2. Otaño Lugo. Manual clínico de Ortodoncia. La Habana: Editorial Ciencias Médicas, 2008. Cap. 14.
3. Gómez López, Aldo. Nitinol, un biomaterial con memoria de forma. Dirigida por Felipe Díaz del Castillo Rodríguez. Tesis de licenciatura. Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de estudios superiores Cuautitlán, 2011.
4. Berge M, Gjerdet NR, Erichsen ES. Corrosión of silver soldered orthodontic wires. Acta Odont Scand 1982; 40 (2):75-920.
5. 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
6. Jianqiu Wang, Nianxing Li, Guangbin Rao, Enhou Han Wei ke. Stress corrosión cracking of NiTi in artificial Saliva. Dental materials 2007;23; 133-137
7. Platt JA, Guzman A, Zuccary A Moor Bk. Corrosión behavior of 2205 duplex stainless steel. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1997; 112:69-79.
8. 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.
9. Kim H, Johnson JW. Corrosión of stainless steel, níquel-titanium, coated níquel-titanium, and titanium orthodontic wires. Angle Orthod. 1999; 69:39-44.
10. 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.
11. 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.
12. Nicolas Schiff, Francis Dalard, Michele Lissac, Brigitte G. Influence of fluoridated mouthwashes on corrosión resistance of orthodontics wires: Biomaterials 2004; 25 (19):4535-4542.

13. S.Maruthamuthu, A.Rajasekar, S.Sathiyarayanan, N.Muthukukumar, N.Palaniswamy. Electrochemical behavior of microbes on orthodontic wires. *Current Science*, 2005 Vol.89; 6, 988-996.
14. 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.
15. 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.
16. 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.
17. Jianqiu Wang, Nianxing Li,Guangbin Rao, Enhou Han Wei ke. Stress corrosión cracking of NiTi in artificial Saliva. *Dental materials* 2007; 23; 133-137.
18. Anisa Vahed, Nirusha Lachman, Robert D. Failure investigation of soldered stainless steel orthodontic appliances exposed to artificial saliva. *Dental materials* 2007; 23: 855-61.
19. Claire Manaranche, Helga Hornberger. A proposal for the classification of dental alloys according to their resistance of corrosión. *Dental materials* 2007; 23:1428-1437.
20. Deo K. Pun, David W. Berzins. Corrosion behavior of shape memory, superelastic, and nonsuperelastic nickel-titanium-based orthodontic wires at varios temperaturas. *Dental materials* 2008; 24:221-227.
21. Wang Q.Y., Zheng Y. F. The electrochemical behavior and Surface analysis of $Ti_{50} Ni_{47.2} Co_{2.8}$ alloy for orthodontic use. *Dental materials* 2008; 24: 1207-1211.
22. Eun-Hee Kang, Soo-Byung Park, Hyung-Il KIM and Yong Hoon Kwon Corrosion-related Changes on Ti-based Orthodontic Brackets in Acetic NaF Solutions: Surface Morphology, Microhardness, and Element Release *Dental Materials Journal* 2008; 27(4): 555–560
23. Segal N., Hell J., and Berzins D., Influence of strss and phase on corrosión of a superelastic nickel-titanium orthodontic wire. *American Journal of Orthodontic and Dentofacial Orthopedics* 2009; 135 (6): 764-770.
24. Chia-Tze Kao, Tsui-Hsien Huang. Variations in surface characteristics and corrosion behaviour of metal brackets and wires in different electrolyte solutions *European Journal of Orthodontics* 32 (2010) 555–560
25. Tzu-Hsin Lee; Ta-Ko Huang; Shu-Yuan Lin; Li-Kai Chen; Ming-Yung Chou; Her-Hsiung Huang Corrosion Resistance of Different Nickel-

- Titanium Archwires in Acidic Fluoride-containing Artificial Saliva Angle Orthodontist, Vol 80, No 3, 2010: 547-553.
26. C. Abalos, A. Paul, A. Mendoza, E. Solano Influence of topographical features on the fluoride corrosion of Ni–Ti orthodontic archwires. *J. Mater Sci: Mater Med* (2011) 22:2813–2821.
 27. G. Perinetti, L. Contardo, M. Ceschi, F. Antonioli, L. Franchi, T. Baccetti and R. Di Lenarda Surface corrosion and fracture resistance of two nickel–titanium-based archwires induced by fluoride, pH, and thermocycling. An in vitro comparative study. *European Journal of Orthodontics* 34 (2012) 1–9.
 28. Jun Lin, Shujuan Han, Jiajun Zhu, Xiaoxiang Wang, Yuan Chen, Oliver Vollrath, Huiming Wang, Christian Mehl Influence of fluoride-containing acidic artificial saliva on the mechanical properties of Nickel-Titanium orthodontics wires *Indian Journal of Dental Research*, 23(5), 2012: 591-595.
 29. Serena Incerti Parenti, Stefano Guicciardi, Cesare Melandri, Simone Sprio, Elena Lafratta, Anna Tampieri, Giulio Alessandri Bonetti Effect of soft drinks on the physical and chemical features of nickel-titanium-based orthodontic wires. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2012; 70: 49–55.
 30. Srivastava K, Chandra PK, Kamat N. Effect of fluoride mouth rinses on various orthodontic archwire alloys tested by modified bending test: An in vitro study. *Indian J Dent Res* 2012; 23: 433-4.
 31. S. Y. Huang, J. J. Huang, T. Kang, D. F. Diao, Y. Z. Duan Coating NiTi archwires with diamond-like carbon films: reducing fluoride-induced corrosion and improving frictional properties *J Mater Sci: Mater Med* (2013) 24:2287–2292
 32. Chao Zhang, Xinhua Sun, Xu Hou, Hongmei Li and Daqian Sun² The Corrosion Resistance of Composite Arch Wire Laser-Welded By NiTi Shape Memory Alloy and Stainless Steel Wires with Cu Interlayer in Artificial Saliva with Protein *Int. J. Med. Sci.* 2013, Vol. 10
 33. J. Briceño, A. Romeu, E. Espinar, J.M. Llamas, F.J. Gil Influence of the microstructure on electrochemical corrosion and nickel release in NiTi orthodontic archwires *Materials Science and Engineering C* 33(2013)4989-4993
 34. Gustavo Antônio Martins Brandão, Rafael Menezes Simas, Leandro Moreira de Almeida, Juliana Melo da Silva, Marcelo de Castro Meneghim, Antonio Carlos Pereira, Haroldo Amorim de Almeida, Ana Maria Martins Brandão Evaluation of ionic degradation and slot corrosion of metallic brackets by the action of different dentifrices *Dental Press J Orthod.* 2013 Jan-Feb; 18(1):86-93

35. Elisa J. Kassaba; Jose´ Ponciano Gomesb Assessment of nickel titanium and beta titanium corrosion resistance behavior in fluoride and chloride environments *Angle Orthodontist*, Vol 83, No 5, 2013
36. André El Zoghbi, Lorena Klein, Isabelle Frateur Évaluation de la résistance à la corrosion des fils orthodontiques par mesures électrochimiques et microscopie électronique à balayage (MEB) *Orthod Fr* 2013;84:367–381 *EDP Sciences, SFODF*, 2013
37. Takashi Kameda, Hirotake Oda, Kazuo Ohkuma, Natsuki Sano, Nomintsetseg Batbayar, Yukari Terashima, Soh Sato and Kazuto Terada Microbiologically influenced corrosion of orthodontic metallic appliances *Dental Materials Journal* 2014; 33(2): 187–195.
38. Višnja Katić´a; Helena Otmac´ic´ C´urkovic´b; Damir Semenskić; Gorana Barsić´d; Katarina Marusić´e; Stjepan Špalj Influence of surface layer on mechanical and corrosion properties of nickel-titanium orthodontic wires *Angle Orthod.* 2014; 84:1041–1048.
39. Manu Krishnana; Saraswathy Seemab; A. Vinod Kumarc; N. Parvatha Varthinid; Kalathil Sukumarane; Vasant R. Pawarf; Vimal Arorag Corrosion resistance of surface modified nickel titanium archwires *Angle Orthod.* 2014; 84:358–367.
40. Barat Ali Ramazanzadeh, Farzaneh Ahrari, Berahman Sabzevari, Samaneh Habibi Nickel Ion Release from Three Types of Nickel-titanium-based Orthodontic Archwires in the As-received State and After Oral Simulation *JODDD*, Vol. 8, No. 2 Spring 2014
41. Chao Zhang, Xinhua Sun, Shuang Zhao, Wenwen Yu, Daqian Sun Susceptibility to Corrosion and In Vitro Biocompatibility of a Laser-Welded Composite Orthodontic Arch Wire *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 42, No. 1, January 2014 (2013) pp. 222–230 DOI: 10.1007/s10439-013-0885-4
42. Laura Cavalcante Lima Jaber, José Augusto Rodrigues, Flávia Lucisano Botelho Amaral, Fabiana Mantovani Gomes França, Roberta Tarkany Basting, Cecilia Pedroso Turssi Degradation of orthodontic wires under simulated cariogenic and erosive conditions *Braz Oral Res.*, (São Paulo) 2014; 28(1):1-6.
43. Farzin Heravi, Mohamad Hadi Moayed, Nima Mokhber Effect of Fluoride on Nickel-Titanium and Stainless Steel Orthodontic Archwires: An In-Vitro Study *Journal of Dentistry*, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran (2015; Vol. 12, No. 1)
44. Višnja Katić´, Vilkomandić´, Damirjezek, Gorana Baršić´, Stjepan Špalj Influence of various fluoride agents on working properties and surface characteristics of uncoated, rhodium coated and nitrified nickel-titanium orthodontic wires *Acta Odontologica Scandinavica.* 2015; 73: 241–249.

45. S Gopikrishnan, Anil Melath, V Ajith, N Binoy Mathews A Comparative Study of Bio Degradation of Various Orthodontic Arch Wires: An In Vitro Study Journal of International Oral Health 2015; 7(1):12-17.
46. Phillips La ciencia de los materiales dentales de Skinner. Novena edición, editorial Interamericana Mc Graw-Hill. México, D.F. 1993.
47. Querol Martí, M. Estudio comparativo de la normatividad existente para la evaluación del grado y velocidad de corrosión en aceros para la construcción. Tesina de especialidad. Dirigida por Pardo Trafach P. Universitat Politècnica de Catalunya. 2011.
48. Anusavice. Ciencia de los materiales dentales, de Phillips. Décima edición, editorial Mc Graw Interamericana. México D.F. 1998.
49. Tutorial No. 102 Aceros Inoxidables: clasificación y propiedades en www.ingemecanica.com/tutorialsemanal/tutorial102.html
50. CurveExpert Basic 1.4 en <http://www.curveexpert.net/curveexpert-basic/>
51. Dugmore CR, Rock WP. A multifactorial analysis of factors associated with dental erosion. Br Dent J. 2004 Mar; 196 (5):283-6.
52. Kwon YH, Cho HS, Noh DJ, Kim HI, Kim KH. Evaluation of the effect of fluoride-containing acetic acid on NiTi wires. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2005; 72B: 102-8.
53. Ahn HS, Kim MJ, Seol HJ, Lee JH, Kim HI, Kwon YH. Effect of pH and temperature on orthodontic NiTi wires immersed in acidic fluoride solution. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2006; 79: 7-15.
54. Kwon YH, Cheon YD, Seol HJ, Lee JH, Kim HI. Changes on NiTi orthodontic wires due to acidic fluoride solution. Dent Mater J 2004; 23: 557-65.
55. Li XJ, Wang JQ, Han EH, Ke W. Stress corrosion cracking of NiTi orthodontic wires in sodium fluoride solution. Front Mater Sci Technol 2008; 32: 79-82.
56. Hessing C, Pohl M. Surface modifications and their effect on the nickel release rate in nickel-titanium shape memory alloys. Int J Mater Res 2009; 100: 1099-108.
57. Hessing C, Frenzel J, Pohl M, Shabalovskaya S. Effect of martensitic transformation on the performance of coated NiTi surfaces. Materials Science and Engineering a-Structural Materials Properties Microstructure and Processing. International Journal of Materials Research 2008; 486: 461-9.
58. Poon RW, Ho JP, Liu XY, Chung CY, Chu PK, Yeung KW, et al. Improvements of anti-corrosion and mechanical properties of NiTi orthopedic materials by acetylene, nitrogen and oxygen plasma immersion ion implantation. Nuclear Instruments and Methods in

- Physics Research Section B-Beam Interactions with Materials and Atoms 2005; 237:411-6.
59. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire - a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1985; 87: 445-52.
 60. Stamm T, Hohoff A, Wiechmann D, Sutfeld J, Helm D. Accuracy of thirdorder bends of nickel-titanium wires and the effect of high and low pressure during memorizing heat treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126: 476-85.
 61. Staudt CB, Lussi A, Jacquet J, Kiliaridis S. White spot lesions around brackets: in vitro detection by laser fluorescence. *Eur J Oral Sci* 2004; 112: 237-43.
 62. Benson PE, Shah AA, Millett DT, Dyer F, Parkin N, Vine RS. Fluorides, orthodontics and demineralization: A systematic review. *J Orthod* 2005; 32: 102-14.
 63. Hu W, Zhou YH, Wang Q, Fu MK, Volpe A, Devizio W, et al. Effects of fluoride toothpaste on etched enamel of orthodontic patients. *Chin J Dent Res* 1999; 2: 79-83.
 64. Basdra EK, Huber H, Komposch G. Fluoride released from orthodontic bonding agents alters the enamel surface and inhibits enamel demineralization in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109:466-72.
 65. Edgar W, Mullane D. Saliva and oral health. *Br Dent Assoc* 1996; 1: 1-140.
 66. Sudjalim TR, Woods MG, Manton DJ, Reynolds EC. Prevention of demineralization around orthodontic brackets in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131:705.e1-9.
 67. Ahn HS, Kim MJ, Seol HJ, Lee JH, Kim HI, Kwon YH. Effect of pH and temperature on orthodontic NiTi wires immersed in acidic fluoride solution. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; 79: 7-15.
 68. Li M C, Zeng C L, Lin H C, Cao C N 2001 Electrochemical corrosion behaviour of type 316 stainless steel in acid media containing fluoride ions. *British Corrosion Journal* 36: 179–183
 69. Li X, Wang J, Han EH, Ke W. Influence of fluoride and chloride on corrosion behavior of Ni–Ti orthodontic wires. *Acta Biomater.* 2007;3(5):807–15.
 70. Schiff N, Grosogeat B, Lissac M, Dalard F. Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials.* 2002; 23 (9):1995–2002.
 71. Yokoyama K, Kaneko K, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J, Nagumo M. Hydrogen embrittlement of Ni–Ti superelastic alloy in fluoride solution. *J Biomed Mater Res A.* 2003; 65 (2):182–7.

72. Walker MP, White RJ, Kula KS. Effect of fluoride prophylactic agents on the mechanical properties of nickel–titanium-based
73. Sutow E 2001 The corrosion behavior of stainless steel oral and maxillofacial implants. In: Eliades G, Eliades T, Brantley W A, Watts d C (eds). In vivo aging of dental biomaterials Quintessence, Chicago, pp. 175–178
74. Harzer W, Schroter A, Gedrange T, Muschter F 2001 Sensitivity of titanium brackets to the corrosive influence of fluoride-containing toothpaste and tea. *Angle Orthodontist* 71: 318–323
75. Schiff N, Grosogeat B, Lissac M, Dalard F 2002 Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials* 23: 1995–2002
76. Huang HH. Variation in corrosion resistance of nickel–titanium wires from different manufacturers. *Angle Orthod.* 2005; 75 (4): 661–5.
77. Huang HH, Chiu YH, Lee TH, Wu SC, Yang HW, Su KH, et al. Ion release from Ni–Ti orthodontic wires in artificial saliva with various acidities. *Biomaterials.* 2003; 20: 3585–92.
78. Lee TH, Huang TK, Lin SY, Chen LK, Chou MY, Huang HH. Corrosion resistance of different nickel–titanium archwires in acidic fluoride-containing artificial saliva. *Angle Orthod.* 2010; 80(3):547–53.
79. Es-Souni M, Es-Souni M, Fischer-Brandies H. On the properties of two binary Ni–Ti shape memory alloys. Effects of surface finish on the corrosion behaviour and in vitro biocompatibility. *Biomaterials.* 2002; 23 (14):2887–94.
80. Trepanier C, Tabrizian M, Yahia LH, Bilodeau L, Piron DL. Effect of modification of oxide layer on Ni–Ti stent corrosion resistance. *J Biomed Mater Res.* 1998; 43 (4):433–40.
81. Hunt NP, Cunningham SJ, Golden CG, Sheriff M. An investigation into the effects of polishing on surface hardness and corrosion of orthodontic archwires. *Angle Orthod.* 1999; 69 (5): 433–40.
82. Norma Oficial Mexicana NOM-181-SCFI-2010, Yogurt-Denominación, especificaciones fisicoquímicas y microbiológicas, informacion comercial y métodos de prueba. En http://dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5167303&fecha=16/11/2010
83. <http://muyenforma.com/cuanto-tiempo-dura-un-yogur.html>