

## Corrosión de los metales en ortodoncia.

Mejía-Carrillo Cristian Rafael,\* Gutiérrez-Rojo Jaime Fabián.\*\*

### Resumen

La corrosión es el daño de los materiales por los efectos ambientales, produciendo alteraciones en sus propiedades mecánicas. La aparatología fija utilizada en ortodoncia está expuesta en un ambiente corrosivo por varios meses, siendo los daños imperceptibles de forma macroscópica. La corrosión bacteriana es la principal en la descomposición de los materiales dentales, los materiales dentales también pueden presentar corrosión por cavitación, picado, galvánica, erosión o por fisuras. El acero inoxidable utilizado en ortodoncia es de tipo 18/8 el cual es el adecuado para la corrosión del medio ambiente bucal, pero la presencia de soldadura aumenta la susceptibilidad a la corrosión, ya que tienen tendencia a emitir corrientes electrogalvánicas con la saliva. Las aleaciones de Níquel Titanio tienen mayor resistencia a la corrosión, pero el uso de flúor en la higiene bucal puede afectar a los alambres aumentando la fricción con los brackets. Los alambres de Titanio Molibdeno son resistentes a la corrosión como el acero inoxidable.

Palabras clave: corrosión, ortodoncia, metales.

### Abstract

Corrosion is the damage of materials due to environmental effects, producing alterations in their mechanical properties. The fixed appliances used in orthodontics are exposed in a corrosive environment for several months, the damages being imperceptible in a macroscopic way. Bacterial corrosion is the main one in the decomposition of dental materials, dental materials can also present corrosion by cavitation, pitting, galvanic, erosion or fissures. The stainless steel used in orthodontics is type 18/8 which is suitable for corrosion in the oral environment, but the presence of welding increases the susceptibility to corrosion, since they have a tendency to emit electrogalvanic currents with saliva. Nickel Titanium alloys have greater resistance to corrosion, but the use of fluoride in oral hygiene can affect the wires, increasing friction with the brackets. Titanium Molybdenum wires are resistant to corrosion like stainless steel.

Keywords: corrosion, orthodontics, metals.

\*Estudiante de la Especialidad de Ortodoncia de la Unidad Académica de Odontología de la Universidad Autónoma de Nayarit

\*\* Docente de la Unidad Académica de Odontología y de la Especialidad de Ortodoncia de la Universidad Autónoma de Nayarit

### Introducción

La corrosión de los aparatos de ortodoncia y las consecuencias biológicas son una de las principales preocupaciones de los clínicos, investigadores, académicos y fabricantes. Por lo tanto, muchas de las investigaciones se han centrado en los fenómenos in vivo, que permiten el desarrollo y caracterización de nuevos productos que incluyen brackets y alambres de ortodoncia, por medio de la evaluación de las propiedades electroquímicas y el acoplamiento galvánico entre aleaciones.<sup>1</sup> El término corrosión proviene etimológicamente de la palabra griega "Corrodis" que significa arañado, despedazado, hecho polvo o deshecho.<sup>2</sup> La corrosión se define como el daño que sufren los materiales por los factores ambientales que los rodean alterando sus propiedades mecánicas de resistencia, perdiendo así la función para lo cual estaban destinados.<sup>3, 4</sup>

En el ambiente oral, la biodegradación de los metales ocurre generalmente por descomposición electroquímica.<sup>5</sup> Los aparatos metálicos utilizados en el tratamiento de ortodoncia (brackets, tubos, bandas) permanecen en la boca durante un promedio de 2 años en este ambiente potencialmente corrosivo.<sup>6</sup> La destrucción de los materiales dentales en la cavidad oral es a menudo macroscópicamente imperceptible.<sup>7</sup> Estos procesos conducen a un debilitamiento muy grave de la estructura de las reconstrucciones restauradoras, prótesis, arcos de ortodoncia y brackets, así como de otros elementos de

aparatos fijos. Como resultado de la corrosión, los materiales dentales basados en aleaciones metálicas sufren una degradación gradual, no sólo perdiendo sus características mecánicas o cualidades visuales, sino también liberando iones metálicos potencialmente dañinos en el ambiente externo.<sup>7</sup> Se ha demostrado que los aparatos de ortodoncia liberan iones metálicos en los tejidos y fluidos de los pacientes que los usan, incluyendo la sangre y la orina.<sup>8</sup> Aunque el ataque electrolítico es probablemente la causa principal de la descomposición, las bacterias y sus productos de desecho, y las interacciones selectivas con gases como el oxígeno y el dióxido de carbono pueden contribuir a la descomposición de los materiales dentales colocados en la boca; produciéndose corrosión microbiana.<sup>5</sup>

Además del tipo de corrosión anterior también puede ocurrir:<sup>5, 9</sup>

- Corrosión por Cavitación: ocurre por cambios de presión en el sistema de transporte de líquidos con compuesto de materiales pasivados, creando flujos turbulentos que forman burbujas de aire que implosionan y alteran la capa pasivada, volviendo al material susceptible a la corrosión; este proceso es similar a la corrosión por picadura, solo que el efecto de cavitación se presenta de mayor tamaño.

- Corrosión por Picado: que describe la forma más activa de corrosión afectando puntos aleatorios del metal propagándose hacia el interior, es frecuentemente encontrado en brackets.<sup>5, 9, 10</sup>
- Corrosión Galvánica: ocurre cuando se da una interacción, física o eléctrica, entre aleaciones diferentes, las cuales, mediante el electrolito, en este caso la saliva, forman una celda electroquímica, y afectan el potencial electroquímico otorgado mayor resistencia a uno u otro metal y tornando a uno más reactivo a la corrosión. En la consulta se suscita este evento cuando los brackets son de una aleación y los arcos de alambre de otra.<sup>5, 9-11</sup>
- Corrosión Erosión: se observa en sistema de transporte de fluidos de sustratos de materiales pasivados, donde existen partículas de mayor dureza que la capa de pasivación, que al iniciar el movimiento, erosionan dicha capa, eliminando la protección e iniciando el proceso de corrosión.<sup>5, 9, 10</sup>
- Corrosión por fisuras: se produce cuando existe una tensión aunada a la acción del medio corrosivo sobre el metal, generando fisuras que se extienden internamente hasta producir la fractura.<sup>12, 13</sup>

Este proceso se pueden presentar por diferencia de iones metálicos o la concentración de oxígeno en la fisura, favoreciendo el desarrollo de microflora que altere la regeneración de la capa pasiva y acelere la falla de las propiedades del metal.<sup>12, 13</sup> Cuanto mayor sea la corrosión de una aleación, más se liberarán sus elementos y mayor será el riesgo de reacciones indeseadas en los tejidos orales. Estas reacciones no deseadas incluyen sabores desagradables, irritación, alergia u otra reacción.<sup>14</sup> Para la práctica clínica deben ser utilizadas aleaciones con alta resistencia a la corrosión en el medio bucal, por lo que metales puros no son empleados debido a sus propiedades mecánicas pobres.<sup>15</sup>

### Aceros inoxidables

Los aceros inoxidables se utilizan en innumerables aplicaciones diversas por su resistencia a la corrosión.<sup>16</sup> Aunque tienen una resistencia general extremadamente buena, son susceptibles a la corrosión por picadura debido al ambiente hostil en la boca con un pH bajo que contiene iones de cloro. Existen muchos modelos de corrosión por picadura, pero un aspecto indiscutible es que las inclusiones de sulfuro de manganeso juegan un papel crítico.<sup>16,17,18</sup> De hecho, la gran mayoría de los eventos de picadura se encuentran en, o adyacentes a, tales partículas de segunda fase. Se han postulado

cambios químicos en y alrededor de las inclusiones de sulfuros como un mecanismo para la iniciación de la corrosión por picadura, pero tales variaciones nunca han sido medidas.<sup>18</sup>

La reducción del contenido de carbono, el aumento del contenido de nitrógeno de estos aceros y las adiciones de aleaciones de molibdeno y silicio aumentaron la resistencia a la iniciación de la corrosión por picadura.<sup>19</sup> De interés para la práctica ortodóntica existe el acero inoxidable 18/8 para alambres y bandas, indicando el 18/8 el porcentaje respectivamente de cromo y níquel en su composición que fueron añadidos para otorgarle esa condición de "inoxidable" y por lo tanto resistencia a la corrosión en el medio bucal.<sup>5,15,20</sup> La resistencia a la corrosión de la aleación depende de la película pasiva, que se forma espontáneamente (pasivación) y se reforma (repasivación) en el aire y en las condiciones más húmedas.<sup>21</sup> El oxígeno es necesario para formar y mantener la película, mientras que la acidez y los iones de cloruro pueden ser particularmente perjudiciales.<sup>21</sup> La presencia de soldadura aumenta la susceptibilidad a la corrosión, ya que tienen tendencia a emitir corrientes electrogalvánicas con la saliva y, en consecuencia, liberar iones metálicos.<sup>22</sup>

El acero inoxidable austenítico puede perder su resistencia a la corrosión si se calienta entre 400 °C y 900 °C aproximadamente.<sup>21</sup> Las temperaturas alcanzadas en este tipo de soldadura no exceden los 650 °C, evitando así el inicio de la corrosión, aunque la temperatura es suficiente para provocar alguna modificación, el tiempo de permanencia a dicha temperatura no lo es.<sup>22</sup>

### Aleaciones de níquel titanio

El nitinol es un alambre de aleación de níquel-titanio desarrollado por Buehler, Gilfrick y Wiley a principios de los años 60 y presentado a la comunidad ortodóntica por Andreasen y sus asociados en 1972.<sup>23,24</sup> Las aleaciones de NiTi poseen dos estructuras cristalográficas diferenciadas: austenita y martensita. La austenita provee estabilidad termodinámica a ciertas temperaturas, en tanto que la martensita a bajas temperaturas, es decir mientras es suave y fácilmente deformable en su forma de más baja temperatura (martensita), recupera su forma y rigidez original cuando se calienta hasta su forma de más alta temperatura (austenita).<sup>25, 26</sup> La capacidad de transformación descrita se produce sin difusión atómica; existiendo otra posible, donde la temperatura de transformación austenítica está cerca, pero por debajo de la temperatura de la cavidad oral, por lo que la transformación puede ser inducida por una deformación grande.<sup>27</sup>

El nitinol presenta propiedades físicas únicas, ejemplificadas por una mayor elasticidad y resistencia, un mayor rango de trabajo y resistencia a la corrosión en relación con el acero inoxidable.<sup>23,24</sup> Dado que la corrosión de los materiales dentales de NiTi es crucial para su fiabilidad a largo plazo y su vida útil, se necesita una capa pasiva estable y resistente a la corrosión.<sup>28</sup> La implantación de iones metálicos y no metálicos, la nitruración de gas, así como los recubrimientos de nitrato de titanio (TiN) y Óxido de Titanio (TiO<sub>2</sub>) se han empleado hasta ahora para mejorar las propiedades superficiales de las aleaciones de NiTi.<sup>28,29,30</sup> Los recubrimientos de TiN poseen características favorables en cuanto a la capacidad de carga, coeficientes de fricción, resistencia al desgaste, estabilidad química, propiedades eléctricas y biocompatibilidad.<sup>28,29,30</sup> Se ha descubierto que los recubrimientos de TiN son altamente efectivos para prevenir la corrosión, siempre que sean lo suficientemente gruesos como para producir una cobertura completa. Por lo tanto, la capacidad de producir una capa protectora razonablemente gruesa y libre de defectos en los materiales ortodónticos NiTi es la clave para mejorar la resistencia a la corrosión.<sup>28,29,30,31</sup> La presencia de fluor en la pasta dental y en los enjuagues libera iones de titanio aumentando la corrosión de los

alambres, lo cual produce mayor fricción del alambre con el bracket, disminuyendo su efectividad en el tratamiento o llegando a producir una fractura del alambre.<sup>27</sup>

### Aleación titanio-molibdeno (TMA)

Esta aleación, compuesta por 79% titanio, 11% molibdeno, 6% zinc, 4% b-TiN, es muy resistente a la corrosión, biocompatible y casi tan resistente como el acero inoxidable.<sup>32</sup> La marcada resistencia a la corrosión de las aleaciones de titanio se debe a la pasivación natural donde es oxidado por TiO<sub>2</sub> principalmente, al estar expuesto a un ambiente con oxígeno, formando una película que protege al metal del mismo modo que el Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub> y el Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> protegen al acero inoxidable y al aluminio respectivamente. Esta película le otorga afinidad al titanio y una alta adherencia que puede producir fricción, trabado e irritación. Por esta razón el alambre de B-Ti presenta el más alto coeficiente de fricción.<sup>27, 32,33,34</sup>

Una de las ventajas, en comparación con el acero, es que el TMA presenta mayor límite elástico y capacidad de recuperación liberando la mitad de fuerza que un acero de calibre equivalente.<sup>35</sup>

### Referencias

- Polychronis G, Al Jabbari Y, Eliades T, Zinelis S. Galvanic coupling of steel and gold alloy lingual brackets with orthodontic wires: Is corrosion a concern?. *Angle Orthodont.* 2018; 88(4): 450-457.
- Cueva A. Corrosión de arcos ortodónticos de Níquel-Titanio en saliva artificial y enjuagues bucales con fluoruros. [Trabajo de grado para optar al título de odontóloga]. Universidad Central del Ecuador; 2019; 1- 140.
- Francia S, Llanos J. Materiales: la corrosión, su tradición y alcances. *Revista del Instituto de Investigaciones de la Facultad de Geología, Minas, Metalurgia y Ciencias Geográficas.* 2003; 6(11): 71-77.
- Farina S. Corrosión de biomateriales. Conexión entre la ciencia de los materiales y la biología. Seminario organizado por el Instituto de Estudios de Ciencia y Tecnología "Amílcar Argüelles" y su Sección ECAMAT, de la Academia Nacional de Ciencias de Buenos Aires, el 30 de junio de 2016.
- Maijer R, Smith D. Biodegradation of the orthodontic bracket system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 1986; 90(3): 195-198.
- Fernández-Miñano E, Ortiz C, Vicente A, Calvo J, Ortiz A. Metallic ion content and damage to the DNA in oral mucosa cells of children with fixed orthodontic appliances. *BioMetals.* 2011; 24(5): 935-941.
- Malkiewicz K, Sztogryn M, Mikulewicz M, Wielgus A, Kamiński J, Wierzczoń T. Comparative assessment of the corrosion process of orthodontic archwires made of stainless steel, titanium-molybdenum and nickel-titanium alloys. *Archives of Civil and Mechanical Engineering.* 2018; 18(3):941-947.
- Summer B, Fink U, Zeller R, Rueff F, Maier S, Roeder G, Thomas P. Patch test reactivity to a cobalt-chromium-molybdenum alloy and stainless steel in metal-allergic patients in correlation to the metal ion release. *Contact Dermatitis.* 2007; 57(1): 35-39.
- Ruscitti S, Pellegrini V. Biodegradación de los materiales utilizados en ortodoncia. In III Jornadas Internacionales de Actualización en Ortodoncia; 2015 Jul 2-3. La Plata, Argentina: 2015.
- Salazar-Jiménez, J. A. (2015). Introducción al fenómeno de corrosión: tipos, factores que influyen y control para la protección de materiales (Nota técnica). *Revista Tecnología en Marcha,* 28(3), 127.
- Nayak R, Shafiuddin B, Pasha A, Vinay K, Narayan A, Shetty S. Comparison of Galvanic Currents Generated Between Different Combinations of Orthodontic Brackets and Archwires Using Potentiostat: An In Vitro Study. *Journal of International Oral Health* 2015; 7(7): 29-35.
- Udabe Pagola I. Cambios en la composición salival en el tratamiento en ortodoncia. 2015.
- Mendiola C, Ruth N. Estudio comparativo in vitro de corrosión de arcos de ortodoncia: acero inoxidable, níquel titanio y beta titanio (Doctoral dissertation). 2013
- Fathi M, Salehi M, Saatchi A, Mortazavi V, Moosavi S. In vitro corrosion behavior of bioceramic, metallic, and bioceramic-metallic coated stainless steel dental implants. *Dental Materials.* 2003; 19(3): 188-198.
- Interlandi S, Domínguez G. *Ortodoncia.* São Paulo: Artes Médicas. 2002; 486-495.
- Ryan M, Williams D, Chater R, Hutton B, McPhail D. Why stainless steel corrodes. *Nature.* 2002; 415(6873): 770-774.
- Platt J, Guzman A, Zuccari B, MD, Thornburg, Rhodes B, Oshida Y, Moore K y cols. Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* July. 1997; 112(1): 69-79.
- Eklund G. Initiation of Pitting at Sulfide Inclusions in Stainless Steel. *Journal of The Electrochemical Society.* 1974; 121(4): 467.
- Streicher M. Pitting Corrosion of 18Cr-8Ni Stainless Steel. *Journal of The Electrochemical Society.* 1956; 103(7): 375.
- Uribe G. *Ortodoncia Teoría y Clínica.* Medellín: CIB (Corporación para Investigaciones Biológicas). 2010; 226-245.
- Chaturvedi T, Upadhyay S. An overview of orthodontic material degradation in oral cavity. *Indian Journal of Dental Research.* 2010; 21(2): 275-284.
- Vázquez S, Riesgo O, Duffó G. Corrosión en soldaduras de aparatos de ortodoncia. *Revista de Metalurgia.* 1997; 33(5): 311-316.
- Harris E, Newman S, Nicholson J. Nitinol arch wire in a simulated oral environment. Changes in mechanical properties. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 1988; 93(6): 508-513.
- Pakshir M, Bagheri T, Kazemi M. In vitro evaluation of the electrochemical behaviour of stainless steel and Ni-Ti orthodontic archwires at different temperatures. *The European Journal of Orthodontics.* 2011; 35(4): 407-413.
- Gil F, Planell J. Aplicaciones biomédicas del titanio v sus aleaciones. Dpto. de Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica. Universidad Politécnica de Cataluña. *Biomecánica-Originales.*1993; 34-42.
- Boccio F, Menbrive A, Alfonso M, Tamarit J, Campos A, Solano E, Gil F. Optimización superficial de alambres de ortodoncia de Ni-Ti superelástico mediante nitruración gaseosa. Parte 1: caracterización de las temperaturas de transformación y de la superelasticidad. *Biomecánica.* 1998; VI(11): 81-87
- Arango-Santander S, Ramírez-Vega C. Titanio: aspectos del material para uso en ortodoncia. *Revista Nacional de Odontología.* 2016; 12(23): 63-71.
- Tan L, Doddb R, Crone W. Corrosion and wear-corrosion behavior of NiTi modified by plasma source ion implantation. *Biomaterials.* 2003; 24(22): 3931-3939.
- Liu C, Chu P, Lin G, Yang D. Effects of Ti/TiN multilayer on corrosion resistance of nickel-titanium orthodontic brackets in artificial saliva. *Corrosion Science.* 2007; 49(10): 3783-3796.
- Carroll W, Kelly M. Corrosion behavior of nitinol wires in body fluid environments. *Journal of Biomedical Materials Research.* 2003; 67A(4): 1123-1130.
- Milosev I, Kapun B. The corrosion resistance of Nitinol alloy in simulated physiological solutions. Part 1: The effect of surface preparation. *Materials Science and Engineering C.* 2012; 32:1087-1096.
- Watanabe I, Watanabe E. Surface changes induced by fluoride prophylactic agents on titanium based orthodontic wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2003; 123(6): 653-656.
- Burstone C, Goldberg A. Beta titanium: A new orthodontic alloy. *American Journal of Orthodontics.*1980; 77(2): 121-132.
- Johnson E. Relative stiffness of beta titanium archwires. *The Angle Orthodontist.* 2003; 73(3): 259-269.
- Verstrynge A, Van Humbeeck J, Willems G. In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2006; 130(4): 460-470.