



Revista Estomatológica Herediana
ISSN: 1019-4355
ISSN: 2225-7616
faest.revista@oficinas-upch.pe
Universidad Peruana Cayetano Heredia
Perú

Corrosión en los mini-implantes de ortodoncia: una revisión de la literatura

Laquihuanaco Coarita, Gina Maritza; Meneses López, Abraham; Yileng Tay, Lidia

Corrosión en los mini-implantes de ortodoncia: una revisión de la literatura

Revista Estomatológica Herediana, vol. 32, núm. 3, 2022

Universidad Peruana Cayetano Heredia, Perú

Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=421573359012>

DOI: <https://doi.org/10.20453/reh.v32i3.4286>



Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons Atribución 4.0 Internacional.

Corrosión en los mini-implantes de ortodoncia: una revisión de la literatura

Corrosion in orthodontic mini-implants: a literature review

Gina Maritza Laquihuanaco Coarita^{a b *}
gina.laquihuanaco.c@upch.pe

Universidad Peruana Cayetano Heredia, Perú

 <https://orcid.org/0000-0003-2884-5729>

Abraham Meneses López^{aa}

Universidad Peruana Cayetano Heredia, Perú

Lidia Yileng Tay

Universidad Peruana Cayetano Heredia, Perú

Revista Estomatológica Herediana, vol.
32, núm. 3, 2022

Universidad Peruana Cayetano Heredia,
Perú

Recepción: 22 Octubre 2021
Aprobación: 21 Marzo 2022

DOI: <https://doi.org/10.20453/reh.v32i3.4286>

Redalyc: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=421573359012>

Resumen: Los mini-implantes son dispositivos metálicos que son temporalmente fijados al hueso y son utilizados para lograr una gran variedad de movimientos ortodónticos. Actualmente, se convirtieron en un importante dispositivo que ayuda al ortodoncista en todas las etapas del tratamiento. Los mini-implantes son hechos con uniones de diferentes metales, por lo que están expuestos al proceso de corrosión en la cavidad bucal. La liberación de iones puede causar efectos fisiológicos adversos, incluyendo citotoxicidad, genotoxicidad, carcinogenicidad y efectos alérgicos. El presente artículo busca hacer una revisión acerca de la corrosión de los mini-implantes de ortodoncia. La literatura reporta que la corrosión de mini-implantes contribuye a la inflamación, que es a su vez un factor que influye en la pérdida de estos dispositivos y la liberación de los iones metálicos es una de sus principales causas. Adicionalmente la corrosión puede producir perforaciones y pérdida de espesor del metal, lo que disminuye la resistencia mecánica y aumenta el riesgo de fractura.

Palabras clave: Biocompatibilidad, mini-implantes, aleación, corrosión, iones, metales.

Abstract: Mini-implants are metallic devices that are temporarily fixed to the bone and are used to achieve a wide variety of orthodontic movements. Today, they have become an important device that helps the orthodontist in all stages of treatment. The mini-implants are made with joints of different metals, so they are exposed to the corrosion process in the oral cavity. The release of ions can cause adverse physiological effects, including cytotoxicity, genotoxicity, carcinogenicity, and allergenic effects. This article seeks to review the corrosion of orthodontic mini-implants. The literature reports that the corrosion of mini-implants contributes to inflammation, which is a factor that influences the loss of these devices and the release of metal ions is one of its main causes. Additionally, corrosion can produce perforations and loss of thickness of the metal, which reduces the mechanical resistance and increases the risk of fracture.

Keywords: Biocompatibility, mini-implants, alloy, corrosion, ions, metals.

INTRODUCCION

El mayor avance en los últimos años en Ortodoncia es la introducción del anclaje esquelético con mini-implantes. Asegurar un anclaje adecuado es a menudo un desafío, especialmente porque muchos de los diversos métodos desarrollados para reforzar el anclaje dependen de la

colaboración del paciente (1,2,3). Los mini-implantes son la alternativa ideal para obtener un anclaje máximo en Ortodoncia, con ellos podemos solucionar un sinfín de problemas clínicos ortodónticos sin la necesidad de depender de la colaboración del paciente (4,5,6,7).

Entre sus aplicaciones clínicas, podemos utilizarlos para intrusión de dientes posteriores, para corrección de mordida abierta, intrusión de incisivos, corrección del plano oclusal, mecánica de retracción, mecánica de protracción, verticalización de molares, mecánicas de deslizamiento, estabilización para protracción con máscara facial, expansores esqueléticos palatinos y muchos otros casos especiales, como alternativa a un tratamiento orto-quirúrgico (4,8,9).

Estos dispositivos se pueden aplicar a varias áreas, como en la base de la maxila y la mandíbula, región alveolar maxilar y mandibular, paladar, cigoma y región retromolar (9,10).

Desde su desarrollo por Kanomi, el sistema de anclaje con mini-implantes ha sido ampliamente aceptado en Ortodoncia. Sin embargo, existen pocos estudios sobre las propiedades básicas del material de los mini-implantes. Adicionalmente, se ha reportado fractura de minitornillos durante su colocación y remoción, así como también fallas durante su uso clínico. Estos problemas pueden atribuirse a cambios en las propiedades físicas del material o en la composición de su superficie (11,12).

Por otro lado, la resistencia a la corrosión es de alta importancia en el proceso de biocompatibilidad y para la seguridad del paciente a largo plazo. Elementos metálicos liberados por el proceso de corrosión de implantes han sido detectados en los tejidos circundantes y saliva. La acumulación selectiva en ciertos tejidos o su difusión a través del organismo puede provocar reacciones desfavorables (13).

El objetivo de esta revisión es mostrar la evidencia científica reportada en la literatura acerca de la corrosión y los cambios que se producen en la superficie de los mini-implantes, cuáles son los efectos biológicos y consecuencias de la corrosión, citotoxicidad de los iones metálicos liberados, así como la influencia del ion flúor y el pH.

Mini-implantes en ortodoncia

Los mini-implantes son también llamados microimplantes, minitornillos o dispositivos de anclaje temporal (DATs) y forman parte de los dispositivos más versátiles en Ortodoncia.

Los dispositivos de anclaje temporal se han vuelto cada vez más populares ya que su pequeño tamaño permite más sitios de ubicación en la cavidad oral, incluida el área interdental, y reduce el tiempo de curación ósea. Así mismo, son fáciles de insertar y remover, se pueden cargar inmediatamente después de la inserción, y pueden proporcionar un anclaje absoluto para muchos tipos de tratamiento de ortodoncia sin la necesidad de colaboración del paciente (1,5,6,9,10,11,12).

A diferencia de los implantes de prostodoncia, los mini-implantes son dispositivos metálicos que son temporalmente fijados al hueso. La

oseointegración completa no es favorecida en estos dispositivos debido a la dificultad de su remoción, mientras que una oseointegración parcial sería ideal para brindar suficiente estabilidad y resistencia a la carga ortodóntica (8,9).

El titanio utilizado para los implantes dentales es, por un lado, el titanio comercialmente puro y, por otro lado, las aleaciones de titanio. Dentro del titanio comercialmente puro existen 4 grados de pureza siendo cada cual más resistente que el anterior. El titanio grado IV es el más utilizado para implantes dentales ya que sus propiedades mecánicas son mejores que las del resto de grados puros. A partir del grado V, el titanio se encuentra en aleación con otros metales. El titanio grado V es una aleación de titanio con aluminio y vanadio que duplica la resistencia mecánica del titanio grado IV y se puede utilizar para fabricar mini-implantes de Ortodoncia (9). Estos dispositivos están fabricados con titanio grado V (Ti-6Al-4V), que los vuelve más resistentes a la fractura y menos propensos a la oseointegración. Los mini-implantes son hechos con uniones de diferentes metales, por lo que están expuestos al proceso de corrosión en la cavidad bucal. La liberación de iones puede causar efectos fisiológicos adversos, incluyendo citotoxicidad, genotoxicidad, carcinogenicidad y efectos alérgicos (7,12).

Siguiendo las orientaciones establecidas y confeccionados de materiales estandarizados internacionalmente, los mini-implantes pueden ser usados en forma segura en seres humanos (7).

El riesgo de falla en mini-implantes es uno de los problemas más importantes para los clínicos, debido a la ruptura de su estructura referida a la fractura y a la pérdida de la estabilidad primaria del mismo (2,8). La calidad de la estructura interna de los mini-implantes es un factor importante en el riesgo de fractura de este dispositivo (6,7). El fracaso de un mini-implante es un problema multifactorial y recientes metaanálisis informan que estos dispositivos muestra una tasa de fracaso de 0,123 (tasa de éxito del 87,7%) (1,5,8).

Biocompatibilidad

Existe una gran cantidad de metales y aleaciones en la industria de materiales, pero solo un número limitado de los metales y las aleaciones podrían ser adecuados para su uso como bioimplante (14,15).

Biocompatibilidad significa que los tejidos del paciente que entran en contacto con el material del mini-implante, no sufren de ninguna reacción tóxica, irritante, inflamatoria, alérgica, mutagénica o carcinogénica (10). La biocompatibilidad de los mini-implantes de ortodoncia es una preocupación principal porque son insertados directamente en el tejido periodontal y en el hueso alveolar. Los pacientes podrían tener reacciones negativas como inflamación o necrosis de la mucosa oral, gingiva o hueso alveolar a estos mini-implantes.

Actualmente se dispone de datos muy limitados en la literatura de Ortodoncia con respecto a la corrosión de los mini-implantes de ortodoncia disponibles comercialmente. Los materiales utilizados en

la cavidad bucal deben ser no tóxicos y biocompatibles, tener buenas propiedades mecánicas y ser capaces de resistir a la corrosión (2,10,12).

Para evaluar la seguridad biológica de nuevos materiales, se han realizado pruebas in vitro e in vivo de acuerdo con los siguientes niveles:

Nivel 1: in vitro (evaluando reacciones potenciales tóxicas, alérgicas o carcinogénicas. Nivel 2: in vivo en animales mediante la implantación de material a ser evaluado en regiones apropiadas para investigar función y reacciones adversas y nivel 3 que involucran estudios clínicos. En la literatura se reportan estudios clínicos que tienen como objetivo evaluar la corrosión de los brackets en ortodoncia in vitro. Sin embargo la falta de estandarización en el diseño experimental junto a la presencia de diferentes factores electroquímicos en los estudios, dificultan la reproducibilidad de los datos (5).

Corrosión y cambios en la superficie de los mini-implantes

La corrosión es el deterioro de un material, generalmente metálico, por acción física, química o electroquímica del medio ambiente aliada o no a esfuerzos mecánicos. Cuando ocurre la corrosión de biomateriales metálicos, hay pérdida de sustancia de este material con un consecuente debilitamiento de la estructura y disminución de su vida útil, comprometiendo así la integridad mecánica de su estructura (12,15).

La corrosión se define como el proceso de interacción entre un material sólido y el entorno químico, que resulta en la pérdida de la integridad estructural, en el cambio de las características estructurales y la pérdida de sustancia del material. La corrosión también se puede definir como la degradación del material en los átomos que lo componen debido a la reacción química que existe entre los materiales y sus entornos circundantes. En la cavidad bucal, la corrosión es inducida por iones metálicos liberados (14).

En su mayoría, la corrosión del metal se produce a través de la interacción con las células electroquímicas, lo que resulta en varias formas de corrosión. La corrosión por picaduras se considera una forma de corrosión localizada en la superficie del metal que apunta a ataques en forma de picaduras o manchas sobre la superficie. La corrosión electroquímica incluye los siguientes procesos (rozamiento, fatiga, agrietamiento por corrosión bajo tensión e interacción de corrosión y fuerzas de protección que mejoran la acumulación de tensión), estas condiciones pueden conducir a degeneración, alteración estructural y cambios de aspectos mecánicos (12,14).

Pequeñas picaduras en la superficie de un implante formadas por corrosión, pueden amplificar el ambiente corrosivo y comprometer sus propiedades mecánicas. (6,8)

Estudios in vitro reportaron que hay mayor susceptibilidad a la aparición de manchas en las superficies de mini-implantes cuando son sumergidos a saliva artificial durante periodos largos de tiempo (120 días). Se encontró una correlación positiva entre la corrosión y tiempo de inmersión (5,6).

Efectos biológicos y consecuencias de la corrosión

En modelos animales, la corrosión y la liberación de iones metálicos se ha asociado con el fracaso clínico del implante, osteólisis, reacciones alérgicas cutáneas y lesiones renales debido al transporte hematógeno, hipersensibilidad y citotoxicidad.

La corrosión ha sido implicada como uno de varios factores desencadenantes asociados con la peri-implantitis de implantes dentales con liberación de iones metálicos (tabla 1). La corrosión de titanio puede potenciarse en condiciones inflamatorias, produciendo mayor liberación de iones, lo que establece una especie de circuito de retroalimentación positiva. De manera similar, los iones metálicos liberados juegan un papel en la pérdida de estabilidad de los mini-implantes ortodónticos (15). Las corrientes eléctricas que surgen del proceso de corrosión impartirán potenciales eléctricos que podrían afectar las células óseas con una posterior reabsorción ósea (8).

Si el implante perfora la mucosa y el hueso, causa inflamación traumática que incluye una reducción de pH en las primeras fases exudativas, se produce una activación de las células incluyendo granulocitos polimorfonucleares y macrófagos, con una liberación de enzimas y agentes oxidantes que pueden contribuir a alteraciones en la superficie del mini-implante (12). Los productos de corrosión que se liberan son fagocitados por macrófagos, estimulando la liberación de mediadores inflamatorios como las citocinas (TNF- α , IL-6, y IL-1 α / β) hacia la superficie ósea, contribuyendo a su reabsorción por activación de osteoclastos y las partículas metálicas que resultan de la corrosión pueden inhibir directamente la función de los osteoblastos, produciendo una osteólisis local y pérdida de estabilidad clínica del mini-implante (6,12,15).

Los estudios reportados en la literatura sugieren que los iones metálicos inducen directamente a la diferenciación de los precursores de osteoclastos en osteoclastos maduros, capaces de producir una reabsorción de hueso efectiva alrededor del implante metálico. Además, una vez liberados en el sistema circulatorio, los iones metálicos se unen a proteínas del suero y forman haptenos que son considerados antígenos relevantes reconocidos por linfocitos T y candidatos a provocar reacciones de hipersensibilidad.

Al ser expuestos al complejo metal-proteína, los linfocitos T proliferan y se diferencian para producir factores solubles como Interleucina IL-6, IL-1 α / β y factor de necrosis tumoral α (TNF- α) que desencadena una respuesta inmune particular y activa la osteoclastogénesis. El alcance de esta respuesta inmune tras la implantación de dispositivos metálicos, depende predominantemente de la respuesta inmunitaria individual y de las características del material (15).

Tabla 1
Factores que influyen en el proceso de corrosión

• Temperatura • Cantidad y calidad de saliva • Higiene bucal • Presencia de placa bacteriana • Presencia de proteínas • Propiedades físicas y químicas de los líquidos y alimentos consumidos • pH de la saliva • Presencia de ion flúor • Condiciones de la salud oral

Formación de TiO en la superficie del mini-implante

Los estados de oxidación del titanio son: +IV para TiO_2 , +III para Ti_2O_3 , +II para TiO y 0 para Ti . El óxido de titanio más estable, es el TiO_2 , que tiene Titanio en estado de oxidación +IV. La capa de película de TiO es la base principal para la biocompatibilidad de los mini-implantes de ortodoncia. Esta película de óxido, es una capa fuerte y estable que se puede formar espontáneamente, por ejemplo, cuando entra en contacto con el aire durante el proceso de fabricación y envasado y evita la difusión del oxígeno del medio ambiente, lo que proporciona resistencia a la corrosión. Cuanto más adherente sea la película de óxido, mayor será la resistencia a la corrosión del mini-implante (6,10).

Las aleaciones utilizadas en los aparatos de ortodoncia, como el Ti6Al4V , confían en la formación de esta película de óxido pasiva para resistir la corrosión, sin embargo, la capa de dióxido de titanio, puede romperse por agentes químicos o mecánicos y por lo tanto no es infalible. La saliva puede producir corrosión de mini-implantes y otros dispositivos de ortodoncia porque es una solución electrolítica y contiene ácidos de bacterias, levaduras, hongos y virus (10,12).

El TiO_2 es químicamente estable e inerte y distribución cromosómica, el vanadio tiene potencial es, por tanto, ideal para la inserción en tejidos y de ser citotóxico, particularmente para fibroblastos y hueso. Adicionalmente el TiO_2 tiene propiedades macrófagos. El vanadio puede provocar reacciones fotocatalíticas que impide el albergue de microorganismos patógenos (10).

Cuando se insertan aleaciones de titanio en la cavidad oral, se producen cambios en el óxido de la superficie protectora de la aleación y estos cambios pueden influir en la liberación de productos de corrosión de la aleación (liberación de iones). Estos cambios ocurren porque la concentración de iones cloruro en suero y líquido intersticial provocan un ambiente corrosivo para materiales metálicos. Además los fluidos corporales constan de una variedad de aminoácidos y proteínas que influyen en la corrosión metálica (3,10). Se cree que las proteínas pueden

influir en el comportamiento electroquímico de las aleaciones metálicas. Sin embargo, en general los resultados no son concluyentes y el efecto exacto de las proteínas sobre la corrosión, sigue siendo un tema de mucho debate (15).

Citotoxicidad de los iones metálicos liberados

La capa de óxido de titanio, sobre la superficie del mini-implante está directa e indirectamente relacionada con un segundo medio de biocompatibilidad: la liberación de iones metálicos tóxicos. Cualquier metal o aleación que sea directamente implantado en la cavidad oral, como los TADs, es una fuente potencial de citotoxicidad (10).

La aleación de Ti6Al4V proporciona una mayor resistencia a la fatiga que el titanio comercialmente puro (CP Ti) y una baja toxicidad (2,3,12,16); sin embargo, la resistencia a la corrosión con esta aleación puede disminuir, favoreciendo la liberación de iones metálicos (3,16). Los pequeños porcentajes de átomos de aluminio y vanadio en la aleación pueden ser potencialmente tóxicos debido a la corrosión que el mini-implante experimenta en los fluidos corporales (3,10).

Ninguna reacción adversa local o sistémica importante a titanio ha sido documentada o reportada en la literatura. El titanio es bien tolerado por macrófagos en cultivo y no presenta toxicidad aguda. Por el contrario, citotoxicidad, reacciones tisulares adversas y patología general se han asociado con vanadio y aluminio (13).

Los efectos agudos y crónicos del vanadio cuando es absorbido en grandes cantidades han sido bien documentados. Debido a su interferencia con mitosis y distribución cromosómica, el vanadio tiene potencial de ser citotóxico, particularmente para fibroblastos y macrófagos. El vanadio puede provocar reacciones locales y sistémicas y puede inhibir la proliferación celular (3,10,13). Además el vanadio puede estar unido a ciertas proteínas de hierro, como la ferritina y la transferrina que posteriormente afecta la distribución y acumulación de vanadio en el cuerpo (3,10).

Según la Organización Mundial de la Salud, la absorción de vanadio es aproximadamente el 5% y los valores superiores a 0,1ug/ml pueden indicar una exposición excesiva (5).

Muchos estudios han sugerido que la cantidad de vanadio liberada, por un mini-implante de aleación Ti6Al4V estaba muy por debajo de la ingesta diaria de este elemento a través de los alimentos y bebidas. En consecuencia, los niveles mínimos de liberación de vanadio no debe ser motivo de preocupación, ya que no alcanzaría niveles tóxicos (3,5,10).

En cuanto al aluminio, es importante tener en cuenta que, puede estar asociado con osteomalacia, granulomatosis pulmonar y neurotoxicidad (10,13). Además, el aluminio se ha relacionado con la enfermedad de Alzheimer y la intoxicación por aluminio es una causa conocida de síndrome de encefalopatía. Sin embargo, al igual que el vanadio, la cantidad liberada de aluminio es mínima y probablemente no alcanzará

niveles tóxicos debido a la corta vida útil de los mini-implantes de ortodoncia (10).

El cromo podría considerarse como un oligoelemento. El cromo normalmente es introducido para mejorar tanto la resistencia mecánica de la aleación. Los estudios in vitro indicaron, que las altas concentraciones de cromo en la célula podrían provocar daños en el ADN. Sin embargo esto no parece ser un peligro para los mini-implantes de ortodoncia, porque el mayor riesgo está relacionado con la inhalación de cromo que puede ocurrir con los trabajadores durante la manufactura (10).

Existen estudios de mini-implantes experimentales de aleación de titanio beta Ti-33Nb-15Ta-6Zr que han demostrado tener excelentes propiedades mecánicas de torsión y además que el Niobio, tantalio y circonio muestran una excelente biocompatibilidad. La literatura reporta que esta aleación de beta-titanio no tuvo ningún efecto sobre la tasa de proliferación celular, lo que sugiere que esta aleación tiene una baja toxicidad (16).

Acción del ion fluor en la corrosión

El ion flúor es un ion agresivo, que puede dañar la película protectora pasiva de óxido formada en la superficie de las aleaciones de titanio y acero inoxidable. En consecuencia, la capa de óxido, se debilita debido a la formación compleja de las moléculas de iones flúor en la superficie de la aleación. La cantidad de defectos en la superficie es directamente proporcional al nivel de fluoruro presente en el medio de almacenamiento (14).

Se han utilizado diversos enfoques electroquímicos para evaluar la influencia del ion flúor en la corrosión. Se puede concluir que con una mayor concentración de fluoruro, la resistencia a la corrosión del Ti y su aleación Ti6-Al-4V se reduce (14).

Productos que contienen flúor, como pastas de dientes o enjuagues bucales, se utilizan comúnmente en odontología para prevenir caries dental. Sin embargo, los iones de fluoruro en el producto se pueden combinar con iones de hidrógeno para formar fluoruro de hidrógeno (HF) que ataca la superficie protectora de óxido de las aleaciones de titanio usadas para implantes. Se forman compuestos de fluoruro de titanio solubles que conducen a la disolución del metal. Fragilidad por hidrógeno del titanio o aleaciones de titanio mediante el uso de productos que contienen fluoruro conducen a la fractura del producto (8,11,17,18).

Muchos estudios han revelado que los iones metálicos liberados por los aparatos de ortodoncia, incluido los minitornillos, tienen un pico de liberación en el día 7 (18).

Enjuagues bucales comercialmente disponibles que tienen una alta concentración de fluoruro y un valor de pH bajo puede reducir la resistencia a la corrosión de aleaciones de titanio utilizadas en aparatos dentales como mini-implantes y brackets en ortodoncia (17,18).

El tiempo de exposición y el tipo de enjuague bucal, influyen en el patrón de liberación de aluminio y titanio. Sin embargo, los iones

liberados no superan los niveles tóxicos ni la ingesta diaria de iones metálicos en la dieta, lo que sugiere que el uso de enjuagues bucales es seguro, a pesar de la capacidad que tienen de causar algún tipo de corrosión (18).

Acción del pH en la corrosión

La ingesta de alimentos y la flora microbiana pueden inducir una disminución en el pH fisiológico de la saliva (5,3 a 7,8). A pesar de que la acción amortiguadora de la saliva es una función importante, esta variación transitoria, puede afectar la resistencia a la corrosión de dispositivos metálicos como los mini-implantes (19).

El pH tiene una fuerte influencia a la resistencia a la corrosión de titanio y aleaciones de titanio. La liberación de iones al entorno se produce cuando la disolución de la película pasiva superficial va acompañada de corrosión de material. Por lo tanto, la liberación de iones de implantes de titanio puede resultar en reacciones biológicas adversas (19).

La exposición al fluoruro tiene un efecto sustancial sobre las propiedades de corrosión de los mini-implantes. La formación de HF solo puede ocurrir si el pH es inferior a 5. Existe cierta controversia sobre si la exposición al fluoruro es perjudicial para el titanio si el pH está más cerca de neutral (8,11). Tanto el hidrógeno como el flúor se han implicado en afectar las propiedades mecánicas. Las soluciones ácidas y el flúor, y especialmente su combinación, disminuyen la estabilidad de la capa pasiva formada típicamente en superficies a base de titanio, disminuyendo así su resistencia a la corrosión (8).

Muchos estudios han investigado el papel del pH en la liberación de iones metálicos de las aleaciones de ortodoncia. La mayoría de ellos en diferentes condiciones experimentales, reportan un aumento en la liberación de iones al disminuir el pH (19).

DISCUSIÓN

El conocimiento del estado físico-químico de los productos de corrosión liberados en la cavidad oral es muy importante para la evaluación toxicológica de las aleaciones metálicas utilizadas en mini-implantes ortodónticos ya que estos dispositivos permanecen en el medio oral por un cierto período de tiempo. Sin embargo, podemos resaltar que estos dispositivos son de anclaje temporal y su tiempo de permanencia en el medio bucal variará según los requerimientos y la respuesta del paciente al tratamiento, con un promedio entre 8 y 12 meses aproximadamente, por lo que los efectos antes citados podrían no presentarse.

A pesar de la función eficaz de los mini-implantes en el anclaje de Ortodoncia, son considerados una fuente potencial de exposición a iones metálicos debido a los diferentes elementos utilizados en su fabricación y debido a la corrosión de aleaciones de titanio y acero inoxidable en diferentes fluidos corporales.

La cavidad bucal debido a sus peculiaridades físicas, químicas, enzimáticas y características microbianas, puede desenvolver un importante papel en la biodegradación de biomateriales metálicos.

El aumento en la tasa de corrosión implica un aumento significativo en la liberación de iones. La liberación de elementos de los mini-implantes tiene el potencial de modificar el proceso inflamatorio, aumentando las posibilidades de complicación o falla. El grado de liberación de iones en los tejidos adyacentes sería otra vía crítica de estudio para investigar más a fondo las respuestas inflamatorias locales.

El ion flúor y las variaciones de pH pueden dañar la película protectora pasiva de óxido formada en la superficie de las aleaciones de titanio reduciendo la resistencia a la corrosión de estos dispositivos. Por lo antes expuesto, algunos autores han desaconsejado el uso de geles con flúor para implantes de titanio. Sin embargo, de acuerdo a las recomendaciones clínicas y debido a la naturaleza temporal de los mini-implantes de ortodoncia, su buena tasa de éxito y el riesgo de descalcificación dentaria durante el tratamiento con aparatos fijos, se considera que las ventajas del tratamiento con flúor pueden superar los inconvenientes descritos anteriormente. Por lo que, los ortodoncistas deben examinar la superficie de los mini-implantes para detectar alteraciones notables que sugieran una corrosión excesiva y aconsejar a los pacientes a limitar complicaciones clínicas.

Finalmente, será de vital importancia realizar investigaciones de biocompatibilidad para estos dispositivos de anclaje temporal, con lo cual, se busca que los materiales puedan relacionarse con los tejidos sin que ocasionen efectos tóxicos o dañinos sobre las funciones biológicas, además de que no deben resultar peligrosos para los tejidos blandos y tampoco deben contener sustancias tóxicas que puedan ser liberadas en el sistema circulatorio que pudieran causar una respuesta tóxica generalizada; no deben causar alergias y no deben ser carcinógenos.

El presente artículo es una revisión de la literatura que pretende dar a conocer los principales aportes acerca de la corrosión en mini-implantes de ortodoncia, así como analizar, valorar e interpretar sus consecuencias. Sin embargo, tiene sus limitaciones al no ser una revisión sistemática, la cual posee un proceso de elaboración altamente estructurado de toda la información actual disponible y representa el más alto nivel de evidencia dentro de la jerarquía de la evidencia. Por lo tanto, futuras investigaciones son necesarias para obtener conclusiones precisas basadas en la mejor evidencia científica.

CONCLUSIONES

Las siguientes conclusiones están basadas en un análisis superficial de los artículos estudiados y no se realizó un examen de riesgo de sesgo de los estudios incluidos al no ser una revisión sistemática.

Se concluye que:

La corrosión puede causar una mayor pérdida de espesor del metal y provocar perforaciones y puntos de concentración de tensiones lo que

disminuye la resistencia mecánica del material aumentando la liberación de iones metálicos y aumentando el riesgo de fractura en implantes odontológicos.

Las soluciones ácidas y el flúor disminuyen la estabilidad de la capa protectora pasiva de óxido formada típicamente en superficies a base de titanio, disminuyendo así su resistencia a la corrosión.

Si bien Ti6Al4V se usa ampliamente como aleación para los mini-implantes ortodónticos debido a sus propiedades mecánicas superiores, puede haber posibles reacciones tisulares citotóxicas y adversas causadas por la liberación de iones, por lo que se debe investigar aún más sobre el desarrollo de aleaciones de titanio alternativas con biocompatibilidad mejorada.

Es importante considerar el tiempo de uso de este dispositivo de anclaje temporal en el tratamiento ortodóntico y evaluar si se pudiesen presentar dichos efectos.

Se necesitan más investigaciones para obtener conclusiones precisas basadas en la mejor evidencia científica.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Chang H-P, Tseng Y-C. Miniscrew implant applications in contemporary orthodontics. *Kaohsiung J Med Sci*. 2014;30(3):111-5.
2. Cotrim-Ferreira FA, Quaglio CL, Peralta RPV, Carvalho PEG, Siqueira DF. Metallographic analysis of the internal microstructure of orthodontic mini-implants. *Braz Oral Res*. 2010;24(4):438-42.
3. Morais LS, Serra GG, Muller CA, Andrade LR, Palermo EFA, Elias CN, et al. Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: immediate loading and metal ion release. *Acta Biomater*. 2007;3(3):331-9.
4. Scribante A, Montasser MA, Radwan ES, et al. Reliability of Orthodontic Miniscrews: Bending and Maximum Load of Different Ti-6Al-4V Titanium and Stainless Steel Temporary Anchorage Devices (TADs). *Materials*. 2018;11(7). doi:10.3390/ma11071138
5. Suzuki M, Martins D, Costa M, Ferreira A, Fa F. Ions release Evaluation and Changes in Mini-implant Orthodontic Surface. *J Contemp Dent Pract*. 2018;19(8):910-917.
6. Eliades T, Zinelis S, Papadopoulos MA, Eliades G. Characterization of retrieved orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. 2009;135(1):10.e1-7.
7. Costa JF, Quaglio CL, Rivera JGT, Jirón J f. Análisis estructural de Mini-Implantes ortodónticos. *Acta Odontológica Venez*. 2013;51(1):35-6.
8. Knutson KJ, Berzins DW. Corrosion of orthodontic temporary anchorage devices. *Eur J Orthod*. 2013;35(4):500-6.
9. Gutiérrez Labaye P, Hernández Villena R, Perea García MA, Escudero Castaño N, Bascones Martínez A. Microtornillos: Una revisión. *Av En Periodoncia E Implantol Oral*. 2014; 26(1):25-38.
10. Silverstein J, Barreto O, França R. Miniscrews for orthodontic anchorage: nanoscale chemical surface analyses. *Eur J Orthod*. 2016;38(2):146-53.

11. Iijima M, Muguruma T, Kawaguchi M, Yasuda Y, Mizoguchi I. In vivo degradation of orthodontic miniscrew implants: surface analysis of as-received and retrieved specimens. *J Mater Sci Mater Med*. 2015;26(2):71.
12. Patil P, Kharbanda D, Duggal R, Das T, Kalyanasundaram D. Surface deterioration and elemental composition of retrieved orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2015;147.
13. Sedarat C, Harmand M, Naji A, Nowzari H. In vitro kinetic evaluation of titanium alloy biodegradation. *J Periodontal Res*. 2001;36:269-74.
14. Abboodi HH, Al-Dabagh DJN. Analysis of two different types of orthodontic mini-implants immersed in fluoridated mouthwashes using scanning electron microscopy (SEM). *PLoS One*. 2019;14:1–17.
15. Cadosch D, Chan E, Gautschi OP, Filgueira L. Metal is not inert: role of metal ions released by biocorrosion in aseptic loosening--current concepts. *J Biomed Mater Res A*. 2009;91(4):1252-62.
16. Muguruma T, Iijima M, Brantley W, Yuasa T, Ohno H, Mizoguchi I. Relationship between the metallurgical structure of experimental titanium miniscrew implants and their torsional properties. *Eur J Orthod*. 2011;33:293-7.
17. Huang G-Y, Jiang HB, Cha J-Y, Kim K-M, Hwang C-J. The effect of fluoride-containing oral rinses on the corrosion resistance of titanium alloy (Ti-6Al-4V). *Korean J Orthod*. 2017;47(5):306-12.
18. Alavi S, Ahmadvand A. Ions release evaluation and corrosion of titanium mini-implant surface in response to orthokin, oral B and chlorhexidine mouthwashes. *Dent Res J (Isfahan)*. 2021;18:32.
19. Galeotti A, Uomo R, Spagnuolo G, et al. Effect of pH on in vitro biocompatibility of orthodontic miniscrew implants. *Prog Orthod*. 2013; 14: 15.doi: 10.1186/2196-1042-14-15

Notas

Aprobación de ética: No requiere

Financiamiento: Ninguno.

Contribuciones de los autores: Todos los autores contribuyeron a este manuscrito.

Notas de autor

- a Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar
- b Estudiante de Doctorado en Estomatología
- aa Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

Correspondencia: Gina Maritza Laquihuanaco Coarita.
Dirección Postal: Calle Los Mirtos 590 Dep 1209. Lince,
Lima, Perú. Teléfono: 51-974760890 Correo electrónico:
gina.laquihuanaco.c@upch.pe

Declaración de intereses

* los autores no tienen conflicto de interés con este informe.

Enlace alternativo

<https://revistas.upch.edu.pe/index.php/REH/article/view/4286/4858>
(pdf)