https://politecnicadelaciencia.com/

ISSN: 3091-2008

Edición Especial:
Vol. 4 Num. 10, PP 212-324
DOI:
https://doi.org/10.56519/sx194m12

CORROSIÓN EN LA SUPERFICIE DE MINI TORNILLOS RETIRADOS EN PACIENTES DE ORTODONCIA DE LA UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

CORROSION ON THE SURFACE OF MINI SCREWS REMOVED FROM ORTHODONTIC PATIENTS AT THE UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

Gabriela Mishelle Valdez Orellana[1], Lucía del Carmen Mesías Pazmiño[2], Gerson Oswaldo Cabezas Bernhardt[3], Ebingen Villavicencio Caparo[4], Alfredo Valarezo Garcés[5], César Daniel Coronel Romero[6]

{gvaldez@estud.usfq.edu.ec[1], dra.luciamesias@gmail.com[2], gcabezas@usfq.edu.ec[3], evillavicencioc@ucacue.edu.ec[4], avalarezo@usfq.edu.ec[5], cdcoronel@uce.edu.ec[6]}

Fecha de recepción: 22/10/2026 / Fecha de aceptación: 20/11/2026 / Fecha de publicación: 24/11/2026

RESUMEN: Los mini implantes ortodónticos permanecen en contacto con hueso, saliva y humedad, y su éxito o fracaso se relaciona con su diseño y la composición del material; sin embargo, la información sobre el estado de su superficie tras ser retirados es limitada. El objetivo fue analizar la superficie de mini implantes retirados de pacientes de ortodoncia, determinando si presentaron corrosión y distorsión de la punta, y su relación con el tiempo y la fuerza de tracción. Se realizó un estudio observacional, laboratorial y transversal con 26 mini implantes de marca Morelli, de titanio (17) y de acero (9): 20 retirados de pacientes, con carga de tracción entre 150 y 300 gr y permanencia en boca de 2 a 18 meses; 4 nuevos del grupo control, colocados en hueso, saliva artificial y horno a 37 °C; y 2 nuevos como control negativo. Cada implante se analizó en punta, cuerpo y cuello mediante microscopía electrónica de barrido (SEM) y espectroscopía de dispersión de energía (EDS), y los datos se procesaron en SPSS v. 26. Se evidenció corrosión, indicada por la presencia de oxígeno, en los implantes de pacientes y

[1]Estudiante de Posgrado de Ortodoncia; Universidad San Francisco de Quito; Quito, Ecuador, https://orcid.org/0009-0002-0665-7452

[2]Docente; Posgrado de Ortodoncia de la Universidad San Francisco de Quito; Quito, Ecuador, https://orcid.org/0009-0007-3914-7957

[3]Docente; Posgrado de Ortodoncia de la Universidad San Francisco de Quito; Quito, Ecuador. https://orcid.org/0000-0002-8216-2841

[4]Docente; Posgrado de Ortodoncia de la Universidad San Francisco de Quito; Quito, Ecuador. https://orcid.org/0000-0003-4411-4221

[5]PhD. y Post-doctorado en Ciencia de Materiales e Ingeniería; Universidad de Stony Brook, EE. UU; Director Instituto de Energía y Materiales; Universidad San Francisco de Quito; Quito, Ecuador. https://orcid.org/0000-0003-2023-9644

[6]Estudiante de Posgrado de Ortodoncia; Universidad San Francisco de Quito; Quito, Ecuador. cdcoronel@uce.edu.ec https://orcid.org/0000-0002-4575-3802

https://politecnicadelaciencia.com/
ISSN: 3091-2008
Edición Especial:
Vol. 4 Num. 10, PP 312-324
DOI:
https://doi.org/10.56519/sx194m12

del grupo control, con incremento en la punta de los de titanio y en la punta y el cuello de los de acero; los de titanio mostraron mayor corrosión que los de acero. El oxígeno aumentó con el tiempo (r=0,278; p=0,014) y el tiempo se asoció con la fuerza (r=0,444; p<0,001). Todos los implantes recuperados presentaron deformación de la punta y cambios morfológicos como grietas en las roscas. La corrosión que experimentan los mini tornillos al ser insertados en el hueso bajo carga de tracción hace que el material pierda estabilidad y fracase, por lo que no se recomienda su reinserción.

Palabras clave: Corrosión, distorsión, mini implantes, ortodoncia

ABSTRACT: Orthodontic mini screws remain in contact with bone, saliva, and moisture, and their success or failure is related to their design and material composition; however, information on the condition of their surface after removal is limited. The objective was to analyze the surface of mini screws removed from orthodontic patients, determining whether they showed corrosion and tip distortion, and their relationship with traction time and force. An observational, laboratory-based, cross-sectional study was conducted on 26 Morelli mini screws, made of titanium (17) or steel (9): 20 removed from patients, with a traction load between 150 and 300 gr and a period in the mouth of 2 to 18 months; 4 new screws from the control group, placed in bone, artificial saliva, and an oven at 37 °C; and 2 new screws as a negative control. Each screw was analyzed at the tip, body, and neck by scanning electron microscopy (SEM) and energy-dispersive spectroscopy (EDS), and the data were processed with SPSS v. 26. Corrosion, indicated by the presence of oxygen, was evidenced in the screws from patients and from the control group, with an increase at the tip of the titanium screws and at the tip and neck of the steel screws; titanium screws showed more corrosion than steel screws. Oxygen increased with time (r=0.278; p=0.014), and time was associated with force (r=0.444; p<0.001). All recovered implants showed tip deformation and morphological changes such as cracks in the threads. The corrosion that mini screws experience when inserted into bone under traction load causes the material to lose stability and fail; therefore, their reinsertion is not recommended.

Keywords: Corrosion, distortion, mini screws, orthodontics

INTRODUCCIÓN

La ortodoncia es la rama de la Odontología que se encarga de prevenir, diagnosticar, interceptar y tratar las malposiciones dentarias y los trastornos maxilofaciales. Dentro de sus tratamientos se emplean los micro implantes o mini tornillos, dispositivos de anclaje temporal (TADs) ampliamente aceptados en la ortodoncia contemporánea (1). Constituyen un tipo de implante alveolar que proporciona un excelente método de anclaje, es económico y fácil de colocar y retirar, por lo que a menudo se consideran la fuente de anclaje intraoral absoluto para fines clínicos (2). Frente a otros sistemas de anclaje, sus ventajas comprenden el pequeño tamaño, el

ISSN: 3091-2008
Edición Especial:
Vol. 4 Num. 10, PP 312-324
DOI:
https://doi.org/10.56519/sx194m12

bajo costo, la sencilla implantación y el mínimo trauma quirúrgico (3), y sus principales indicaciones incluyen la intrusión de molares, la retrusión e intrusión de incisivos y la corrección de planos asimétricos y de líneas medias (4).

Los mini tornillos se fabrican habitualmente de titanio médico grado 5, de biocompatibilidad probada y excelente resistencia al estrés, a la fractura y a la corrosión; su superficie, sin tratamiento con fosfato de calcio, evita la osteointegración, indeseada porque dificulta su extracción (4). Algunos fabricantes emplean acero inoxidable de grado quirúrgico (2). Están formados por cabeza, cuello, rosca y punta (2) y soportan fuerzas de 50 a 600 g (5); en modelos animales, fuerzas de hasta 150 g no afectaron la estabilidad y, aunque el umbral superior recomendado es de 200 g, no existe acuerdo en la literatura sobre el límite (2,6). Dado que su función principal es proporcionar anclaje esquelético, su estabilidad resulta crucial (5).

La corrosión es el deterioro de un material, normalmente metálico, a nivel atómico por la interacción con factores físicos, químicos o electroquímicos del entorno, con o sin esfuerzos mecánicos; en los biomateriales metálicos causa pérdida de material, debilita la estructura y compromete su resistencia mecánica (7). En la cavidad bucal, los metales pueden sufrir corrosión y biocorrosión, esta última definida como el deterioro acelerado de los metales por la presencia de biopelículas en su superficie (7). La placa bacteriana y los restos de alimentos forman una capa cuyos procesos metabólicos reducen el pH y alteran la capa pasiva de óxido (8). Se han descrito la corrosión por bacterias, la galvánica y la corrosión por desgaste (9); además, los aparatos metálicos de ortodoncia, incluidos los microimplantes, permanecen en la boca alrededor de dos años en un ambiente considerado corrosivo, sin que la destrucción sea perceptible macroscópicamente (10).

Aunque las aleaciones de titanio son excepcionalmente resistentes a la corrosión por la estabilidad de la capa pasiva de óxido de titanio, se ha informado que los micro implantes sufren corrosión después de su aplicación clínica; cuando el implante se coloca en el hueso, la tensión puede provocar corrosión bajo tensión o agrietamiento de la aleación (11). La distorsión de la punta, entendida como la deformación o fractura de esta zona, adquiere relevancia porque los mini tornillos recuperados pueden presentar variaciones morfológicas que limitan su reubicación (1). Para evaluar estos cambios se emplea la microscopía electrónica de barrido (SEM), que genera imágenes de alta resolución de la superficie de la muestra (12,13), complementada con la espectroscopía de dispersión de energía (EDS) para identificar y cuantificar los elementos presentes.

Una vez alcanzados los objetivos ortodóncicos, los micro implantes se retiran del hueso y, por lo general, los dispositivos recuperados se descartan; sin embargo, factores económicos o la conservación del medio ambiente podrían llevar a los ortodoncistas a considerar su reutilización (11). La corrosión del titanio puede verse exacerbada en condiciones inflamatorias, con liberación de iones metálicos que contribuye a la pérdida de estabilidad de los mini implantes. Además, el implante atraviesa la mucosa y el hueso y genera una inflamación traumática con disminución del

ISSN: 3091-2008
Edición Especial:
Vol. 4 Num. 10, PP 312-324
DOI:
https://doi.org/10.56519/sx194m12

pH en las primeras fases exudativas, lo que activa granulocitos polimorfonucleares y macrófagos, que liberan enzimas y agentes oxidantes capaces de alterar la superficie del mini implante y crear un entorno propenso a la inestabilidad (14). En la actualidad no existe información extensa sobre la superficie y la composición elemental de los mini tornillos usados, lo que motivó este estudio.

La evolución de la ortodoncia ha llevado a una gran aceptación de los mini implantes por su influencia en el anclaje esqueletal, que permite mover los dientes de manera más estable y efectiva. La corrosión de su superficie puede contaminar el hueso y conducir al fracaso del dispositivo (11). Este estudio aporta información sobre la corrosión presente en la superficie de los mini implantes retirados y permite al ortodoncista conocer si un mini implante podría reutilizarse en el mismo paciente, en distintas zonas de aplicación de los maxilares o en el mismo sitio. Los estudios sobre el tema son limitados y se han desarrollado solo en países de primer mundo con marcas que no se manejan en Ecuador.

La pregunta de investigación fue: ¿presentan corrosión los mini tornillos al ser retirados de la cavidad oral después de haber sido utilizados para anclaje esqueletal y movimientos dentales en tratamientos de ortodoncia? El objetivo general fue analizar la superficie de los micro implantes retirados en los tratamientos de ortodoncia, determinando si presentaron corrosión y distorsión en la punta. Los objetivos específicos fueron: (1) examinar si la superficie de los micro implantes retirados presentó corrosión; (2) observar si los micro implantes retirados adquirieron distorsión en la punta; (3) considerar si la corrosión que presenta la superficie está relacionada con el tiempo de tracción; y (4) comparar si la corrosión que presenta la superficie está relacionada con la fuerza de tracción. Como hipótesis de investigación (H1) se planteó que los mini tornillos, al ser retirados de la cavidad oral, presentan corrosión; en contraposición, se formuló que no presentan corrosión ni cambios en su superficie que alteren su composición.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó una investigación observacional, laboratorial y transversal. La variable dependiente corrosión se definió como el deterioro de un material a consecuencia de un ataque electroquímico por parte de su entorno y se registró como presente o ausente en la superficie del microimplante (variable cualitativa nominal). La distorsión en la punta, definida como la deformación o fractura de la punta del mini tornillo, se registró del mismo modo. Como variables independientes se consideraron el tiempo de tracción, período transcurrido desde la inserción del mini implante hasta su retiro al obtenerse el resultado esperado, categorizado en menos de 8 meses, entre 8 y 12 meses y entre 12 y 18 meses (cuantitativa discreta); y la fuerza de tracción, cantidad de fuerza aplicada al mini implante para la biomecánica realizada, categorizada en menos de 100 grF, entre 100 y 150 grF y entre 150 y 200 grF (cuantitativa discreta).

Se empleó una muestra por conveniencia de pacientes con tratamiento de ortodoncia atendidos en la clínica de posgrados de odontología de la Universidad San Francisco de Quito que hubieran usado mini implantes durante el tratamiento. La muestra estuvo constituida por 26 mini

ISSN: 3091-2008
Edición Especial:
Vol. 4 Num. 10, PP 312-324
DOI:
https://doi.org/10.56519/sx194m12

implantes: 20 retirados de pacientes de ortodoncia (grupo experimental o de pacientes); 4 mini implantes nuevos del grupo control, colocados en hueso de cerdo (referido en la definición de la muestra como hueso artificial), saliva artificial y horno a 37 °C; y 2 mini implantes nuevos como control negativo. Los criterios de inclusión fueron: mini tornillos retirados de tratamientos de ortodoncia que hubieran cumplido una carga de tracción entre 150 y 300 gr de fuerza, que hubieran permanecido en boca entre 2 y 18 meses, de marca Morelli y de titanio o de acero. Se excluyeron los mini tornillos fallidos que perdieron su inserción.

Los mini implantes del grupo experimental fueron retirados por los residentes de posgrado de ortodoncia de la Universidad San Francisco de Quito, una vez cumplido su ciclo activo para los movimientos dentales; se sumergieron en agua destilada, que no altera la superficie, y se entregaron al investigador principal, quien los almacenó en tubos de ensayo. Los 4 mini tornillos del grupo control se colocaron en hueso de cerdo con saliva artificial y se sometieron a calor en un horno a 37 °C durante 30 días, con una fuerza de tracción de 150 grF. Las muestras del grupo negativo, mini implantes nuevos, se retiraron de su empaque estéril. Las muestras de los grupos experimental y control se lavaron con agua destilada tras su retiro.

Las muestras de los tres grupos se adhirieron con cinta de carbono a la platina del microscopio electrónico de barrido, con una codificación diferente para cada una, para su detección y análisis bajo SEM. En cada zona del mini implante (cuello, cuerpo y punta) se tomaron dos imágenes, una con aumento x100 y otra con x500, y se seleccionaron las que durante la exploración presentaron irregularidades o diferentes contrastes de tonalidades. Además, cada zona de estudio tuvo una lectura mediante espectroscopía de dispersión de energía (EDS), que detectó los elementos químicos presentes y arrojó sus valores en porcentaje de masa. Se registraron el número de muestra, el grupo, el porcentaje de 16 elementos (C, O, Al, Si, Ti, Zn, Na, Ca, Cr, Mn, Fe, Ni, Mo, P, S y V), el tiempo y la fuerza de tracción y el material.

El proceso comprendió la recolección de los mini implantes (5 meses), su observación en el microscopio electrónico de barrido para corroborar la existencia o no de corrosión y de distorsión en la punta (2 meses) y la toma de datos de los tres grupos para su comparación (1 mes). Una vez analizadas, las muestras no se almacenaron para futuras investigaciones y se desecharon en el contenedor de desechos cortopunzantes del área de ortodoncia.

La información de la composición elemental obtenida por SEM, de las fuerzas de desalojo y de las observaciones cualitativas de cada implante se registró en fichas de datos, a partir de las cuales se diseñó una tabla de vaciado en Microsoft Excel 2021. Tras su revisión, codificación y depuración, se exportó como base de datos al programa SPSS, IBM v. 26 en español. La normalidad se evaluó con la prueba de Kolmogorov-Smirnov y, al no cumplirse este supuesto, se emplearon pruebas no paramétricas (U de Mann-Whitney) para la comparación entre grupos; además, se calcularon coeficientes de correlación de Pearson entre las variables.

https://politecnicadelaciencia.com/
ISSN: 3091-2008
Edición Especial:
Vol. 4 Num. 10, PP 312-324
DOI:
https://doi.org/10.56519/sx194m12

En cuanto a los aspectos éticos, los participantes no obtuvieron beneficios, pues la información sobre el tiempo de permanencia de los mini tornillos se entregó de forma anonimizada y la publicación de los resultados garantizó la confidencialidad de los pacientes; el riesgo fue nulo, ya que no aportaron datos personales.

RESULTADOS

Se analizaron 26 mini implantes: 17 (65,4 %) de titanio y 9 (34,6 %) de acero; 20 (76,9 %) correspondieron al grupo de pacientes, 4 (15,4 %) al grupo control y 2 (7,7 %) al grupo nuevo (control negativo). Cada implante se analizó en sus tres tercios funcionales (punta, cuerpo y cuello), lo que generó 78 mediciones, 26 por zona (33,3 % cada una). El grupo de pacientes incluyó 14 implantes de titanio (82,4 % de los de titanio) y 6 de acero (66,7 % de los de acero); el grupo control, 2 de titanio (11,8 %) y 2 de acero (22,2 %); y el grupo nuevo, 1 de titanio (5,9 %) y 1 de acero (11,1 %) (Tabla 1).

Tabla 1. Organización de los grupos según el material. Valores expresados como f (%).

Material	Paciente	Control	Nuevo	Total
Titanio	14 (82,4)	2 (11,8)	1 (5,9)	17 (100)
Acero	6 (66,7)	2 (22,2)	1 (11,1)	9 (100)
Total	20 (76,9)	4 (15,4)	2 (7,7)	26 (100)

Fuente: *datos del artículo de investigación original.*

El tiempo transcurrido entre la colocación del implante y su análisis se expresó en meses, donde 0 indica implantes nuevos. Lo más frecuente fue el análisis de implantes entre 3 y 5 meses, con 4 (15,4 %), 5 (19,2 %) y 4 (15,4 %) implantes, respectivamente; la distribución completa se muestra en la Tabla 2.

Tabla 2. Tiempo transcurrido entre la colocación y el análisis del implante (meses).

Tiempo (meses)	0	1	3	4	5	6	7	8	Total
f (%)	2 (7,7)	3 (11,5)	4 (15,4)	5 (19,2)	4 (15,4)	3 (11,5)	4 (15,4)	1 (3,8)	26 (100)

Fuente: *datos del artículo de investigación original.*

La carga máxima soportada, expresada en gramos fuerza (gF), no cumplió el criterio de normalidad según la prueba de Kolmogorov-Smirnov ($p<0,001$), por lo que se empleó la prueba U de Mann-Whitney. En los implantes de titanio, la carga fue de 153,2 gF (DE 5) en el grupo de pacientes y de 150 gF (DE 0) en el control, sin diferencia significativa entre los grupos ($p=0,93$). En los implantes de acero, el grupo de pacientes soportó 192,5 gF (DE 16) frente a 150 gF (DE 0) del grupo control, con una diferencia significativa ($p=0,041$). Además, se verificó que el acero presentó mejor resistencia que el titanio ($p=0,03$) (Tabla 3).

https://politecnicadelaciencia.com/
ISSN: 3091-2008
Edición Especial:
Vol. 4 Num. 10, PP 312-324
DOI:
https://doi.org/10.56519/sx194m12

Tabla 3. Carga máxima soportada por el implante (gF), según material y grupo. Media (DE).

Material	Grupo	Media (DE)
Titanio	Paciente	153,2 (5)
	Control	150 (0)
	Total	143,8 (37,4)
Acero	Paciente	192,5 (16)
	Control	150 (0)
	Total	161,7 (64,6)

Fuente: *datos del artículo de investigación original.*

Como indicador de corrosión se realizó el análisis químico de los elementos. Algunos presentaron una composición porcentual importante y otros una composición muy baja, incluso nula en la mayoría de los implantes, por lo que se efectuó en primer lugar un análisis general para identificar los elementos de mayor importancia (Tabla 4). Los elementos con mayor porcentaje fueron titanio (39,08 %), carbono (21,17 %), hierro (12,42 %), oxígeno (10,62 %) y aluminio (7,16 %). Se evaluó la normalidad de C, O, Al, Ti, Cr, Fe y Ni y de la fuerza (n=78; medias de 21,17; 10,62; 7,16; 39,08; 2,72; 12,42; 2,50 y 150,0, respectivamente). Ninguna de las variables cumplió el supuesto de normalidad ($p<0,05$), por lo que la estadística inferencial se orientó hacia pruebas no paramétricas.

Tabla 4. Composición porcentual general de los mini implantes (% en masa).

Elemento	Símbolo	Composición	Elemento	Símbolo	Composición
Carbono	C	21,17	Cromo	Cr	2,72
Oxígeno	O	10,62	Manganeso	Mn	0,26
Aluminio	Al	7,16	Hierro	Fe	12,42
Silicio	Si	0,29	Níquel	Ni	2,50
Titanio	Ti	39,08	Molibdeno	Mo	0,50
Cinc	Zn	0,02	Fósforo	P	0,02
Sodio	Na	0,11	Azufre	S	0,01
Calcio	Ca	0,16	Vanadio	V	0,41

Total: 100,00 %.

Fuente: *datos del artículo de investigación original.*

En los mini implantes de titanio, los valores más importantes correspondieron a carbono, oxígeno, aluminio y, de manera muy especial, titanio (Tabla 5). La cantidad de oxígeno fue mayor en el grupo control en la punta, con diferencias significativas ($p<0,05$) respecto de su composición en el cuerpo y el cuello, siendo esta última la más baja. Los valores de oxígeno en el grupo de pacientes fueron similares a los del grupo control en la punta (sin diferencia significativa; $p=0,61$) y disminuyeron hacia el cuerpo y el cuello, sin que existieran diferencias significativas. En términos descriptivos, el oxígeno promedio total fue de 13,4 % (DE 7,4) en pacientes, 12,5 % (DE 4,2) en el

https://politecnicadelaciencia.com/
ISSN: 3091-2008
Edición Especial:
Vol. 4 Num. 10, PP 312-324
DOI:
https://doi.org/10.56519/sx194m12

grupo control y 3,2 % (DE 5,6) en los implantes nuevos, que presentaron 0 % de oxígeno en el cuerpo y el cuello; asimismo, el carbono en la punta de los implantes de pacientes (34,7 %) superó al del cuerpo (7,3 %) y al del cuello (8,5 %).

Tabla 5. Composición porcentual de los mini implantes de titanio, según grupo y sección. Media (DE).

Grupo	Sección	C	O	Al	Ti
Paciente	Punta	34,7 (14,7)	16,1 (6,7)	12,6 (15,2)	33,3 (6,3)
	Cuerpo	7,3 (3,7)	12,5 (2,3)	6,9 (0,8)	71,5 (7,4)
	Cuello	8,5 (9,7)	11,6 (10,5)	4,6 (1,5)	71,3 (19,6)
	Total	16,8 (16,3)	13,4 (7,4)	8 (9,2)	58,7 (22)
Control	Punta	36,2 (0)	17,4 (0)	3,8 (0)	42,4 (0)
	Cuerpo	16,4 (0)	12 (0)	3,9 (0)	66,9 (0)
	Cuello	4,8 (0)	8,1 (0)	4,8 (0)	77,9 (0)
	Total	19,1 (14,2)	12,5 (4,2)	4,2 (0,5)	62,4 (16,3)
Nuevo	Punta	48 (0)	9,6 (0)	4 (0)	38,4 (0)
	Cuerpo	3 (0)	0 (0)	6,8 (0)	85,9 (0)
	Cuello	8,1 (0)	0 (0)	6,5 (0)	84,7 (0)
	Total	19,7 (24,6)	3,2 (5,6)	5,8 (1,6)	69,6 (27,1)

Fuente: *datos del artículo de investigación original.*

En los implantes de acero no se reportó titanio, y fueron importantes los valores de hierro y, especialmente, de níquel (Tabla 6). La cantidad de oxígeno fue más baja que en los implantes de titanio. En el grupo control, el oxígeno fue prácticamente similar en las tres secciones, sin diferencias significativas ($p>0,05$), mientras que en el grupo experimental disminuyó en el cuerpo (4,8 %) y volvió a aumentar en el cuello (6,3 %), con diferencias significativas ($p<0,05$). Los valores promedio totales de oxígeno fueron de 6,7 % (DE 3,3) en pacientes, 8,6 % (DE 0,8) en el grupo control y 3 % (DE 4) en los implantes nuevos, menores en todos los casos que los de sus pares de titanio.

Tabla 6. Composición porcentual de los mini implantes de acero, según grupo y sección. Media (DE).

Grupo	Sección	C	O	Al	Fe	Ni
Paciente	Punta	38,2 (17,6)	9 (1,2)	16,1 (14,5)	2,8 (3,1)	23,4 (6,1)
	Cuerpo	22,5 (10,6)	4,8 (3,4)	0,5 (0,2)	12,5 (2,3)	41,2 (8,1)
	Cuello	20,6 (14,4)	6,3 (3,6)	0,1 (0,1)	7,4 (2,8)	41,7 (11,9)
	Total	27,1 (15,9)	6,7 (3,3)	5,6 (11)	7,6 (4,8)	35,4 (12,2)
Control	Punta	24,4 (0)	8,2 (0)	36,2 (0)	0 (0)	29,9 (0)
	Cuerpo	34,4 (0)	8 (0)	0,3 (0)	10,5 (0)	34,9 (0)
	Cuello	35,7 (0)	9,7 (0)	0,2 (0)	9,9 (0)	32,9 (0)
	Total	31,5 (5,5)	8,6 (0,8)	12,2 (18,5)	6,8 (5,3)	32,6 (2,3)
Nuevo	Punta	63 (0)	7,6 (0)	1,7 (0)	6,7 (0)	20,8 (0)
	Cuerpo	15 (0)	1,1 (0)	2,2 (0)	16,1 (0)	53,2 (0)
	Cuello	9,1 (0)	0,2 (0)	1,8 (0)	6,4 (0)	55,6 (0)
	Total	29 (29,6)	3 (4)	1,9 (0,3)	9,7 (5,5)	43,2 (19,4)

https://politecnicadelaciencia.com/
ISSN: 3091-2008
Edición Especial:
Vol. 4 Num. 10, PP 312-324
DOI:
https://doi.org/10.56519/sx194m12

Fuente: *datos del artículo de investigación original.*

Al correlacionar la fuerza, el tiempo y la cantidad de oxígeno (Tabla 7), no se obtuvieron coeficientes de correlación altos, aunque varios resultaron significativos (p<0,05): a mayor nivel de oxígeno, menor nivel de hierro (r=−0,480; p<0,001); a mayor tiempo de permanencia del implante, mayor cantidad de oxígeno (r=0,278; p=0,014) y menor cantidad de hierro (r=−0,382; p=0,001); y a mayor tiempo, mayor fuerza (r=0,444; p<0,001). También se observó una asociación positiva entre carbono y oxígeno (r=0,457; p<0,001). La fuerza no mostró correlación significativa con el oxígeno (r=0,180; p=0,115), el carbono (r=0,025; p=0,830) ni el hierro (r=0,104; p=0,364).

Tabla 7. Correlación de Pearson entre las variables (r y significación bilateral).

	C	O	Fe	Tiempo	Fuerza
C	1	0,457**	0,117	−0,152	0,025
		p<0,001	p=0,308	p=0,185	p=0,830
O	0,457**	1	−0,480**	0,278*	0,180
	p<0,001		p<0,001	p=0,014	p=0,115
Fe	0,117	−0,480**	1	−0,382**	0,104
	p=0,308	p<0,001		p=0,001	p=0,364
Tiempo	−0,152	0,278*	−0,382**	1	0,444**
	p=0,185	p=0,014	p=0,001		p<0,001
Fuerza	0,025	0,180	0,104	0,444**	1
	p=0,830	p=0,115	p=0,364	p<0,001	

*** La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral); * significativa en el nivel 0,05 (bilateral). Fuente: datos del artículo de investigación original.*

Respecto de la distorsión de la punta, el cambio en la morfología de la punta de los mini implantes, tanto de titanio como de acero, recuperados del grupo de pacientes y del grupo control fue evidente en todas las muestras y se evaluó mediante imágenes obtenidas con SEM, en tomas de x100 y x500, comparando mini implantes nuevos y usados. Adicionalmente, se identificaron alteraciones en las roscas de corte de los mini implantes, con grietas en las roscas de los recuperados de pacientes. La deformación de la punta fue mayor en los mini implantes de titanio que en los de acero.

En relación con los objetivos específicos, el análisis químico mediante EDS evidenció corrosión en la superficie de los mini implantes recuperados de pacientes y del grupo control, indicada por la presencia de oxígeno y su incremento en la punta de los mini implantes de titanio respecto del cuerpo y el cuello; en los de acero, el oxígeno se registró tanto en la punta como en el cuello. Los mini implantes de titanio mostraron mayor corrosión que los de acero, mientras que los mini tornillos nuevos presentaron superficies lisas y los menores porcentajes de oxígeno (3,2 % en titanio y 3 % en acero). La distorsión de la punta se observó en todos los mini implantes recuperados. En cuanto a la relación con las variables de tracción, el tiempo se asoció directamente con la cantidad de oxígeno y con la fuerza, en tanto que la fuerza no se correlacionó de forma directa con el oxígeno.

https://politecnicadelaciencia.com/
ISSN: 3091-2008
Edición Especial:
Vol. 4 Num. 10, PP 312-324
DOI:
https://doi.org/10.56519/sx194m12

DISCUSIÓN

Los mini implantes proporcionan anclaje para el movimiento dental, por lo que lograr su estabilidad y mantenerla durante el tratamiento es indispensable; el módulo elástico, la resistencia y la biocompatibilidad son consideraciones importantes al elegir su material (1). La degradación del mini implante depende de múltiples factores, entre ellos la composición química, la morfología de la superficie, el biofilm, el pH del entorno oral y la higiene bucal (15). La corrosión puede ocasionar pérdida de espesor, perforaciones y alteraciones en zonas de concentración de tensiones, con disminución de la resistencia mecánica, mayor liberación de iones metálicos y mayor riesgo de fractura (16), y constituye una de las razones del fracaso de los implantes, pues las cargas cíclicas y las altas tensiones en un entorno agresivo favorecen la falla por fatiga (17).

El titanio es el material más utilizado en implantología por su biocompatibilidad, su alta resistencia a la corrosión en fluidos corporales y su bajo módulo elástico, atribuida a una película de óxido muy estable, continua y adherente; no obstante, los mini implantes son más pequeños que los implantes convencionales y deben soportar altas cargas, por lo que se recurre a la aleación Ti-6Al-4V, aunque la resistencia a la corrosión disminuye cuando se utiliza aleación, favoreciendo la liberación de iones metálicos (17). A pesar de esta evidencia, en el presente estudio se encontró corrosión en los mini implantes de titanio, determinada por la presencia de oxígeno y su incremento en la punta respecto del cuerpo y el cuello; los de acero también presentaron oxígeno, indicativo de corrosión, en la punta y el cuello, aunque los de titanio mostraron mayor corrosión que los de acero. Estos hallazgos son concordantes con la hipótesis H1.

Para Safiya y Manjunath, el níquel está presente en el acero inoxidable en una concentración del 10 al 14 % y se le atribuyen acciones cancerígenas, mutagénicas, citotóxicas y alergénicas (17); en este estudio, los mini implantes de acero presentaron un porcentaje significativo de níquel y valores de hierro. En cuanto a la composición elemental, Ioana y colaboradores identificaron, además de los elementos principales, trazas de Fe, S y Ca en mini implantes usados, mientras que en los de titanio de este estudio los elementos principales fueron C, Fe, O y Al (15). Chooryung y colaboradores señalan que en el grupo control solo se detectaron Ti, O y Al, mientras que en los recuperados de pacientes aparecieron también C, Ca y P, probablemente provenientes del tejido óseo y de la sangre; la liberación de elementos podría alterar el proceso inflamatorio (1,15).

En el estudio de Ioana y colaboradores se observaron superficies de corrosión en todas las muestras, independientemente del período de uso, y las zonas expuestas en la cavidad bucal fueron las más afectadas (15); en el presente estudio, las zonas con más corrosión fueron la punta en los mini implantes de titanio y, con igual concentración, el cuello y la punta en los de acero. Otmacic y colaboradores hallaron que los implantes de aleación de titanio tienen una resistencia significativamente mayor a la corrosión general y localizada, y que los productos de higiene bucal influyen en la estabilidad frente a la corrosión (18). A diferencia de lo observado aquí en el grupo control, Celha y colaboradores no evidenciaron corrosión en su estudio in vitro con saliva artificial de pH 6,76 durante 30 a 60 días, con superficies lisas en lecturas SEM a 35x y 1000x (19). Talwar

ISSN: 3091-2008
Edición Especial:
Vol. 4 Num. 10, PP 312-324
DOI:
https://doi.org/10.56519/sx194m12

y Bhat demostraron que los microimplantes nuevos de acero y de titanio poseen una superficie lisa, sin corrosión ni deformación, lo que se corrobora en este estudio, donde los mini tornillos nuevos se mostraron lisos y los recuperados de pacientes presentaron cambios en la morfología de la punta y grietas en las roscas (20).

La deformación de la punta puede interferir con la eficiencia de la autoperforación cuando se requiere reubicar el mini tornillo: Chooryung y colaboradores observaron en los recuperados una disminución de la capacidad de corte por la deformación de la punta, además de contaminación superficial (1). En la presente investigación se encontró distorsión en la punta de todos los mini implantes recuperados, con mayor deformación en los de titanio que en los de acero, lo que se relaciona con la mayor resistencia del acero, aunque este también mostró cambios morfológicos. Se requieren más investigaciones para obtener conclusiones precisas basadas en la mejor evidencia científica; dado que la aleación Ti6Al4V incluye aluminio y vanadio, que mejoran las propiedades mecánicas pero pueden implicar citotoxicidad y reacciones tisulares adversas por liberación de iones, se recomienda una investigación específica sobre este aspecto.

CONCLUSIONES

Los mini tornillos recuperados después de la inserción primaria presentaron contaminación de la superficie por la presencia de oxígeno, lo que indica corrosión y pérdida de porcentaje de la masa del mini implante. Esta alteración se observó tanto en los implantes retirados de pacientes como en los del grupo control, con mayor presencia de oxígeno en la punta de los de titanio y en la punta y el cuello de los de acero, y los de titanio mostraron mayor corrosión que los de acero. El tiempo de tracción influyó en la alteración de la superficie de los mini tornillos recuperados de pacientes de ortodoncia, con una relación directa con el aumento de oxígeno ($r=0,278$; $p=0,014$).

Los mini tornillos recuperados mostraron deformación de la estructura de la punta, evidenciada mediante imágenes SEM, con la consiguiente disminución de la capacidad de corte, más marcada en los de titanio que en los de acero. Los mini tornillos que tuvieron mayor fuerza aplicada en un período más largo de tiempo mostraron mayores cambios de forma y presencia de corrosión; en el análisis de correlación, la fuerza se asoció significativamente con el tiempo ($r=0,444$; $p<0,001$), aunque no de forma directa con el oxígeno ($r=0,180$; $p=0,115$).

No se recomienda la reutilización de los mini tornillos recuperados debido a sus deficiencias biomecánicas y biológicas y a la futura pérdida de estabilidad primaria dada por la deformación morfológica de sus puntas. En conjunto, los resultados concuerdan con la hipótesis de investigación H1 y responden al objetivo general y a los objetivos específicos planteados: examinar la corrosión, observar la distorsión de la punta y considerar su relación con el tiempo y la fuerza de tracción.

ISSN: 3091-2008
Edición Especial:
Vol. 4 Num. 10, PP 312-324
DOI:
https://doi.org/10.56519/sx194m12

AGRADECIMIENTOS (OPCIONAL)

El artículo de investigación fuente no contiene información para este apartado; por lo tanto, no se consigna contenido.

DECLARACIÓN DE INTERÉS (OPCIONAL)

El artículo de investigación fuente no contiene información para este apartado; por lo tanto, no se consigna contenido.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Chooryung J, Kill-Young J, Yoon J. Características biomecánicas y pautas de reinserción para minitornillos de ortodoncia recuperados. Angle Orthodontist. 2014;84(5):878-888.
2. Aslam A, Ebrahim A-A. Miniscrews for orthodontic anchorage: a review of available systems. Journal of Orthodontics. 2018;45(2):102-114.
3. Gil L, Maestre V, Herrera A, Rebolledo M. Factores que inciden sobre el éxito y/o fracaso de mini-implantes en ortodoncia: una revisión sistemática exploratoria. Duazary. 2022:229-242.
4. Gutierrez P, Hernández R, Perea MA. Microtornillos: Una revisión. Avances en Periodoncia e Implantología Oral. 2014;26(1).
5. Ochoa J, Peralta P, Rojas M, Rouillon J. Estabilidad de microtornillos en ortodoncia. Revista Ecuatoriana de Ciencia, Tecnología e Innovación en Salud Pública. 2022:54-59.
6. Cornelis M, De Clerck H, Tulloch C. Systematic review of the experimental use of temporary skeletal anchorage devices in orthodontics Author links open overlay panel. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2007:S52-S58.
7. Mystkowska J, Niemirowicz K, Lysik D, Tokajuk G. The Role of Oral Cavity Biofilm on Metallic Biomaterial Surface Destruction–Corrosion and Friction Aspects. International Journal of Molecular Sciences. 2018:1-18.
8. Knutson K, Berzins D. Corrosion of orthodontic temporary anchorage devices. European Journal of Orthodontics. 2013;35:500-506.
9. Salazar J. Introducción al fenómeno de corrosión: tipos, factores que influyen y control para la protección de materiales (Nota técnica). Tecnología en Marcha. 2015:127-136.
10. Gomes F, Da Silva A, Dal Paz J. Influência Da Corrosão Na Resistência À Fratura de Mini-Implantes Ortodônticos De Titânio E Aço Inoxidável: Uma Revisão Da Literatura. Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences. 2023:31-47.
11. Pradnya P, Om Prakash K, Ritu D, Taposh K, Dinesh K. Surface deterioration and elemental composition of retrieved orthodontic miniscrews. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2015:88-100.

ISSN: 3091-2008
Edición Especial:
Vol. 4 Num. 10, PP 312-324
DOI:
https://doi.org/10.56519/sx194m12

12. Hernández A, Ventura J, Christoph R. Aplicaciones de la Microscopia Electrónica de Barrido y Análisis Elemental de componentes electrónicos y apoyo a la investigación científica en El Salvador. Nanotecnia. Instituto de Ciencia Tecnología e Innovación. 2019.
13. Kang K, Echarri J, Llorente C. Servicio De Microscopía Electrónica De Barrido Y Microanálisis Del Limf – Facultad de Ingeniería. Segundas Jornadas de Investigación y Transferencia UNLP. 2013.
14. Meneses A, Laquihuacanaco G. Corrosión en los mini-implantes de ortodoncia: una revisión de la literatura. Revista Estomatológica Herediana. 2022.
15. Ioana T, Boeru F, Antoniac L. Surface Analysis of Orthodontic Mini-Implants after Their Clinical Use. Journal of Functional Biomaterials. 2024:1-12.
16. Laquihuanaco GM, Meneses A, Yileng L. Corrosión en los mini-implantes de ortodoncia: una revisión de la literatura. Revista Estomatológica Herediana. 2022:279-286.
17. Safiya S, Manjunath G. Mini-Implant Materials: An Overview. IOSR Journal of Dental and Medical Sciences. 2013:15-20.
18. Otmacic H, Ivanko M, Kamenar E. Corrosion of Dental Alloys Used for Mini Implants in Simulated Oral Environment. International Journal of Electrochemical Science. 2021.
19. Celha C, Segurado M, Dias F. Evaluation of citotoxicity and corrosion resistance of orthodontic mini implants. Dental Press Journal of Orthodontics. 2016.
20. Talwar A, Bhat S. A Comparative Evaluation of Surface and Elemental Changes in Stainless Steel and Titanium Orthodontic Mini-screw Implants: A Multi-arm Randomized Control Trial. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 2024.
21. Santos M, Santiago A, Liparini P. Análise do processo de corrosão na falha clínica de mini-implantes ortodônticos. Revista Odontológica UNESP. 2018:376-382.
22. Morelli. Catálogo Morelli. 2022.