



Investigación original

Análisis de la morfología superficial de mini implantes ortodóncicos mediante microscopía electrónica de barrido y espectroscopía de rayos X de energía dispersiva

Sayra Nayelli Velázquez-Serrano¹, Ricardo Medellín-Fuentes²,
Jesús Ángel Arenas-Alatorre³, Ana Wintergerst⁴,
Jacqueline Adelina Rodríguez-Chávez⁵, Abigail Flores-Ledesma⁶

1. Posgrado de Ortodoncia División de Estudios de Posgrado e Investigación, Facultad de Odontología, Universidad Nacional Autónoma de México.
2. Coordinador de Posgrado de Ortodoncia División de Estudios de Posgrado e Investigación, Facultad de Odontología, Universidad Nacional Autónoma de México.
3. Laboratorio de Microscopia, Instituto de Física, Universidad Nacional Autónoma de México.
4. División de Estudios de Posgrado e Investigación, Facultad de Odontología, Universidad Nacional Autónoma de México.
5. Instituto de Investigación en Odontología. Departamento de Clínicas Odontológicas integrales. Universidad de Guadalajara.
6. Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México.

Autor correspondiente:

Abigail Flores-Ledesma

E-mail: abigail.flores@correo.buap.mx

ORCID <http://orcid.org/0000-0002-8136-4820>

Recibido: abril 2022

Aceptado: junio 2023

Citar como:

Velázquez-Serrano SN, Medellín Fuentes R, Arenas-Alatorre JA, Wintergerst A, Rodríguez-Chávez JA, Flores-Ledesma A. Analysis of the Superficial Morphology of Orthodontic Miniimplants Using Scanning Electron Microscopy and Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy. [Análisis de la morfología superficial de miniimplantes ortodóncicos mediante microscopía electrónica de barrido y espectroscopía de rayos X de energía dispersiva]. *Rev Odont Mex.* 2023; 27(2): 12-22. DOI: 10.22201/fo.1870199xp.2023.27.2.82499

Resumen

Introducción: Los mini implantes han simplificado los movimientos biomecánicos durante el tratamiento de ortodoncia. La rugosidad, la morfología de la superficie y las características individuales están relacionadas con la resistencia a la extracción y la estabilidad primaria de los mini implantes durante el movimiento dental. **Objetivo:** Evaluar la morfología de la superficie y la composición química elemental de cuatro marcas de mini implantes mediante microscopía electrónica de barrido (MEB) y espectroscopía de rayos X de energía dispersiva (EDS). **Materiales y métodos:** Cuatro mini implantes disponibles comercialmente en México (n=5 de cada uno): M.O.S.A.S. (Dewimed®), Implant quick (Borgatta), Vector TAS (Ormco™) y OrthoEasy (Forestadent®) fueron evaluados. La morfología de la superficie se evaluó mediante MEB (JEOL 5600LV, Japón) con electrones secundarios en modo de alto vacío (20 keV). Se realizaron análisis EDS con 45 lecturas por grupo. **Resultados:** Las marcas analizadas presentaron zonas pulidas homogéneas, con pocas marcas de los procesos de fabricación. OrthoEasy presenta la conicidad más baja con 0,02°, seguida de Implant quick y Vector TAS con 0,04°. El elemento principal en todas las marcas fue el titanio con un 84,3-82,8%, el contenido de aluminio se situó entre el 11,3-12,8% y el de vanadio entre el 4,3-4,4% (ANOVA, p>0,05). **Discusión:** El porcentaje de aluminio es superior al 5,5-6,5% establecido en la Norma ASTM F-136-08, no es un elemento común en el cuerpo humano. **Conclusiones:** Las principales diferencias en la morfología del mini implante son la rosca y la forma de la punta. La composición química elemental es homogénea, pero el contenido de aluminio es superior al especificado por la norma F-136-08 ASTM

Palabras clave: Mini implantes, MEB, composición química elemental, morfología superficial.

INTRODUCCIÓN

El uso de mini implantes en ortodoncia ha simplificado la biomecánica. Los mini implantes o mini-implantes son dispositivos temporales que facilitan muchos movimientos ortodóncicos y evitan movimientos dentales secundarios o indeseables, producidos normalmente durante el tratamiento ortodóncico convencional. Desde la introducción de los mini implantes, el uso de dispositivos de anclaje intraorales (arco lingual, barra transpalatina, botón de Nance) y extraorales (máscara facial o arco extraoral) ha sido menos frecuente. Los mini implantes son útiles cuando el anclaje dental es deficiente en calidad y cantidad; estas ayudas de anclaje temporal reducen los movimientos dentales indeseables y permiten un anclaje óseo estable¹. Sus indicaciones han aumentado: distalización o mesialización molar², intrusión o extrusión de dientes anteriores y posteriores³ o para anclar molares o grupos de dientes⁴. La longitud y el diámetro del mini implante son consideraciones importantes en función de la zona donde vayan a colocarse: paladar, mandíbula, zona retromolar o interradicular⁵ de forma que se asegure la retención mecánica⁶.

Los mini implantes están expuestos a un entorno de alta humedad, así como a cambios químicos y térmicos; por lo tanto, podrían sufrir corrosión^{7,8}. Además, la liberación de iones puede inducir efectos fisiológicos adversos como carcinogenicidad e hipersensibilidad⁹. Las aleaciones dentales no deben presentar toxicidad y deben ser biocompatibles, con propiedades mecánicas adecuadas capaces de resistir el estrés y la tensión. Así pues, los mini implantes dentales suelen estar fabricados con titanio de grado 5 o acero inoxidable¹⁰. Ti6Al4V es la aleación más

comúnmente utilizada para mini implantes, tiene una microestructura bifásica, una fase α , y una fase β que deben equilibrarse^{11,12}.

Los mini implantes están disponibles en diferentes longitudes, diámetros y puntas. Estas características mejoran la retención mecánica evitando el desplazamiento prematuro ya que estarán en la cavidad oral aproximadamente entre 4.6 y 11 meses². Después de este período, deben ser retirados fácilmente por lo que no debe haber osteointegración contrariamente a lo que se necesita para los implantes de rehabilitación. Considerando la gran variedad de características y precios de los mini implantes disponibles en el mercado, se hace difícil para el clínico elegir el mini implante más adecuado para cada caso, por lo que este estudio tuvo como objetivo describir las características morfológicas como conicidad, roscas, profundidad de rosca de flanco, punta y la composición química elemental mediante microscopía electrónica de barrido (MEB) y espectroscopía de dispersión de energía (EDS) de cuatro marcas de mini implantes dentales disponibles comercialmente en México.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se evaluaron cuatro tipos de mini implantes: M.O.S.A.S. Schrauben (DEWIMED®), Implant quick (Borgatta), Vector TAS (Ormco™) y OrthoEasy (Forestadent®). Las características de los fabricantes se especifican en la Tabla 1. Cinco muestras de cada marca (n=5) fueron limpiadas por ultrasonido (Branson 2510R MTH 2001, EE.UU.) durante 15 minutos a temperatura ambiente y 40Hz y sumergidas en acetona, ya que es recomendada para la limpieza de productos de acero inoxidable por ser no reactiva y servir como agente limpiador y desengrasante¹³. Después, los mini implantes fueron esterilizados en autoclave (Cristófoli Vitale 21, Brasil) a 134°C durante 20 minutos, los mini implantes fueron llevados inmediatamente a observación por MEB, para evitar contaminación. No se realizó ninguna prueba piloto, ya que el método de limpieza es un procedimiento estandarizado y metódico¹⁴.

La microestructura de la superficie de los mini implantes se evaluó mediante MEB (JEOL, JSM 5600-LV, Japón) realizado en modo de alto vacío con una señal de electrones secundarios a 20 kV, con 18x y 100x. Las muestras se colocaron en cinta de carbono doble para las observaciones por MEB. Se tomaron tres micrografías de cada muestra para obtener la superficie total del mini implante (18x). Las micrografías se analizaron con el programa ImageJ 1.45 (National Institutes of Health, Bethesda, MD). La barra de escala de cada imagen se utilizó para calibrar el software y obtener las mediciones: diámetro máximo y mínimo de la rosca, conicidad, paso, flanco, ángulos de rosca, número de roscas, distancia entre roscas, profundidad de la rosca, cresta y punta, como se muestra en la figura 1. El análisis químico elemental se realizó por triplicado en tres zonas: cabeza, cuello y rosca. Se realizaron nueve EDS para cada muestra, hasta completar un total de 45 EDS por grupo. Se semi-cuantificaron los porcentajes atómicos de cada elemento

Tabla 1. Especificaciones de fabricación de las cuatro marcas de mini implantes.

Nombre	Fabricación	Longitud (mm)	Diámetro (mm)	Cuello (mm)	Consejo
M.O.S.A.S. Schrauben	Dewimed®, Alemania	8.0	1.6	2.5	Autocorte y autoperforación
Implante quick	Borgatta, China	7.0	1.6	2.0	Autocorte
Vector TAS	Ormco™, EE.UU.	8.0	1.4	1.0	Autocorte y autoperforación
OrthoEasy	Forestadent®, Alemania	8.0	1.7	2.0	Autocorte y autoperforación

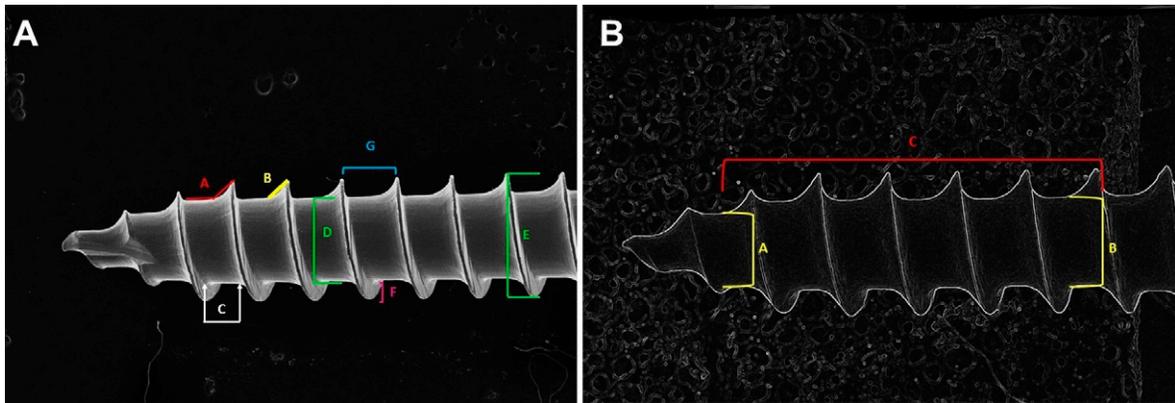


Figura 1. A- Características morfológicas evaluadas: A. Ángulo de la rosca, B. Anchura del flanco, C. Anchura de la fosa, D. Diámetro interno, E. Diámetro externo, F. Profundidad de la rosca, G. Distancia entre roscas. Aumento de 18x, la barra de escala representa 1 mm. B-La conicidad de los mini implantes se obtuvo mediante la siguiente fórmula: $(B-A)/(2 \times C)$. Aumento de 18x, la barra de escala representa 1mm.

(Ti, Al, V). Los datos se analizaron en SPSS versión 20 (Statistical Package for the Social Sciences; SPSS, Versión 20, Chicago, IL, EE.UU.). Se determinó la distribución normal con las pruebas de Shapiro Wilks ($p > 0.05$), por lo que se realizó un análisis paramétrico con ANOVA, ($CI=0.05$).

RESULTADOS

El análisis semi-cuantitativo de la composición química elemental se presenta en la Tabla 2, el elemento principal en todos los mini-implantes fue el titanio (82.8-84.3%) seguido de aluminio (11.3- 12,8%) y vanadio (4.3-4.4%) correspondiente a los tres elementos de la aleación Ti6Al4V, sin embargo, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas para estos elementos entre las marcas (ANOVA, $p > 0.05$).

En la figura 2 se muestra la morfología de la longitud total de los mini implantes. Las cabezas de m.o.s.a.s. Schrauben, Implant quick y Vector TAS presentan menos zonas de retención, ya que la zona de la cabeza es más redondeada. Los mini implantes Implant quick muestran una punta cilíndrica, mientras que los mini implantes m.o.s.a.s. Schrauben, Vector TAS y OrthoEasy presentan una punta cónica correspondiente a una punta autocortable (Figura 3). Todas las marcas presentaban una superficie lisa y homogénea en la rosca y en la zona transmucosa,

Tabla 2. Media y desviación estándar de los porcentajes de elementos de titanio, aluminio y vanadio obtenidos por EDS.

Nombre	Titanio	Aluminio	Vanadio
m.o.s.a.s. Schrauben	84.3 ± 2.6 ^a	11.3 ± 2.8 ^a	4.4 ± 0.4 ^a
Implante quick	83.4 ± 3.3 ^a	12.2 ± 3.4 ^a	4.4 ± 0.4 ^a
Vector TAS	83.3 ± 2.4 ^a	12.4 ± 2.5 ^a	4.3 ± 0.4 ^a
OrthoEasy	82.8 ± 6.8 ^a	12.8 ± 7.2 ^a	4.4 ± 0.5 ^a

No se encontró significancia estadística significativa al comparar por elementos, $n=45$. ANOVA $p > 0,05$, Las letras minúsculas se utilizan para comparar medias en la misma columna; las medias que comparten una letra superíndice no son significativamente diferentes.

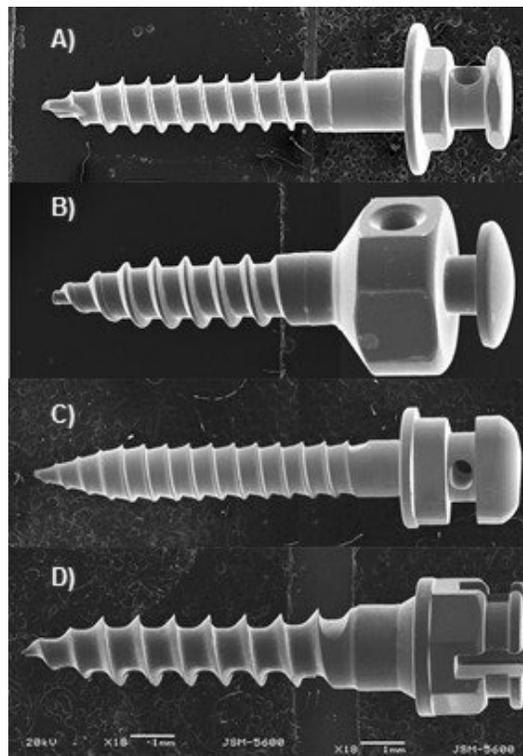


Figura 2. Longitud total de los mini implantes. A. m.o.s.a.s. Schrauben, B. Implant quick, C. Vector TAS y D. OrthoEasy, las imágenes se tomaron con un aumento de 18x, barra de escala = 1 mm.

con algunas marcas de los procesos de fabricación como poros y rayas de fresado (Figura 3). Las características morfológicas descriptivas de los mini implantes, como el diámetro máximo y mínimo de la rosca, la conicidad, la anchura del paso, la anchura del flanco, el ángulo de la rosca, el número de roscas, la distancia entre roscas, la profundidad de la rosca, la cresta y la punta, se presentan en la Tabla 3.

DISCUSIÓN

Dado que una de las principales ventajas de los mini implantes es su fácil colocación y su anclaje óseo seguro sin movimientos dentales indeseables (son dispositivos provisionales), no es necesaria la osteointegración, pero sí una buena retención mecánica. Los mini implantes están fabricados con una aleación de grado médico Ti6Al4V, que proporciona una excelente resistencia mecánica y una gran capacidad de moldeo, principalmente porque su microestructura bifásica está compuesta por una fase α (rica en Al) y una fase β (rica en V)¹⁵. El aluminio presenta una gran solubilidad en el Titanio, mejorando la resistencia a la corrosión y a la oxidación. La fase α presenta baja plasticidad y muestra propiedades mecánicas y anisotrópicas, mientras que la fase β muestra alta ductilidad y proporciona estabilizantes para reducir la temperatura necesaria para la transformación del metal de α a β , posibilitando la realización de tratamientos térmicos para aumentar su resistencia y mejorando la deformación plástica¹⁶. El módulo de Young de las aleaciones α -Ti y α + β -Ti es de 100-110GPa y es de unos 60-80 GPa para las aleaciones β -Ti, haciendo una aleación más dúctil^{11,12}; ambas fases deben estar en equilibrio para asegurar las mejores propiedades mecánicas.

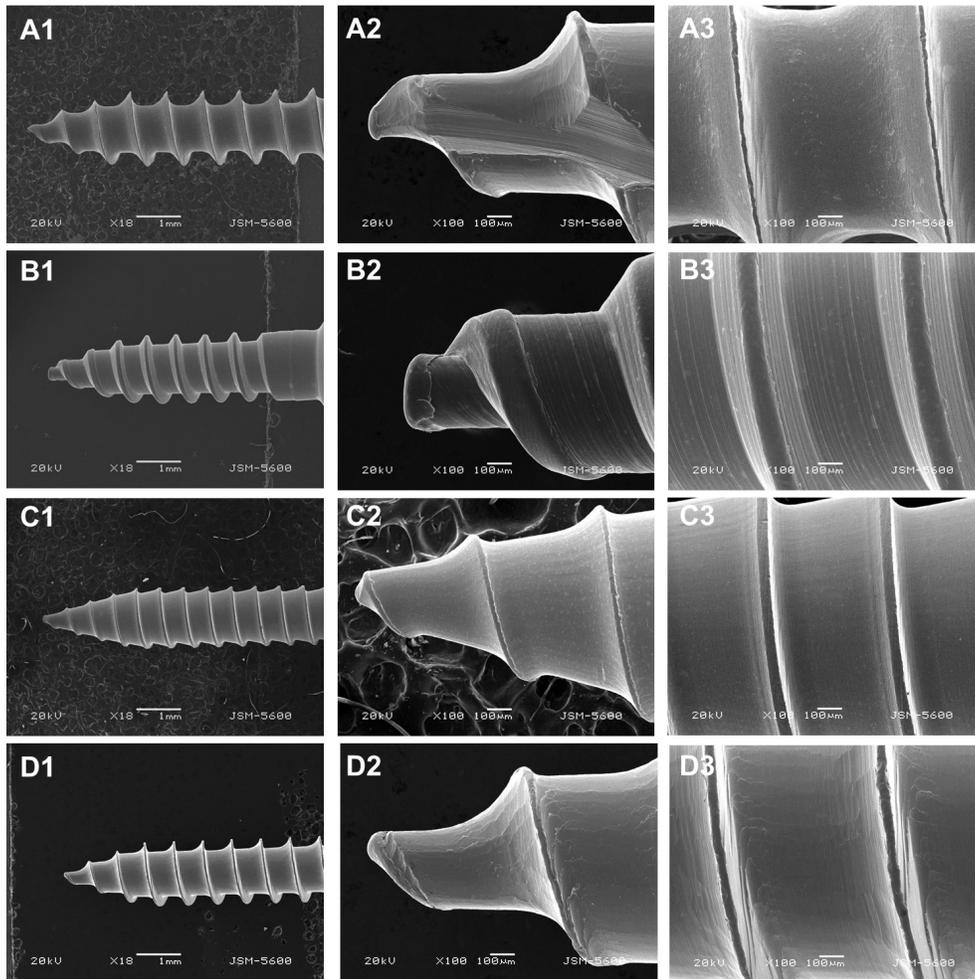


Figura 3. Imágenes MEB de los mini implantes. A. M.o.s.a.s. Schrauben, B. Implante quick, C. Vector TAS y D. OrthoEasy. La columna 1- muestra imágenes de las roscas de los mini implantes. Las imágenes se tomaron con 18 aumentos. Barra de escala = 1 mm. Columna 2- Región de la punta, aumento 100x; barra de escala =100 μm. Columna 3- Área entre roscas, imágenes tomadas a 100x. Barra de escala =100 μm.

Tabla 3. Características descriptivas lineales, angulares y morfológicas de cada grupo.

	M.O.S.A.S. Schrauben	Implante quick	Vector TAS	OrthoEasy
Diámetro máximo de la rosca (mm)	1.33	1.18	1.15	1.22
Diámetro mínimo de la rosca (mm)	0.83	0.67	0.65	0.65
Conicidad	0.04	0.06	0.04	0.02
Anchura de fosa (mm)	0.40	0.36	0.38	0.55
Anchura del flanco (mm)	0.31	0.25	0.11	0.39
Ángulo de rosca (°)	136	124	155	135
Número de hilos	10	7	13	8
Distancia entre hilos (mm)	0.66	0.67	0.55	0.8
Profundidad de las roscas (mm)	0.27	0.20	0.11	0.32
Cresta	Afilado	Redondeado	Afilado	Afilado
Punta	Cónica	Cilíndrica	Cónica	Cónica

La aleación Ti6Al4V se considera el patrón oro para uso médico, por lo que es adecuada para uso dental^{11,12,17}. Una de las mayores preocupaciones relacionadas con el Vanadio es su liberación porque se deposita en el hígado, el riñón y los pulmones¹⁸. Esta liberación podría producirse cuando el aumento de cloruro en el suero humano produce un entorno corrosivo para las aleaciones metálicas ya que el pH disminuye a 5.2 tras la implantación asociado al proceso inflamatorio; el pH se recupera a 7.4 a los 14 días¹⁹. Se han desarrollado nuevas aleaciones β -Ti^{11,20} para evitar esta liberación de Vanadio, en las que se forma una película de pasivación de óxido de Titanio en la superficie de los mini implantes que reacciona con iones óseos como $(Ca)^{2+}$ y $(PO_4)^{3-}$ ^{16,17}. En el presente estudio, el contenido de Vanadio (3.5-4.5%) coincide con el indicado en la norma ASTM F-136-08²¹ y con el indicado por Patil *et al.*²². El porcentaje de Aluminio (11.27-12.8%) en los mini implantes evaluados es superior al 5.5-6.5% establecido en la norma ASTM F-136-08²¹. El Aluminio no es un elemento común en el cuerpo humano; se ha descubierto que tiene efectos indeseables en el cuerpo humano como citotoxicidad o apoptosis²³ y se ha asociado con la enfermedad de Alzheimer²⁴. Está presente en bebidas, alimentos y cosméticos y se ha detectado en células de la mucosa de pacientes con mini implantes²⁵; pero no se han realizado estudios sobre la citotoxicidad asociada a su uso en mini implantes. Como se ha mencionado e informado previamente, no hubo diferencias en el contenido de Ti, Al y V en las distintas marcas²⁶, lo que indica que existe un excelente control de calidad en la fabricación de estos dispositivos.

Características como la anchura, la punta activa, el diámetro exterior e interior de la espiral, el número de roscas, la anchura del flanco y el cono están relacionadas con la retención y la inserción^{27,28}, sin embargo, algunos autores mencionan que la ubicación y el ángulo de colocación y la edad también podrían afectar a la biocompatibilidad, la retención y la resistencia¹². Otro factor de estabilidad, la película de pasivación sobre la superficie del mini implante¹⁶, está influenciada por la respuesta inflamatoria tras su colocación y ayuda a mejorar la resistencia a la corrosión producida por una solución electrolítica como la saliva^{22,26}. Los mini implantes han mostrado degradación de la superficie, deformación plástica y algunas roturas tras su uso clínico²⁹, pero no se ha observado corrosión después de 230 días en la cavidad oral³⁰. Por lo tanto, es importante que la parte transmucosa esté totalmente pulida para evitar la inflamación causada por la retención de placa³¹. Como se mencionó anteriormente, las cabezas de M.O.S.A.S. Schrauben, Implant quick, y Vector TAS tienen menos zonas de retención de placa ya que la zona de la cabeza es más redondeada. Se ha informado que la esterilización en seco podría tener un efecto negativo sobre las propiedades mecánicas de los mini implantes³², especialmente sobre su torque de fractura, sin embargo, otros estudios han demostrado que la esterilización con vapor no tiene ningún efecto sobre las propiedades mecánicas de los mini implantes, como el torque de inserción o la resistencia a la fractura³²⁻³⁴.

Chang *et al.*²⁷ llevaron a cabo un estudio de elementos finitos sobre la influencia del diseño de los mini implantes, descubriendo que los mini implantes con más profundidad de rosca y una conicidad menor producen más desplazamiento. Las conicidades que estudiaron fueron 0.03, 0.05, 0.07 y 0.11°, y descubrieron que la resistencia a la extracción del mini implante disminuye a medida que disminuye la conicidad. En el estudio actual, OrthoEasy muestra la conicidad más baja con 0.02°, seguido de Implant quick y Vector TAS con 0.04°. Una menor conicidad evitará la fractura en la zona de colocación al reducir el estrés ya que tienen menos contacto con el hueso; una rosca cónica disminuye la destrucción no deseada del hueso, favoreciendo su estabilidad primaria; la conicidad de los mini implantes garantiza la condensación ósea evitando la destrucción del hueso cortical causada por una inserción excéntrica³⁵. Se ha sugerido que

los mini implantes sean preferiblemente cónicos en dirección apical³⁶ ya que la fuerza de extracción aumentará si el mini implante es más cilíndrico³⁷.

En el presente estudio, los mini implantes presentan diferentes diseños y morfología superficial. La forma y la anchura de los mini implantes son fundamentales para su fijación; más roscas representan más resistencia al desplazamiento y más estabilidad primaria; en este sentido, M.O.S.A.S. Schrauben, Implant quick y OrthoEasy podrían aportar más estabilidad primaria que Vector TAS, debido a que la profundidad de la rosca es superior a 0.20 mm. La resistencia a la extracción se ve afectada con una profundidad de rosca entre 0.32 y 0.40 mm y produce una elevada tensión en la zona del cuello²⁷. La mejor resistencia al desalojo se obtiene con profundidades de 0.16 y 0.32 mm²⁷; encontramos valores en el rango de 0.11 a 0.32 mm, lo que indica una buena resistencia.

Los mini implantes con un diámetro ancho se utilizan para obtener un mayor contacto con el hueso, pero pueden provocar microfracturas del hueso y del interior de las roscas, así como la obstrucción del riego sanguíneo que podría inducir una necrosis ósea³⁸. Por otra parte, un mini implante con un diámetro interno demasiado pequeño puede fracturarse debido a la fricción con el hueso, especialmente con el hueso cortical. El diseño de la rosca puede influir en la resistencia; una rosca invertida produce más estabilidad y resistencia en comparación con las roscas redondeadas y trapezoidales. La morfología de la superficie y la rugosidad pueden proporcionar más estabilidad dentro de la cavidad oral³⁹.

La distancia entre las roscas debe ser suficiente para evitar fracturas óseas, ya que en ese caso podría perderse la retención mecánica; la distancia de las roscas entre 0.5 mm y 0.75 mm es suficiente para la estabilidad^{40,41}. En este estudio, M.O.S.A.S. Schrauben, Implant quick y Vector TAS muestran una distancia entre roscas de 0.66, 0.67 y 0.55 mm, pero en los mini implantes OrthoEasy, la distancia era de 0.8 mm y eso podría reducir la retención mecánica. Sin embargo, la anchura de la fosa medida en los cuatro mini implantes fue similar entre 0.36-0.55 mm.

Una rosca trapezoidal relacionada con los ángulos de rosca y la anchura del flanco reducidos requiere más fuerza de inserción y torsión, lo que provoca una mayor compresión tisular y aumenta el riesgo de fractura ósea²⁹. Se observó que los ángulos de rosca del M.O.S.A.S. Schrauben y OrthoEasy eran similares con 136° y 135° y anchuras de flanco de 0.31 y 0.39 mm respectivamente, mientras que el Vector TAS muestra 155° y 0.11 mm, pero el Implant quick mostró el ángulo más pequeño con 124° que según Marigo *et al.*²⁹ podría aumentar la probabilidad de fractura ósea, pero se equilibra con una anchura de flanco estrecha de 0.25 mm.

Existen dos técnicas de colocación, la primera en la que es necesaria una perforación previa para la inserción del mini implante, y la segunda en la que los mini implantes pueden insertarse sin perforación previa (autocorte). Todos los mini implantes evaluados en el presente estudio son autocortantes según el fabricante, pero el mini implante Implant quick tiene una punta más plana, lo que podría dificultar la inserción. Los mini implantes autocortantes tienen menos movilidad y más contacto entre el hueso y el mini implante en comparación con los que necesitan perforaciones previas⁴².

La estabilidad primaria del implante depende principalmente de las características de los mini implantes y se ve menos afectada por la técnica de colocación del operador o la zona de inserción, mientras que la estabilidad secundaria viene dada por el hueso cortical; cuanto más grueso es el hueso cortical mayor es la estabilidad secundaria, independientemente de la longitud, diámetro y conicidad de los mini implantes^{37,43}. Se considera la realización de nuevos estudios con elementos finitos o análisis fotoelásticos para evaluar las zonas de tensión relacionadas con los mini implantes y el hueso, que podrían conducir a la investigación clínica.

CONCLUSIONES

Los mini implantes Ti6Al4V analizados presentan ligeras diferencias en el análisis superficial y morfológico en diferentes zonas de los mini implantes. Su composición y características cumplen los informes del fabricante. Proponemos nuevos estudios para analizar la corrosión, la liberación de iones y el efecto de las características morfológicas sobre la tensión y el torque.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Lim HM, Park YC, Lee KJ, Kim KH, Choi YJ. Stability of dental, alveolar, and skeletal changes after miniscrew-assisted rapid palatal expansion. *Korean J Orthod.* 2017; 47(5): 313-322. DOI: 10.4041/kjod.2017.47.5.313
2. Mohamed RN, Basha S, Al-Thomali Y. Maxillary molar distalization with miniscrew-supported appliances in Class II malocclusion: A systematic review. *Angle Orthod.* 2018, 88(4): 494-502. DOI: 10.2319/091717-624.1
3. Baumgaertel S, Smuthkochorn S, Palomo JM. Intrusion method for a single overerupted maxillary molar using only palatal mini-implants and partial fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2016; 149(3): 411-415. DOI: 10.1016/j.ajodo.2015.10.016
4. Antelo OM, Meira TM, Oliveira DD, Pithon MM, Tanaka OM. Long-term stability of a Class III malocclusion with severe anterior open bite and bilateral posterior crossbite in a hyperdivergent patient. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2020; 157(3): 408-421. DOI: 10.1016/j.ajodo.2018.10.029
5. Nucera R, Lo Giudice A, Bellocchio AM, Spinuzza P, Caprioglio A, Perillo L, et al. Bone and cortical bone thickness of mandibular buccal shelf for mini-screw insertion in adults. *Angle Orthod.* 2017; 87(5): 745-751. DOI: 10.2319/011117-34.1
6. Albogha MH, Takahashi I. Generic finite element models of orthodontic mini-implants: Are they reliable? *J Biomech.* 2015; 48(14): 3751-3756. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.08.015
7. Tamilselvi S, Raman V, Rajendran N. Corrosion behaviour of Ti-6Al-7Nb and Ti-6Al-4V ELI alloys in the simulated body fluid solution by electrochemical impedance spectroscopy. *Electrochim Acta.* 2006; 52(3): 839-846. DOI: 10.1016/j.electacta.2006.06.018
8. Yoneyama Y, Matsuno T, Hashimoto Y, Satoh T. In vitro evaluation of H₂O₂ hydrothermal treatment of aged titanium surface to enhance biofunctional activity. *Dent Mater J.* 2013; 32(1): 115-121. DOI: 10.4012/dmj.2012-087
9. Camero S, Talavera I, González G, Réquíz R, Rosales A, Suárez M, et al. Estudio de la corrosión de una aleación Ti6Al4V utilizada como biomaterial. *Rev Fac Ing UCV.* 2008; 23(3): 27-34. http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0798-40652008000300003&lng=es&nrm=iso&tlng=es
10. Bollero P, Di Fazio V, Pavoni C, Cordaro M, Cozza P, Lione R. Titanium alloy vs. stainless steel miniscrews: An in vivo split-mouth study. *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* 2018; 22(8): 2191-2198. DOI: 10.26355/eurrev_201804_14803
11. Niinomi M, Liu Y, Nakai M, Liu H, Li H. Biomedical titanium alloys with Young's moduli close to that of cortical bone. *Regen Biomater.* 2016; 3(3): 173-185. DOI: 10.1093/rb/rbw016
12. Sivamurthy G, Sundari S. Stress distribution patterns at mini-implant site during retraction and intrusion — a three-dimensional finite element study. *Prog Orthod.* 2016; 17: 4. DOI: 10.1186/s40510-016-0117-1
13. Schuster JM, Schvezov CE, Rosenberger MR. Influence of experimental variables on the measure of contact angle in metals using the sessile drop method. *Procedia Materials Science.* 2015; 8: 742-751. DOI: 10.1016/j.mspro.2015.04.131

14. Parirokh M, Asgary S, Eghbal MJ. An energy-dispersive X-ray analysis and SEM study of debris remaining on endodontic instruments after ultrasonic cleaning and autoclave sterilization. *Aust Endod J.* 2005; 31(2): 53-58. DOI: 10.1111/j.1747-4477.2005.tb00222.x
15. Rack HJ, Qazi JI. Titanium alloys for biomedical applications. *Mater Sci Eng C.* 2006; 26(8): 1269-1277. DOI: 10.1016/j.msec.2005.08.032
16. Huo WT, Zhao LZ, Zhang W, Lu JW, Zhao YQ, Zhang YS. In vitro corrosion behavior and biocompatibility of nanostructured Ti6Al4V. *Mater Sci Eng C.* 2018; 92: 268-279. DOI: 10.1016/j.msec.2018.06.061
17. Zhang LC, Chen LY. A review on biomedical titanium alloys: Recent progress and prospect. *Adv Eng Mater.* 2019; 21(4): 1-29. DOI: 10.1002/adem.201801215
18. 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): 331-339. DOI: 10.1016/j.actbio.2006.10.010
19. Hanawa T. Metal ion release from metal implants. *Mater Sci Eng C.* 2004; 24(6-8): 745-752. DOI: 10.1016/j.msec.2004.08.018
20. Al-Mobarak NA, Al-Swayih A, Al-Rashoud FA. Corrosion behavior of Ti-6Al-7Nb alloy in biological solution for dentistry applications. *Int J Electrochem Sci.* 2011; 6(6): 2031-2042. DOI: 10.1016/S1452-3981(23)18165-X
21. ASTM International. *F136 Standard specification for wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (extra low interstitial) alloy for surgical implant applications (UNS R56401)*. [Internet]. <https://compass.astm.org/document/?contentCode=ASTM%7CF0136-13R21E01%7Cen-US&proxy-cl=https%3A%2F%2Fsecure.astm.org&fromLogin=true>
22. Patil P, Kharbanda OP, Duggal R, Das TK, Kalyanasundaram D. Surface deterioration and elemental composition of retrieved orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015; 147(4 Suppl): S88-S100. DOI: 10.1016/j.ajodo.2014.10.034
23. Yu L, Wu J, Zhai Q, Tian F, Zhao J, Zhang H, et al. Metabolomic analysis reveals the mechanism of aluminum cytotoxicity in HT-29 cells. *PeerJ.* 2019; 7: e7524 DOI: 10.7717/peerj.7524
24. Klotz K, Weistenhöfer W, Neff F, Hartwig A, Van Thriel C, Drexler H. The health effects of aluminum exposure. *Dtsch Arztebl Int.* 2017; 114(39): 653-659. DOI: 10.3238/arztebl.2017.0653
25. Martín-Cameán A, Jos A, Puerto M, Calleja A, Iglesias-Linares A, Solano E, et al. In vivo determination of aluminum, cobalt, chromium, copper, nickel, titanium, and vanadium in oral mucosa cells from orthodontic patients with mini-implants by Inductively coupled plasma-mass spectrometry (ICP-MS). *J Trace Elem Med Biol.* 2015; 32: 13-20. DOI: 10.1016/j.jtemb.2015.05.001
26. Silverstein J, Barreto O, França R. Miniscrews for orthodontic anchorage: nanoscale chemical surface analyses. *Eur J Orthod.* 2016; 38(2): 146-153. DOI: 10.1093/ejo/cjv007
27. Chang JZC, Chen YJ, Tung YY, Chiang YY, Lai EHH, Chen WP, et al. Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012; 141(3): 279-288. DOI: 10.1016/j.ajodo.2011.09.008
28. Duaibis R, Kusnoto B, Natarajan R, Zhao L, Evans C. Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants: A three-dimensional finite element study. *Angle Orthod.* 2012; 82(5): 875-880. DOI: 10.2319/111011-696.1
29. Marigo G, Elias CN, Marigo M. Surface analysis of 2 orthodontic mini-implants after clinical use. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2016; 150(1): 89-97. DOI: 10.1016/j.ajodo.2015.12.012
30. Caetano PL, Bahia MS, da Fonseca e Silva E, Vitral RWF, Campos MJS. Corrosion resistance and surface characterization of miniscrews removed from orthodontic patients. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac.* 2019; 60(1): 1-7. <https://pdfs.semanticscholar.org/d0ca/b53ee094e555b-42039d7c81a9b60e2dc62b9.pdf>

31. Squeff LR, Simonson MBA, Elias CN, Nojima LI. Caracterização de mini-implantes utilizados na ancoragem ortodôntica [Characterization of the mini-implants used to orthodontic anchorage]. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial*. 2008; 13(5): 49-56. DOI: 10.1590/S1415-54192008000500006
32. Alavi S, Asadi F, Raji SAH, Samie S. Effect of steam and dry heat sterilization on the insertion and fracture torque of orthodontic miniscrews. *Dent Res J (Isfahan)*. 2020; 17(3): 219-224. https://journals.lww.com/derj/_layouts/15/oaks.journals/downloadpdf.aspx?an=01439444-202017030-00009
33. Mattos CT, Ruellas AC, Sant'Anna EF. Effect of autoclaving on the fracture torque of mini-implants used for orthodontic anchorage. *J Orthod*. 2011; 38(1): 15-20. DOI: 10.1179/14653121141200
34. Kitahara-Céia FMF, Assad-Loss TF, Mucha JN, Elias CN. Morphological evaluation of the active tip of six types of orthodontic mini-implants. *Dental Press J Orthod*. 2013; 18(2): 36-41. DOI: 10.1590/s2176-94512013000200012
35. ALSamak S, Bitsanis E, Makou M, Eliades G. Morphological and structural characteristics of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop*. 2012; 73(1): 58-71. DOI: 10.1007/s00056-011-0061-0
36. Hergel CA, Acar YB, Ateş M, Küçükkeleş N. In-vitro evaluation of the effects of insertion and sterilization procedures on the mechanical and surface characteristics of mini screws. *Eur Oral Res*. 2019; 53(1): 25-31. DOI: 10.26650/eor.20197993
37. Pan CY, Chou ST, Tseng YC, Yang YH, Wu CY, Lan TH, et al. Influence of different implant materials on the primary stability of orthodontic mini-implants. *Kaohsiung J Med Sci*. 2012; 28(12): 673-678. DOI: 10.1016/j.kjms.2012.04.037
38. Brown RN, Sexton BE, Chu TMG, Katona TR, Stewart KT, Kyung HM, et al. Comparison of stainless steel and titanium alloy orthodontic miniscrew implants: A mechanical and histologic analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014; 145(4): 496-504. DOI: 10.1016/j.ajodo.2013.12.022
39. Yao CCJ, Chang HH, Chang JZC, Lai HH, Lu SC, Chen YJ. Revisiting the stability of mini-implants used for orthodontic anchorage. *J Formos Med Assoc*. 2015; 114(11): 1122-1128. DOI: 10.1016/j.jfma.2014.08.001
40. Eliades T, Zinelis S, Papadopoulos MA, Eliades G. Characterization of retrieved orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009; 135(1): 10.e1-10.e7 DOI: 10.1016/j.ajodo.2008.06.019
41. Chen Y, Kyung HM, Gao L, Yu WJ, Bae EJ, Kim SM. Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters. *Angle Orthod*. 2010; 80(5): 821-827. DOI: 10.2319/103009-607.1
42. Kim JW, Ahn SJ, Chang YI. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005; 128(2): 190-194. DOI: 10.1016/j.ajodo.2004.01.030
43. Han CM, Watanabe K, Tsatalis AE, Lee D, Zheng F, Kyung HM, et al. Evaluations of miniscrew type-dependent mechanical stability. *Clin Biomech*. 2019; 69: 21-27. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2019.06.016