

REVISTA ODONTOLÓGICA MEXICANA ÓRGANO OFICIAL DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA UNAM

VOL. 27 NÚM. 2

CARTA AL EDITOR

De la pandemia a la endemia COVID 19

INVESTIGACIÓN ORIGINAL

Comparación de la profundidad de curado a tres distancias de luz emitida por diodos (LED) con tres colores de resina compuesta

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





REVISTA ODONTOLÓGICA MEXICANA

ÓRGANO OFICIAL DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA UNAM



Universidad Nacional Autónoma de México

Leonado Lomelí Vanegas
RECTOR

Patricia Dolores Dávila Aranda
SECRETARIA GENERAL

Tomás Humberto Rubio Pérez
SECRETARIO ADMINISTRATIVO

Diana Tamara Martínez Ruiz
SECRETARIA DE DESARROLLO INSTITUCIONAL

Facultad de Odontología

Francisco Javier Marichi Rodríguez
DIRECTOR

Nicolás Pacheco Guerrero
SECRETARIO GENERAL

Rosa Eugenia Vera Serna
SECRETARIA ACADÉMICA

Alejandro Alonso Moctezuma
**JEFE DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS
DE POSGRADO DE INVESTIGACIÓN**

Janeth Serrano Bello
SUBJEFA DE INVESTIGACIÓN

Revista Odontológica Mexicana

Órgano Oficial de la Facultad de Odontología UNAM

Dayanira Lorelay Hernández Nava
EDITOR EN JEFE

Diana Ivette Rivera Reza
EDITORIA

Consejo editorial

Higinio Arzate (México)
Javier de la Fuente Hernández (México)
Enrique Luis Graue Wiechers (México)

Juan Pedro Laclette San Román (México)
Jaime Martuscelli Quintana (México)
José Ignacio Santos Preciado (México)

Comité Editorial

Laura Acosta Torres
Fátima del Carmen Aguilar Díaz
María Isabel Aguilar Laurents
Octavio Álvarez Fregoso
Marco Antonio Álvarez Pérez
Cecilia Carlota Barrera Ortega
Joaquín Canseco Jiménez
Vicente Cuairán Ruidiaz
César Augusto Esquivel Chirino
Teresa I. Fortoul Van der Goes
Guadalupe García de la Torre
María del Carmen García Peña
Gloria Gutiérrez Venegas
Carlos Hernández Hernández
María Esther Irigoyen Camacho
Luis Felipe Jiménez García

Eduardo Llamosas Hernández
Ma. Guadalupe Marín González
Juan Ángel Martínez Loza
Arcelia Meléndez Ocampo
Javier Nieto Gutiérrez
Mónica Ortiz Villagómez
Javier Portilla Robertson
Rebeca Romo Pinales
Sergio Sánchez García
Teresa Leonor Sánchez Pérez
Rossana Sentiés Castellá
Doroteo Vargas López
Ricardo Vera Graziano
María del Carmen Villanueva Vilchis
María Cristina Sifuentes Valenzuela

Revista Odontológica Mexicana Órgano oficial de la Facultad de Odontología UNAM. Vol. 27, Núm. 2, Abril-Junio 2023. Fecha de publicación 13 de diciembre 2024. Es una publicación trimestral editada y distribuida por la Facultad de Odontología de la UNAM, con dirección en Ciudad Universitaria, Avenida Universidad 3000, Circuito interior s/n, Col. Copilco El Bajo, Alcaldía Coyoacán, C.P. 04510 Ciudad de México, México. Tel. 5623-2207, <https://revistas.unam.mx/index.php/rom>, revodontologiamexicana@gmail.com. Editora en Jefe: Dayanira Lorelay Hernández Nava. Reserva de Derechos al Uso Exclusivo Núm. 04-2004-092209312400-102, ISSN impreso 1870-199X, ISSN electrónico en trámite, ambos otorgados por el Instituto Nacional del Derecho de Autor de la Secretaría de Educación Pública. Certificado de Licitud de Título y Contenido en Trámite.



REVISTA ODONTOLÓGICA MEXICANA

ÓRGANO OFICIAL DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA UNAM



CONTENIDO

CARTA AL EDITOR

- 1 De la pandemia a la endemia COVID 19
1 *From COVID 19 Pandemic to Endemic*
José Eduardo Orellana-Centeno, Roxana Nayeli Guerrero Sotelo

INVESTIGACIÓN ORIGINAL

- 4 Comparación de la profundidad de curado a tres distancias de luz emitida por diodos (LED) con tres colores de resina compuesta
4 *Comparison of Depth of Cure at Three LED Light Distances with Three Colors of Composite Resin*
Jacqueline Adelina Rodríguez-Chávez, Abigail Flores-Ledesma, Geovany Fierro-Ruelas, Francisco Vargas-Santana, Hugo. M. Flores-Ruiz, Karina Magaña-Curiel, Ricardo Curiel-González
- 12 Análisis de la morfología superficial de mini implantes ortodóncicos mediante microscopía electrónica de barrido y espectroscopía de rayos X de energía dispersiva
12 *Analysis of the Superficial Morphology of Orthodontic Mini Implants Using Scanning Electron Microscopy and Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy*
Sayra Nayelli Velázquez-Serrano, Ricardo Medellín Fuentes, Jesús Ángel Arenas-Alatorre, Ana Wintergerst, Jacqueline Adelina Rodríguez-Chávez, Abigail Flores-Ledesma



Carta al editor

De la pandemia a la endemia COVID 19

José Eduardo Orellana-Centeno^{1,2,3}
Roxana Nayeli Guerrero-Sotelo⁴

- ^{1.} Profesor Investigador Tiempo Completo de la Universidad de la Sierra Sur, Instituto de Investigación Sobre Salud Pública, Licenciatura en Odontología. <https://orcid.org/0000-0002-9518-7319>
- ^{2.} Estudiante de la especialidad en bioética, Unidad Académica de Filosofía de la Universidad Autónoma de Zacatecas.
- ^{3.} Doctorado en Educación, Universidad Abierta de San Luis Potosí.
- ^{4.} Profesora Investigadora Tiempo Completo de la Universidad de la Sierra Sur, Instituto de Investigación Sobre la Salud Pública, Licenciatura en Enfermería, Guillermo Rojas Mijangos s/n, esq. Av. Universidad, C.P. 70800, Miahuatlán de Porfirio Díaz, Oaxaca, México. <https://orcid.org/0000-0002-4503-7478>

Autor Correspondiente

José Eduardo Orellana Centeno
E-mail jeorellano@unsis.edu.mx

Fecha recibido: diciembre 2022

Fecha aceptado: abril 2023

Citar como:

Orellana-Centeno JE, Guerrero-Sotelo RN. De la pandemia a la endemia COVID 19. [From COVID 19 Pandemic to Endemic]. *Rev Odont Mex.* 2023; 27(2): 1-3. DOI: 10.22201/fo.1870199xp.2023.27.2.84436

México, al igual que la mayoría de los países del mundo, tuvo dificultades para desarrollar e implementar medidas de salud pública adecuadas en los primeros momentos de la pandemia, y la respuesta del gobierno mexicano parece haberse demorado demasiado. Los tres primeros casos se confirmaron a finales de febrero y no fue hasta el 24 de marzo cuando el gobierno mexicano inició la promoción de las medidas de distanciamiento y una política consistente, hasta la fecha, en temas como el uso de mascarillas¹.

En México el subsecretario de Prevención y Promoción de la Salud, Hugo López-Gatell Ramírez, anunció el día 26 de abril del 2022 “*el fin de la pandemia y el inicio de la fase endemia*,”

esto en base a que México cumple con los cuatro criterios de la Organización Mundial de la Salud que considera para hacer la transición a endemia y finalización del periodo de epidemia, que son los siguientes²:

- *Alta capacidad de respuesta*
- *Alta cobertura de vacunación*
- *Muy pocos fallecidos detectados*
- *Pocos casos positivos detectados*

De acuerdo a los datos que se presentan por parte de la Secretaría de Salud de México con respecto a estos puntos nos señalan, que *“hay una ocupación hospitalaria del 2%, la cobertura de vacunación en personas mayores de 18 años es cercano al 90%, el número de contagios por día en las últimas dos semanas es de doscientos noventa y dos por día y el promedio de fallecimientos en las últimas dos semanas es de cuatro por día”³.*

Sumado a lo anterior, las autoridades federales decidieron suspender la emisión del semáforo de riesgo epidemiológico, bajo la razón de que todos los estados que integran el territorio mexicano se encontraban en color verde, en tal virtud, se dejará de realizar dicho monitoreo debido a la baja sostenida de contagios de COVID 19. Decisión que resulta cuestionable desde el ámbito político y jurídico, porque suprimir la publicación por parte de autoridades oficiales responsables del ámbito de la salud genera por una parte una situación de incertidumbre a la población en general respecto de estado real diario. Por otra parte, la ausencia de una razón lógica que justificara la ausencia de esa información científica-médica incrementó la desconfianza, la confusión y la ignorancia.

Para que lleguemos a la endemia de la enfermedad, y sobre todo que esté controlada, no se deben relajar las medidas de seguridad y distanciamiento social de inmediato o por decreto sino hacerlo de manera controlada y con la libertad de quien quiera continuar con ellas de manera individual. Un ejemplo de relajamiento en medidas antes de tiempo fueron los casos sucedidos en Europa y China, quienes presentaron –sobre todo estos últimos– un aumento de casos, cuando parecía que estaban ya transitando a ese momento endémico de la enfermedad⁴.

Los gobiernos de todos los países del mundo deben de estar a la altura al tomar las decisiones con respecto a los pasos que se deben de seguir en esa transición rumbo a la endemia. Es una pandemia que transita de miles de casos diarios a menos de cien o cientos de casos diarios, pero es un escenario que puede cambiar en cualquier momento y se debe ser precavido. No hay excusas para ningún país que pudiera estar desprevenido para atender este problema de salud. En México estamos en un proceso de transición, pero no estamos en endemia, seguimos en pandemia, aunque las autoridades de salud en México consideren finalizada la pandemia y su atención prioritaria; cuando ni siquiera la Organización Mundial de la Salud, como máxima autoridad internacional en salud, ha indicado o declarado la finalización de la pandemia e ingreso al estado de endemia. La pandemia no termina por decreto, se debe continuar con los cuidados y prevención realizada por el gobierno, instituciones, personal de salud y sociedad.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. García-Guerrero VM, Beltrán-Sánchez H. Heterogeneity in excess mortality and its impact on loss of expectancy due to COVID 19: Evidence from Mexico. *Can Stud Popul.* 2021; 48(2-3):165-200. DOI: 10.1007/s42650-021-00051-1

2. Presidencia de México. *Anuncian vacunación contra COVID-19 para niñas y niños de 12 años; declaran fin de epidemia en México.* [Internet]. [Consultado 11 abril 2023]. Disponible en: <https://presidente.gob.mx/anuncian-vacunacion-contracovid-19-para-ninas-y-ninos-de-12-anos-declaran-fin-de-epidemia-en-mexico/>
3. Gobierno de México. Secretaría de Salud. Dirección General de Epidemiología. *Informe Integral de COVID-19 en México.* [Internet]. [Consultado 11 abril 2023]. Disponible en: https://coronavirus.gob.mx/wp-content/uploads/2021/12/Informe-Integral-COVID-19_20dic21_no.2.pdf
4. Zhang JJ, Dong X, Liu GH, Gao YD. Risk and protective factors for COVID-19 morbidity, severity, and mortality. *Clin Rev Allergy Immunol.* 2023; 64(1): 90-107. DOI: 10.1007/s12016-022-08921-5



Investigación original

Comparación de la profundidad de curado a tres distancias de luz emitida por diodos (LED) con tres colores de resina compuesta

**Jacqueline Adelina Rodríguez-Chávez¹, Abigail Flores-Ledesma²,
Geovany Fierro-Ruelas³, Francisco Vargas-Santana³,
Hugo. M. Flores-Ruiz⁴, Karina Magaña-Curiel⁵,
Ricardo Curiel-González⁵**

- ¹. Profesor investigador del Instituto de Investigación en Odontología. Departamento de Clínicas Odontológicas Integrales. Centro Universitario de Ciencias de la Salud. Universidad de Guadalajara.
- ². Profesor Investigador del Laboratorio de Biomateriales, Facultad de Estomatología, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.
- ³. Egresado de la Especialidad en Prostodoncia. Departamento de Clínicas Odontológicas Integrales. Centro Universitario de Ciencias de la Salud. Universidad de Guadalajara.
- ⁴. Profesor Investigador. Departamento de Ciencias Naturales y Exactas. Centro Universitario de los Valles. Universidad de Guadalajara.
- ⁵. Profesor de la Especialidad en Prostodoncia. Departamento de Clínicas Odontológicas Integrales. Centro Universitario de Ciencias de la Salud. Universidad de Guadalajara.

Autor de correspondencia.

Jacqueline Adelina Rodríguez Chávez.

E-mail: jacqueline.rchavez@academicos.udg.mx

Fecha de recibido: agosto 2022

Fecha de aceptado: junio 2023

Citar como:

Rodríguez-Chávez JA, Flores-Ledesma A, Fierro-Ruelas G, Vargas-Santana F, Flores-Ruiz HM, Magaña-Curiel K, Curiel-González R. Comparación de la profundidad de curado a tres distancias de luz emitida por diodos (LED) con tres colores de resina compuesta [Comparison of Depth of Cure at Three LED Light Distances with Three Colors of Composite Resin]. *Rev Odont Mex.* 2023; 27(2): 4-11. DOI: 10.22201/fo.1870199xp.2023.27.2.83577

Resumen

Introducción: Si la resina no recibe un número suficiente de fotones en las longitudes de onda apropiadas, el grado de polimerización será inadecuado. Puede haber mayor desgaste y microfiltración, menor dureza y disminución del módulo elástico, pudiendo causar pigmentación, sensibilidad postoperatoria y reincidencia de caries. **Objetivo:** Comparar la profundidad de curado (PC) de la resina compuesta en tono A1, A2 y A3 a 0 mm, 5mm y 10mm de distancia con luz emitida por diodos (LED). **Materiales y métodos:** 180 muestras en 9 grupos (n=20). Se utilizó resina compuesta Brilliant™ NG, Coltene. A1, A2 y A3 a 0 mm (grupo control), 5mm y 10mm de distancia de fotocurado con lámpara LED (3M Elipar Deep Cure) por 20s de acuerdo con las instrucciones del fabricante. Siguiendo el método de pruebas de la norma UNE-EN-ISO 4049-2019, el material no polimerizado se retiró con una espátula de plástico. Se obtuvo la PC (mm) con un micrómetro con una precisión de ± 0.1 mm. **Resultados:** La profundidad de curado a una distancia de 0mm de la resina compuesta A1 fue mayor (2.89mm) en comparación con los grupos A2 y A3 con 2.86 y 2.83 mm respectivamente, (ANOVA $p < 0.001$). A una distancia de 5mm, la PC de la resina compuesta A1 fue de 2.77 mm, mientras que con el tono A2 fue de 2.47mm y A3 de 2.37mm (ANOVA $p < 0.001$). A una distancia de 10mm la resina A1 obtuvo una PC de 2.65mm en comparación con 2.37mm en A2 y 2.23mm en A3 (ANOVA $p < 0.001$). **Conclusiones:** Conforme aumenta la distancia entre la fuente de luz y la resina, se ve afectada la PC. Por lo tanto, alejar inadvertidamente la fuente de luz de la resina compuesta afecta negativamente el curado, reduciendo la calidad y duración del material en boca.

Palabras clave: profundidad de curado, resina, distancia de fotocurado, Norma UNE-EN-ISO 4049-2019

INTRODUCCIÓN

La resina compuesta se ha convertido en un material de primera elección para las restauraciones dentales directas debido a sus propiedades mecánicas y estéticas. El éxito clínico de las restauraciones de resina compuesta puede verse afectado por un fotocurado inadecuado del material, por lo que la parte inferior de la resina compuesta recibirá menos cantidad de luz, teniendo un grado de conversión menor (43-75%), dando como resultado menores propiedades mecánicas, mayor sorción y mayor cambio de color¹. Las propiedades ideales que deben poseer las resinas compuestas son porcentaje de contracción reducida, buena manejabilidad que le permita alcanzar todas las áreas de la preparación sin crear huecos².

Es ampliamente conocido que factores como la irradiación emitida por las unidades de fotocurado y el tiempo de exposición suministrado al material, juegan un papel importante en la calidad de fotocurado y el éxito posterior de las restauraciones de resina compuesta. Se ha considerado que 16 J/cm² que tienen entre 700 y 800 mW/cm² es la cantidad adecuada de energía para curar incrementos de hasta 2 mm de resina compuesta y tiempos de exposición de alrededor de 20 s para lograr una profundidad de curado aceptable³. La UNE-EN-ISO 4049-2019 especifica los requisitos de profundidad de curado para los materiales de restauración a base de polímeros tipo 2 (aquellos activados por energía externa) es decir fotocurados a través de luz

azul, no será menor a 2.0 mm para materiales opacos, menor a 1.5 mm para todos los demás colores, o bien no mayor a 0.5 mm por debajo del valor establecido por el fabricante⁴.

La resina compuesta fotocurada se utiliza ampliamente como material de restauración. Sin embargo, un problema persistente es que todas las partes del material deben exponerse a suficiente cantidad de luz, y que la luz sea constante y homogénea para lograr una polimerización completa, la cual puede ser medida por el grado de conversión, que en promedio oscila entre el 43% y el 75%, o bien a través de la profundidad de curado. Por lo tanto, dependen de la intensidad de la luz emitida por la unidad de fotocurado^{5,6}. Durante el proceso de polimerización de la resina compuesta, la mayor parte del monómero debe convertirse en polímeros, a través de la ruptura de doble enlace C=C, convirtiéndose en enlaces sencillos C-C. Sin embargo, esta reacción de polimerización puede verse afectada por factores, unos relacionados directamente con la resina compuesta (como el choque entre cadenas poliméricas, entrecruzamiento de cadenas) y otros relacionados con las características de las lámparas de fotocurado como una irradiancia baja ($<800 \text{ mW/cm}^2$), bajo tiempo de exposición, activación incorrecta de fotoiniciadores, lo que provoca que no se rompa correctamente el enlace doble carbono-carbono, lo que podría reducir las propiedades mecánicas y producir dolor postoperatorio⁷⁻⁹.

Para poder producir el fenómeno de fotocurado es necesaria una fuente de luz, la cual actúa como activador de los fotoiniciadores presentes en la resina compuesta¹⁰. Dentro de los principales fotoiniciadores utilizados en resinas compuestas se encuentran: la canforquinona, cuyo rango de activación oscila entre los 400-500 nm; 1 fenil-1,2 propanodiona activable entre los 360 a 480nm, y lucerina activable entre los 350 a 430nm¹¹. Por lo tanto, las lámparas de fotocurado que se utilicen deben de estar acordes con el rango de longitud de onda que requiera cada fotoiniciador^{10,12}. El fotocurado de la resina compuesta con tonos más oscuros se verá afectada debido a que los pigmentos presentes en la resina compuesta absorben o impiden el paso de la luz, por lo tanto, afectará la profundidad de curado de dicho material, por lo que se requerirán tiempos de exposición más largos^{13,14}. Por esto el objetivo de este trabajo fue comparar de la profundidad de curado de las resinas compuestas con tonos A1, A2 y A3 a 0 mm, 5 mm y 10 mm de distancia con luz emitida por diodos (LED).

MATERIAL Y MÉTODOS

Se evaluó la profundidad de curado (pc) de acuerdo con la norma UNE-EN-ISO 4049-2019⁴. Se midió la irradiancia de la lámpara LED (3M Elipar Deep Cure) con un radiómetro digital Bluephase Meter II (Ivoclar vivadent) que fue de 1470 mW/cm^2 . Se prepararon 180 muestras divididas en 9 grupos (20 por cada grupo), el tono A1 corresponde a los grupos G1, G4 y G7, el tono A2 corresponde a los grupos G2, G5 y G8 y el tono A3 corresponde a los grupos G3, G6 y G9 los cuales se sometieron a 3 diferentes distancias de fotocurado para llevar a cabo la prueba de pc.

Siguiendo las especificaciones de la norma UNE-EN-ISO 4049-2019 se utilizó un portaobjetos de 20 mm por 20 mm de 2 mm de grosor, sobre el cual se colocó una cinta transparente y encima el molde de 4 mm de diámetro y 6 mm de longitud (Figura 1), se colocó con un microbrush una capa de separador de aceite de silicón en el molde, se llenó el molde con Resina Brilliant™ NG (Coltene) teniendo cuidado de que no quedaran burbujas de aire. Se sobrellenó ligeramente el molde y se colocó una segunda cinta transparente sobre la parte superior, seguida del segundo portaobjetos; se presionó el molde y las cintas transparentes entre los 2 portaobjetos de vidrio para desplazar el exceso de material, se retiró el portaobjetos y se fotocuró a una distancia de 0 mm en el grupo control y posteriormente a una distancia de 5 y 10 mm.

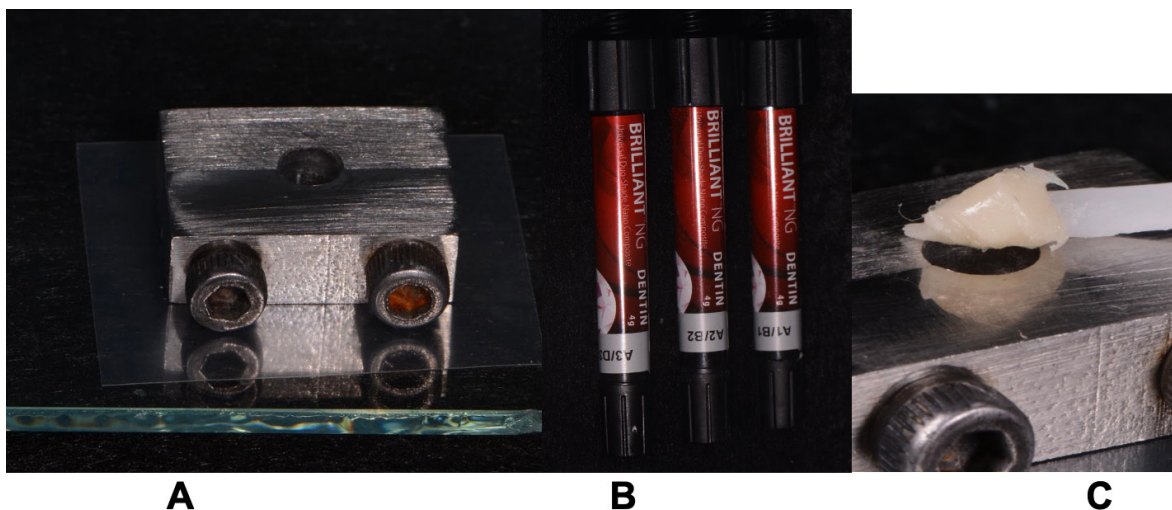


Figura 1. A. Molde sobre el cristal, B. Resina Brilliant™ NG (Coltene). C. Colocación de la resina sobre el molde.

Para mantener la distancia entre la superficie de la resina y la fuente de luz se utilizó un tubo de vidrio con una longitud de 5 mm (Figura 2.B) y uno de 10 mm, ambos con un diámetro de 6 mm (Figura 2.C). Los grupos G1, G2 y G3 se fotocuraron colocando la lámpara directamente sobre la superficie a una distancia de 0mm (Figura 2.A), siendo considerado el grupo control siguiendo las recomendaciones de fotocurado del fabricante, los grupos G4, G5 y G6 se fotocuraron a una distancia de 5mm controlada colocando la lámpara sobre el tubo de vidrio de 5mm de longitud, y los grupos G7, G8 y G9 se fotocuraron a una distancia de 10mm colocando la lámpara sobre el tubo de vidrio (Figura 2). Cada muestra fue fotocurada durante 20 s siguiendo las instrucciones del fabricante.

Una vez terminado el proceso de fotocurado, cada muestra fue retirada del molde y el material no fotocurado se retiró con una espátula de plástico, se midió la longitud de la muestra con un micrómetro digital con una precisión de ± 0.1 mm y el valor se dividió entre dos y se registró como profundidad de curado (Figura 3).

Los datos obtenidos fueron ingresados en una base de datos en el programa estadístico SPSS v.24, se aplicó la prueba de Shapiro Wilks para determinar la normalidad de datos y posteriormente se utilizó una prueba de ANOVA con prueba Pos-Hoc de comparaciones múltiples mediante la prueba de Bonferroni. Se trabajó a un intervalo de confianza del 95%. La prueba de homogeneidad de varianzas muestra que los datos cumplen con distribución normal (0 mm $p=0.08$, 5 mm $p=0.095$ y 10 mm $p=0.211$).

RESULTADOS

Los resultados se observan en la Tabla 1 y la Gráfica 1. En la profundidad de curado a 0 mm, se observó que la resina compuesta G1=A1 obtuvo el mayor valor de 2.89 mm, en comparación con los grupos G2=A2 y G3=A3, con 2.68 y 2.63 mm respectivamente (ANOVA $p<0.001$, pos hoc Bonferroni $p<0.001$).

Cuando la distancia de fotocurado se aumentó a 5 mm, se observa el mismo comportamiento, en donde la resina compuesta A1 presentó la mayor profundidad de curado (2.77 mm)

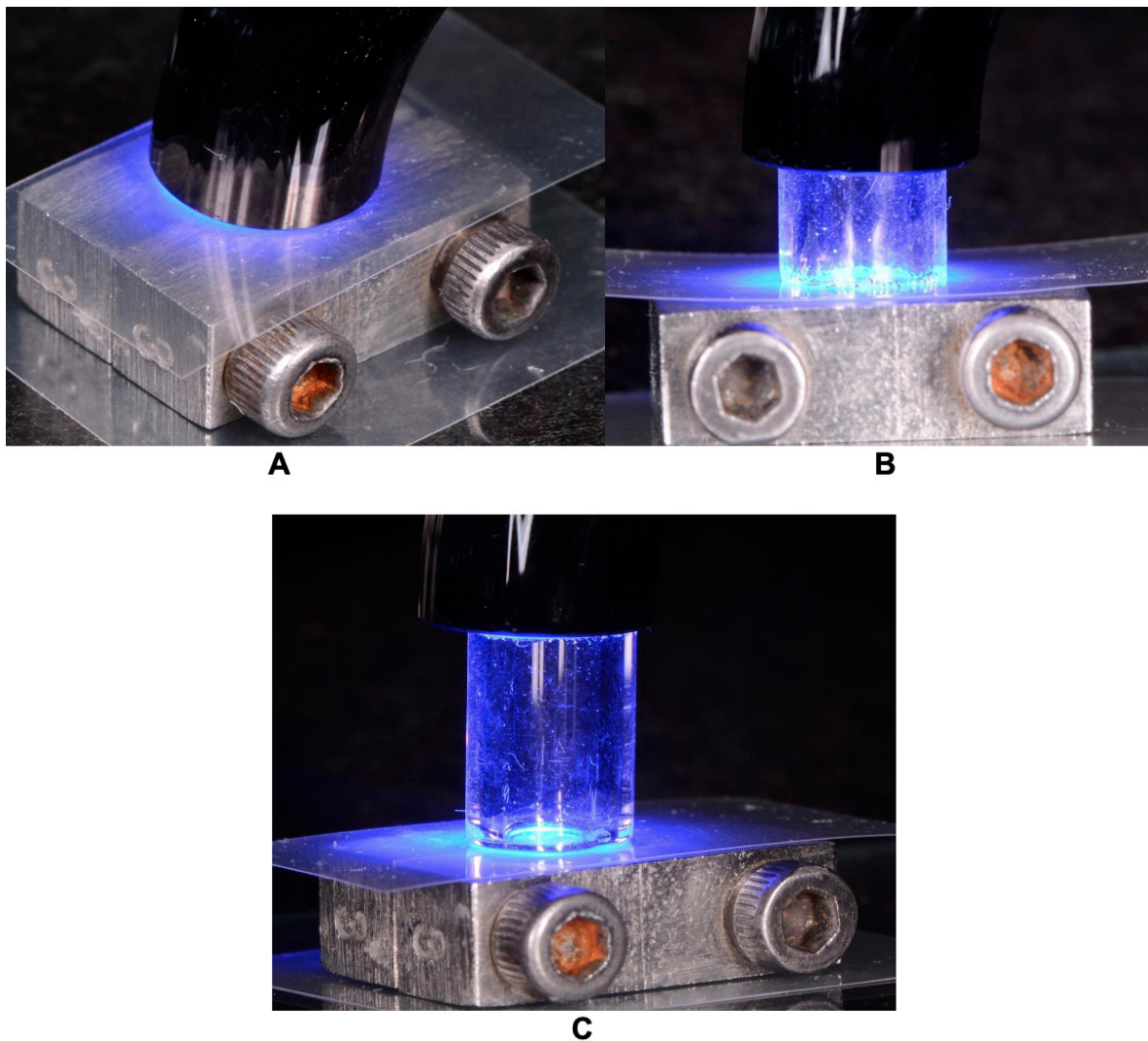


Figura 2. A Fotocurado a una distancia de 0 mm, B. Fotocurado a una distancia de 5 mm. C. Fotocurado a una distancia de 10 mm.

en comparación con los 2.47 y 2.37 mm obtenidos por los grupos G5=A2 y G6=A3 (ANOVA $p<0.001$, pos hoc Bonferroni $p<0.001$).

Cuando la resina compuesta aumentó a los 10mm de distancia de fotocurado, nuevamente se observa la misma tendencia. Mientras más oscura sea la tonalidad de la resina compuesta, menor es la profundidad de curado. El tono A1 obtuvo 2.65 mm, mientras que la menor profundidad fue por parte de la G9=A3 con 2.23 mm (ANOVA $p<0.001$, pos hoc Bonferroni $p<0.001$).

DISCUSIÓN

En este estudio fue evaluada la profundidad de curado de tres tonos de resina a tres diferentes distancias (0 mm, 5 mm, 10 mm), la prueba de profundidad de curado consistió en preparar especímenes de acuerdo con las especificaciones de la norma UNE-EN-ISO 4049-2019. Una vez fotocurados se extrajeron del molde y se eliminó el material sin curar con una espátula de

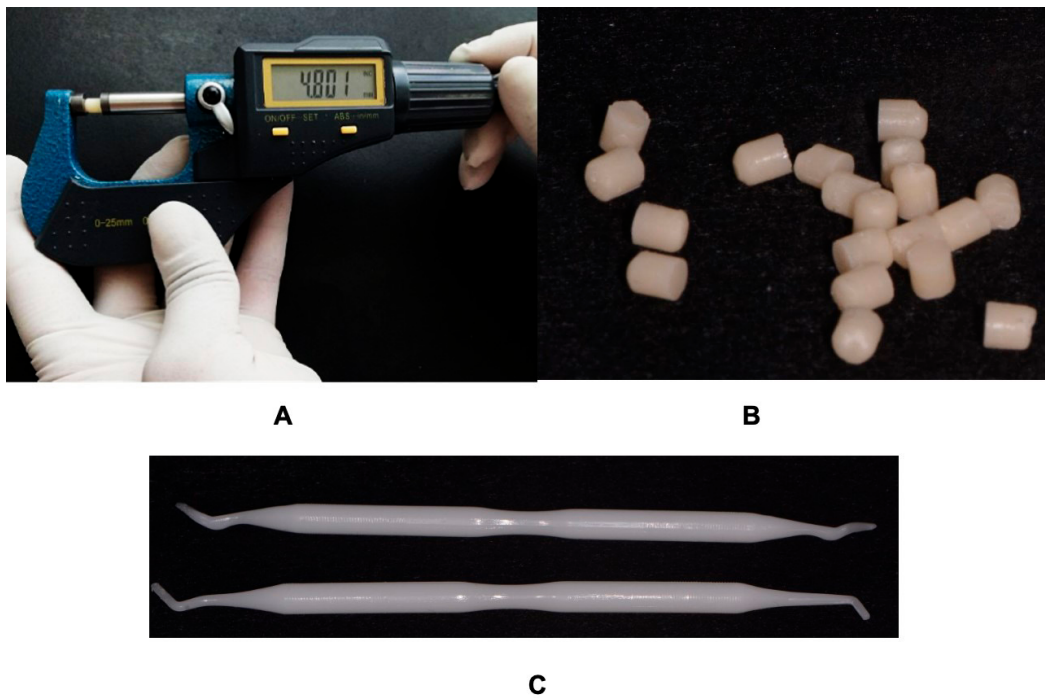


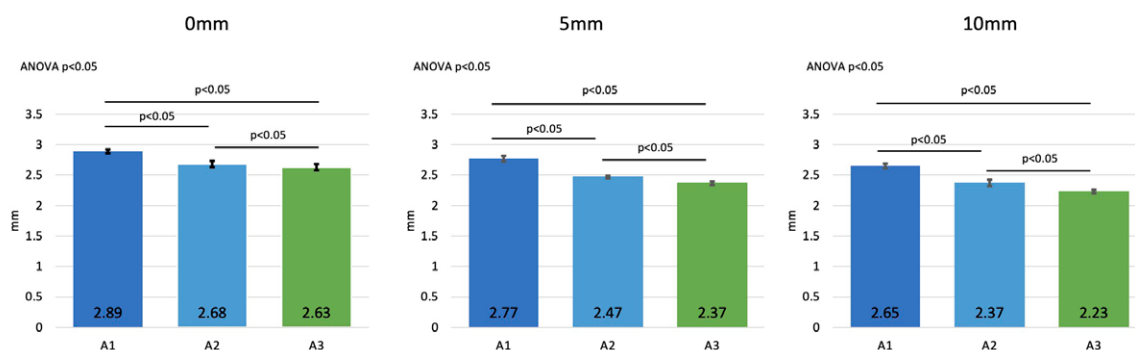
Figura 3. A. Medición de la profundidad de curado. B. Muestras y C. Espátulas de plástico para eliminar la resina no polimerizada.

Tabla 1. Promedio y desviación estándar.

n=20	0 mm		n=20	5 mm		n=20	10 mm	
Grupo/Color	Media	DE	Grupo/Color	Media	DE	Grupo/Color	Media	DE
G1=A1	2.89	0.03	G4=A1	2.77	0.05	G7=A1	2.65	0.04
G2=A2	2.68	0.05	G5=A2	2.47	0.02	G8=A2	2.37	0.05
G3=A3	2.63	0.05	G6=A3	2.37	0.03	G9=A3	2.23	0.03

Pie de tabla: DE: desviación estándar. ANOVA $p < 0.001$, prueba pos hoc Bonferroni $p < 0.01$, se encontraron diferencias estadísticas entre los tres grupos al ser comparados por distancia, $n=20$. Las letras minúsculas iguales indican que no hay diferencias estadísticas.

Gráfica 1. Promedio de la profundidad de curado a una distancia de 0 mm, 5 mm y 10 mm, $n=20$.



Pie de gráfica: ANOVA $p < 0.05$, pos hoc prueba de Bonferroni $p < 0.05$, se observaron diferencias estadísticamente significativas por cada color.

plástico. Con un micrómetro digital se midió la altura del cilindro del material curado y el valor obtenido se dividió en dos, por lo que con base en nuestros resultados reportamos una correlación indirectamente proporcional entre la distancia y la profundidad de curado, es decir: a mayor distancia de la punta de luz respecto de la superficie de la resina, menor profundidad de curado; a menor distancia de la punta de luz a la superficie de la resina mayor profundidad de curado; así mismo se observó una correlación entre la profundidad de curado y el tono de resina, es decir: a mayor pigmentación (A3) menor profundidad de curado, a menor pigmentación (A1) mayor profundidad de curado.

Ferracane *et al.*¹⁵ determinaron la profundidad de curado mediante mediciones de dureza y grado de conversión de resinas compuestas. En su estudio observaron que el tono más claro presentó una mayor profundidad de curado en comparación con los tonos más oscuros. Sin embargo, también sugieren que la profundidad de curado de las resinas compuestas activadas por luz puede depender menos del tono que de otros factores, como la translucidez. Esta investigación concuerda con la nuestra en cómo se ve afectada la profundidad de curado con el tono de la resina. Cabe señalar que la metodología utilizada y los materiales eran diferentes a los utilizados en nuestra investigación.

Shortall¹⁶ menciona que la profundidad de curado se verá directamente influenciada por el tono, la translucidez y la opacidad de la resina, dando la recomendación clínica de que cuanto más pigmentada y opaca sea la resina, mayor tiempo de aplicación de luz será necesaria. Coincidimos en que la profundidad de curado se ve disminuida cuanto más oscuro sea el tono del color de la resina.

AlQahtani *et al.*¹⁷ mencionan que a mayor profundidad existen menor cantidad de fotones capaces de atravesar el material de resina, lo que significa, una menor capacidad de fotocurado, con lo que coincidimos ya que concuerdan con nuestros resultados a pesar de utilizar una metodología diferente.

CONCLUSIÓN

La profundidad de curado disminuye conforme aumenta la distancia entre la fuente de luz y la superficie de la resina compuesta. Por lo tanto, el alejar inadvertidamente la fuente de luz de las resinas compuestas afecta negativamente su curado reduciendo la calidad y duración del material en la boca. Se observó que la profundidad de curado disminuye conforme el tono de la resina compuesta es más oscuro (A3) y aumenta cuando el tono es más claro (A1).

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Romano BDC, Soto-Montero J, Rueggeberg FA, Giannini M. Effects of extending duration of exposure to curing light and different measurement methods on depth-of-cure analyses of conventional and bulk-fill composites. *Eur J Oral Sci.* 2020; 128(4): 336-344. DOI: 10.1111/eos.12703
2. Aggarwal N, Jain A, Gupta H, Abrol A, Singh C, Rapgay T. The comparative evaluation of depth of cure of bulk-fill composites - An *in vitro* study. *J Conserv Dent.* 2019; 22(4): 371-375. DOI: 10.4103/JCD.JCD_453_18
3. Lima RBW, Troconis CCM, Moreno MBP, Murillo-Gómez F, De Goes MF. Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review. *J Esthet Restor Dent.* 2018; 30(6): 492-501. DOI: 10.1111/jerd.12394

4. UNE-EN-ISO 4049-2019, Odontología. Materiales de restauración de polímeros, Madrid, 2020. <https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma?c=N0063600>
5. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring — a review. *Dent Mater.* 2011; 27(1): 39-52. DOI: 10.1016/j.dental.2010.10.021
6. Krämer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent.* 2008; 21(3): 135-142. <http://www.amjdent.com/Archive/2008/Kraemer-June2008.pdf>
7. Lempel E, Czibulya Z, Kovács B, Szalma J, Tóth Á, Kunsági-Máté S, et al. Degree of conversion and BisGMA, TEGDMA, UDMA elution from flowable bulk fill composites. *Int J Mol Sci.* 2016; 17(5): 732. DOI: 10.3390/ijms17050732
8. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dent Mater.* 2013; 29(9): e213-e217. DOI: 10.1016/j.dental.2013.05.011
9. Yap AU, Soh MS. Curing efficacy of a new generation high-power LED lamp. *Oper Dent.* 2005; 30(6): 758-763. PMID: 16382599
10. Tarle Z, Knezevic A, Demoli N, Meniga A, Sutalo J, Unterbrink G, et al. Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Oper Dent.* 2006; 31(2): 219-226. DOI: 10.2341/05-15
11. Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Oper Dent.* 2004; 29(3): 287-294. PMID: 15195729
12. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res.* 2017; 31(suppl 1): e61. DOI: 10.1590/1807-3107BOR-2017-vol31.0061
13. Imazato S, Torii Y, Takatsuka T, Inoue K, Ebi N, Ebisu S. Bactericidal effect of dentin primer containing antibacterial monomer methacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB) against bacteria in human carious dentin. *J Oral Rehabil.* 2001; 28(4): 314-319. DOI: 10.1046/j.1365-2842.2001.00659.x
14. Price RBT. Light Curing in Dentistry. *Dent Clin North Am.* 2017; 61(4): 751-778. DOI: 10.1016/j.cden.2017.06.008
15. Ferracane JL, Aday P, Matsumoto H, Marker VA. Relationship between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins. *Dent Mater.* 1986; 2(2): 80-84. DOI: 10.1016/s0109-5641(86)80057-4
16. Shortall AC. How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite. *J Oral Rehabil.* 2005; 32(12): 906-911. DOI: 10.1111/j.1365-2842.2005.01523.x
17. AlQahtani MQ, Michaud PL, Sullivan B, Labrie D, AlShaafi MM, Price RB. Effect of high irradiance on depth of cure of a conventional and a bulk fill resin-based composite. *Oper Dent.* 2015; 40(6): 662-672. DOI: 10.2341/14-244-L



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 un 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

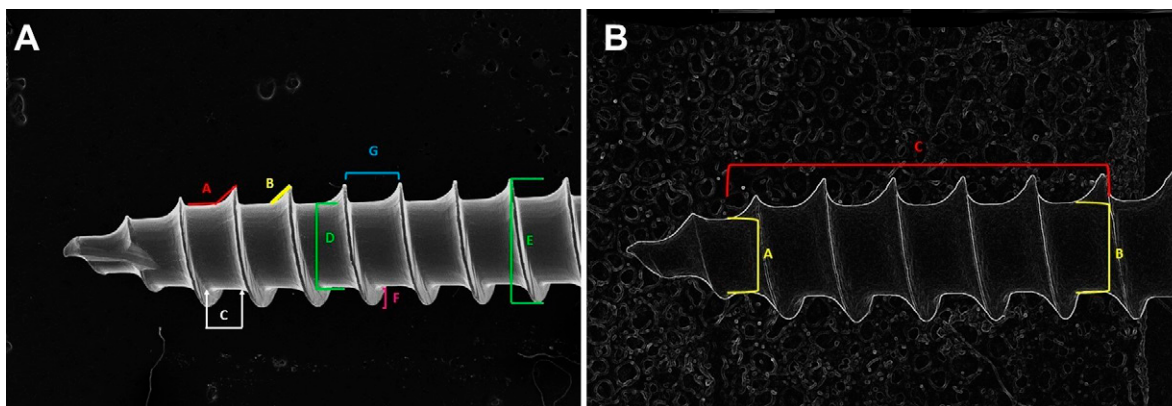


Figura 1. A-Características morfológicas evaluadas: A. Ángulo de la rosca, B. Anchura del flanco, C. Anchura de la fosa, D. Diámetro interno, E. Diámetro externo, F. Profundidad de la rosca, G. Distancia entre roscas. Aumento de 18x, la barra de escala representa 1 mm. B-La conicidad de los mini implantes 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.

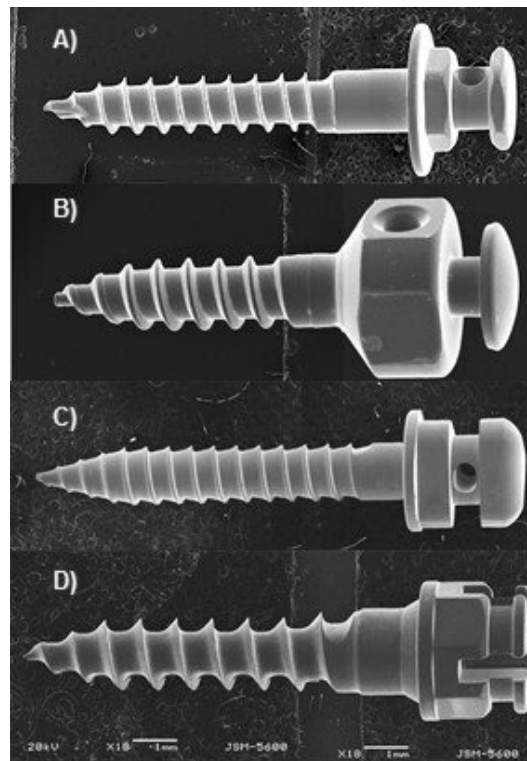


Figura 2. Longitud total de los mini implantes. A. m.o.s.a.s. Schrauben, B. Implant quick, C. Vector TAS y D. OrthoEasy, las imágenes se tomaron con un aumento de 18x, barra de escala = 1 mm.

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.

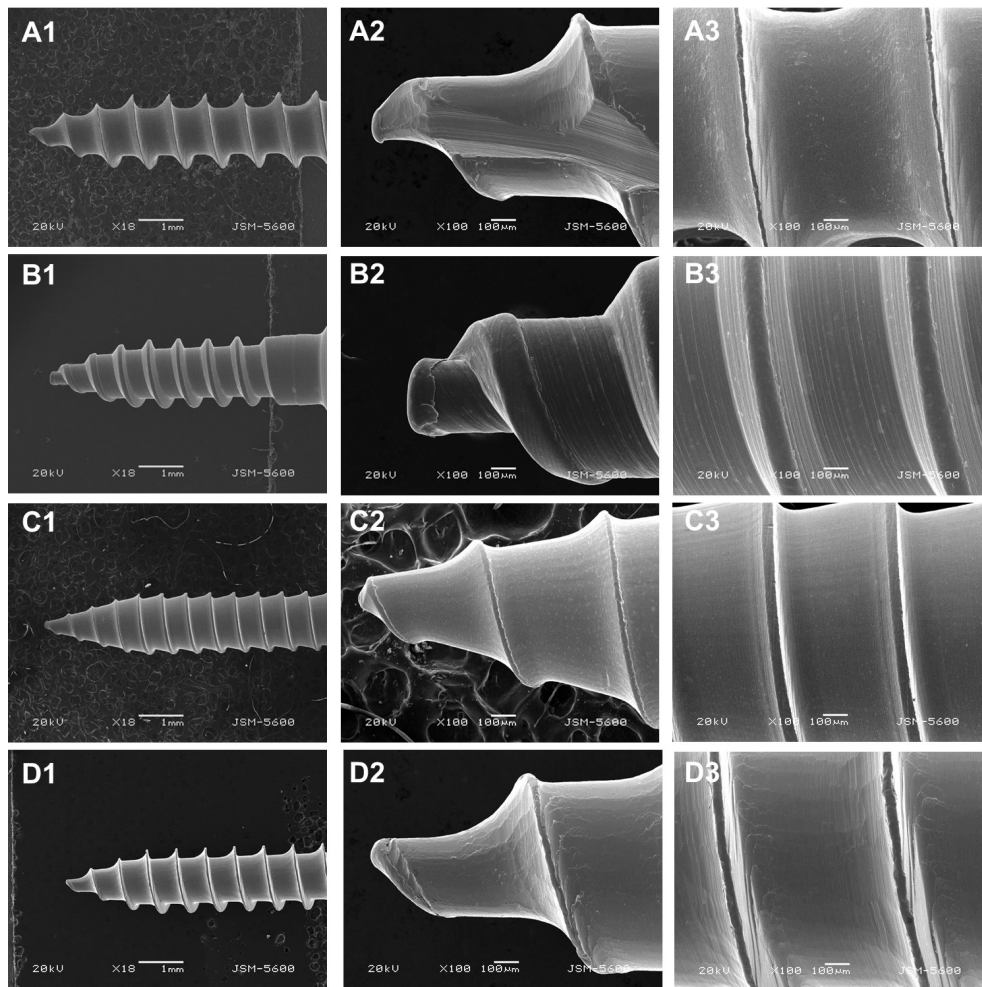


Figura 3. Imágenes MEB de los mini implantes. A. M.O.S.A.S. Schrauben, B. Implante quick, C. Vector TAS y D. OrthoEasy. La columna 1- muestra imágenes de las roscas de los mini implantes. Las imágenes se tomaron con 18 aumentos. Barra de escala = 1 mm. Columna 2- Región de la punta, aumento 100x; barra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

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, Réquiz 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

