

COMPROBACIÓN CLÍNICA DE UN DESTORNILLADOR UNIVERSAL PARA MINI IMPLANTES EN ORTODONCIA - ESTUDIO IN VITRO.

CLINICAL TESTING OF A UNIVERSAL SCREWDRIVER FOR MINI IMPLANTS IN ORTHODONTICS - IN VITRO STUDY.

Autores:

Jara, L^{1.}, Velandia L.A^{2.}, Beltrán, J^{3.}, Jaller, M^{4.}, Rivera, A^{5.}

RESUMEN

OBJETIVO: Comprobar en forma In-Vitro el desempeño del nuevo destornillador universal para la colocación de mini-implantes en ortodoncia desarrollado por UNICOC. **METODOLOGÍA:** La Institución Universitaria Colegios de Colombia desarrolló un destornillador universal para mini implantes que permite la instalación de puntas individuales intercambiables. Se extrajeron 10 muestras de costilla porcina con un espesor de hueso cortical entre 1.2 y 1.5mm, las cuales se dividieron en 2 grupos para tomografía y micrografía. **RESULTADOS:** Se observó leve movilidad y balanceo entre el porta implantes/destornillador y porta implantes/mini-implantes, al utilizar el destornillador universal UNICOC, por otro lado, a través de la tomografía axial computarizada se determinó un nicho óseo regular en la inserción y desinserción de los mini-implantes, si presencia de alteraciones en la morfología del tejido óseo de hueso de costilla porcino. Y, por medio de (SEM, Microscopio Electrónico de Barrido) se identifica la topografía ósea un hueso esponjoso trabecular no laminar o plexiforme, identificando láminas concéntricas de forma más densa, uniforme y regular y sus canales vasculares con presencia de posibles micro fisuras fisiológicamente, así como la presencia de micro fisuras alrededor del mini-implante en su inserción. **CONCLUSIONES:** A pesar de la leve movilidad entre el porta implante y el destornillador, el balanceo entre el Mini implante y el porta implante, permitió realizar un uso clínico seguro durante el manejo de los mini-implantes.

Palabras claves: mini-implantes, destornillador, porta implantes.

ABSTRACT

OBJECTIVE: To test in vitro the performance of the new universal screwdriver for the placement of mini-implants in orthodontics developed by UNICOC. **METHODOLOGY:** The Institución Universitaria Colegios de Colombia developed a universal screwdriver for mini-implants that allows the installation of interchangeable individual tips. Ten porcine rib samples with a cortical bone thickness between 1.2 and 1.5mm were extracted and divided into 2 groups for tomography and micrography. **RESULTS:** Slight mobility and rocking was observed between the implant holder/screwdriver and implant holder/mini-implants, when using the universal screwdriver UNICOC, on the other hand, through the computerized axial tomography a regular bone niche was determined in the insertion and disinsertion of the mini-implants, without presence of alterations in the morphology of the bone tissue of the porcine rib bone. And, by means of (SEM, Scanning Electron Microscope) the bone topography is identified as a non-lamellar or plexiform trabecular cancellous bone, identifying concentric laminae of a denser, uniform and regular shape and its vascular channels with the presence of possible physiological micro fissures, as well as the presence of micro fissures around the mini-implant in its insertion. **CONCLUSIONS:** In spite of the slight mobility between the implant holder and the screwdriver, the balance between the mini implant and the implant holder allowed a safe clinical use during the handling of the mini-implants.

Keywords: mini-implants, screwdriver, implant holder.

1. Odontóloga (UNICOC), Especialista en Ortodoncia del CIEO - UMG, Especialista en educación con Énfasis en evaluación educativa de la Universidad Santo Tomás, Especialista en Derecho Médico Sanitario, Magister en Educación.
2. Odontóloga de la Universidad el Bosque, Especialista en Odontología legal y forense de la Pontificia Universidad Javeriana, Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar (UNICOC), PhD investigación de la Universidad de Macerata Italia.
3. Odontólogo (UNICOC), Especialista en Gerencia en Salud Pública y Auditoría en Salud de la Universidad del Rosario, Residente del posgrado en la especialidad de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar (UNICOC).
4. Odontóloga de la Universidad del SINU, Residente del posgrado en la especialidad de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar (UNICOC).
5. odontóloga de la Universidad del Magdalena, Residente del posgrado en la especialidad de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar (UNICOC).

Introducción

Durante el tratamiento ortodóncico ocurren de forma frecuente movimientos no deseados en los dientes, para lograr mantener el éxito del tratamiento las fuerzas recíprocas deben ser controladas; y, es en estos casos donde el anclaje juega un papel fundamental en la ortodoncia, definiéndose como la capacidad de resistir estos movimientos reactivos no deseados a través de diferentes medios o dispositivos. Dicho anclaje puede ser proporcionado por otros dientes, por el paladar, la cabeza, el cuello o implantes colocados en el hueso intraoralmente (1).

El más reciente método empleado en ortodoncia; es el uso de Bone Anchorages Devices (BAD) por su sigla en inglés, Gainsforth y Higley en 1945, sugirieron por primera vez el uso de tornillos metálicos como anclaje (2). Posteriormente, Costa et al. en 1998, describieron un tornillo con un soporte especial que podría emplearse para anclaje directo o indirecto, desde entonces, se han introducido varias marcas y diseños de mini implantes para ser utilizados como método de anclaje intraoral (3).

Debido a la importancia que ha tomado recientemente la utilización de mini implantes para anclajes es importante tener en cuenta algunos principios básicos como son la estabilidad primaria y secundaria; las cuales dependen de factores como torque y angulación al momento de la inserción, así como los daños que puedan presentarse a nivel óseo durante esta inserción, durante el transcurso de tratamiento y al momento de la remoción del dispositivo (4).

Walter et al. en 2013, han asociado altas tasas de fracaso y pérdida ósea con mini-implantes en hueso de baja calidad; por lo tanto, la densidad ósea es fundamental para la correcta planificación, así como las posibles secuelas o afecciones que se puedan observar a nivel óseo, las cuales, aunque no se evidencien clínicamente, se pueden presentar como micro fracturas o grietas en esta estructura que afecta la estabilidad (5).

Tal como lo postulan Katalinic et al. en 2017, el control de torque de inserción del mini implante es un factor importante en la tasa de éxito más que el diseño del destornillador; sin embargo, señalan la importancia

de realizar estudios adicionales para verificar sus resultados ya que no se encuentra en la literatura investigaciones sobre diferentes diseños de destornillador y su influencia en la estabilidad y en los efectos en la colocación de mini-implantes (6). Adicionalmente los diseños de las cabezas de los mini-implantes permiten su colocación exclusivamente con los destornilladores correspondientes a la casa comercial que fabrica el respectivo mini-implante ocasionando que el clínico se vea en la necesidad de contar con tantos destornilladores como tipos de mini-implantes desee utilizar incrementando los costos y aumentando el número de dispositivos.

Lo anterior, justifica la realización de un destornillador universal que brinde beneficios a los ortodoncistas en cuanto al uso de un solo destornillador para el uso de los mini-implantes de las diferentes casas comerciales, coadyuvando a disminuir el número de accesorios en la mesa clínica; reduciendo tiempos en el consultorio y eventualmente disminuyendo costos de operación clínica.

Teniendo en cuenta estas dificultades, la Institución Universitaria Colegios de Colombia desarrolló un destornillador Universal para mini implantes el cual permite la instalación de puntas individuales intercambiables con las características propias de cada fabricante garantizando la posibilidad de escoger cualquiera de las marcas comerciales más comunes disponibles en el mercado sin la necesidad de adquirir un destornillador de cada casa comercial, lo que reduce los gastos en el proceso de compra de instrumental.

Por ende, el objetivo de este estudio busca comprobar en forma In-Vitro el desempeño del nuevo destornillador universal para la colocación de mini-implantes en ortodoncia desarrollado por UNICOC.

Metodología

Para el estudio in vitro se utilizaron como muestra costillas de hueso porcino de raza YorkShire o LargeWhite de 3 meses de edad; para evaluar el nicho óseo y las micro fisuras que se generan al insertar un mini-implante con el destornillador universal.

Los criterios de inclusión y exclusión tenidos en cuantos fueron:

Criterios de Inclusión:

- Secciones de costillas esternales de cerdo completamente limpias, que en su superficie (borde posterior cóncavo) no se observan imperfecciones o deterioro.
- Costillas esternales de cerdo que correspondan a la misma camada.

Criterios de exclusión:

- Cartílagos costales, esternales o flotantes de cerdo
- Costillas de animales que hayan presentado trauma o patología que afecten la integridad ósea.

Para la preservación de la muestra y mantenimiento del tejido se realizó:

1. Se extrajeron 10 muestras de hueso de costilla porcino (Figura 1) con un grosor de hueso cortical entre 1,2 y 1,5mm (Figura 2) medidos con un calibrador (7).



Figura 1. Hueso de costilla porcino



Figura 2. Grosor de hueso cortical de 1,4mm

2. Posterior a la extracción e inserción de los mini-implantes, para evitar la deshidratación y la posible formación de fisuras en el hueso, las muestras se mantuvieron conservadas con hielo seco a aproximadamente -4°C en solución salina con un pH de 7.0 (Figura 3 y 4) y luego se fijaron dentro de las 24 horas (7,8,9).



Figura 3. Muestras de hueso de costilla porcino en solución salina a un pH de 7,0



Figura 4. Preservación del tejido óseo de costilla porcina en hielo seco a -4°C.

3. Posteriormente, se dividieron las muestras para ser utilizadas en el estudio de tomografía (Figura 5a) y micrografía (Figura 5b).

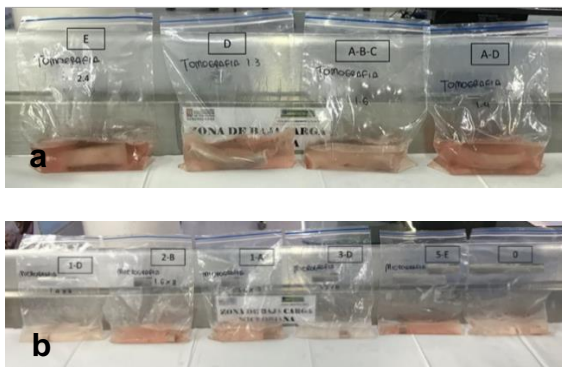


Figura 5. Muestras de hueso de costilla porcino en solución salina a un pH de 7,0; a: Cuatro huesos de costilla porcino para tomografía. b: 6 huesos de costilla porcino para micrografía

4. Para el estudio de micrografía: se procedió a la deshidratación de la muestra realizando lavados en una serie ascendente de alcohol (Figura 6), incubados durante periodos de 10 minutos en etanol al 75% (2 veces), 20 minutos en etanol al 95% (2 veces) y 20 minutos en etanol al 100% (1 vez) (8).



Figura 6. Muestras de hueso de costilla porcino en las diferentes concentraciones de etanol.

Después de la deshidratación, se sumergieron en acrílico transparente para obtener rigidez al momento de realizar la evaluación con microscopio electrónico de barrido por electrones (Figura 7).

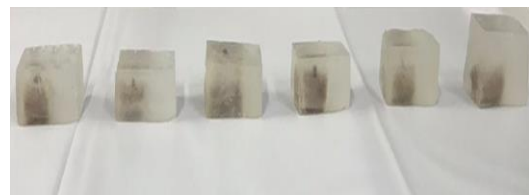


Figura 7. Muestras de hueso de costilla en acrílico.

5. Se utilizaron 10 muestras de tejido óseo de cerdo (costilla), tomando cuatro muestras para tomografía con una medida de 8cm de largo por 1,5cm a 2 cm de ancho (Figura 8) y seis muestras con una medida de 2cm de largo por 1,8cm de ancho (Figura 9).

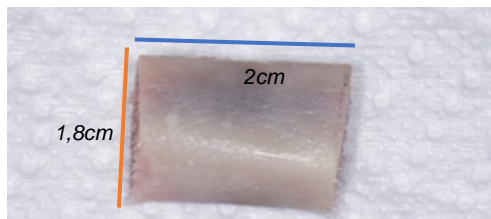


Figura 8. Muestras de hueso de costilla para estudio con microscopía electrónica de barrido por electrones.

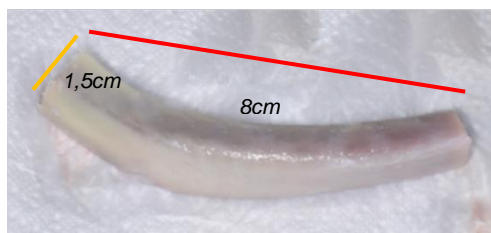


Figura 9. Muestras de hueso de costilla para estudio con tomografía axial computarizada.

Se utilizaron 13 mini-implantes de 5 casas comerciales con diferentes diámetros (Tabla 1).



Figura 10. Porta implantes utilizados con el destornillador universal UNICOC



Figura 11. Diseño de los diferentes mini-implantes.

Las inserciones realizadas en cada grupo fueron hechas por un solo operador entrenado en mini-implantes quien ha realizado inserción de más de 1.500 mini-implantes, a un ángulo de 90° y un torque de 20 Ncm a la inserción y un torque de 5Ncm a la desinserción, con el destornillador Universal y los respectivos porta implantes (Figura 11) de acuerdo con el mini-implante a insertar, en este caso solo se utilizaron tres de las cinco portas implantes (Tabla 2).

Se realizó dos grupos de estudio:

- **Grupo 1 (Tomografía):** Se utilizaron en este grupo cuatro muestras para el estudio de tomografía donde se realizó la inserción de ocho mini-implantes de diferentes diámetros y casas comerciales, distribuidos en

una misma probeta aquellos que referenciaban según la casa comercial el mismo diámetro en su diseño (Tabla 3).

Las imágenes de tomografía axial computarizada fueron tomadas con un ortopantomografo MyRay HyperionX9 Pro (Figura 12), con una dosis de Kv: 90, a un tiempo de exposición 26,4 segundos, en una ventana de 10cmx8cm.



Figura 12. Ortopantomografo MyRay.HyperionX9 Pro.

- **Grupo 2 (Micrografía):** Se realizó seis muestras para el estudio de microscopía electrónica de barrido por electrones, donde se realizó

la inserción de cinco mini-implantes de diferentes diámetros de las distintas casas comerciales, distribuidos en cinco muestras para cada mini-implante y una muestra sin mini-implante como referencia inicial de la morfología del tejido óseo.

Los cortes y observación de las muestras fueron realizadas en el centro de investigación de microscopía MicroCore de la Universidad de los Andes, realizando un corte de sección transversal a un avance de 0,01mm/s desde la cabeza del mini-implante a 1mm del hueso cortical, con la máquina de corte de precisión SECOTOM, para su posterior observación con el microscopio electrónico de barrido por electrones JEOL JSM 6490-LV.

Resultados

Durante la selección de los mini-implantes, dos de ellos identificados según su casa comercial con diámetro de 2,0mm y 1,5mm con cabeza de bracket y cabeza de botón, de forma hexagonal respectivamente, presento como limitantes su uso al no tener

adaptación por ser de mayor tamaño a la entrada del porta implante.

Además, en la evaluación del desempeño del destornillador universal de UNICOC durante la inserción de los mini-implantes se observó adaptación con leve movilidad del porta implantes al mango del destornillador (Figura 13a, b) y de algunos mini-implantes a su correspondiente porta implantes (Figura 14).



Figura 14. Balanceo del mini-implante al porta implante

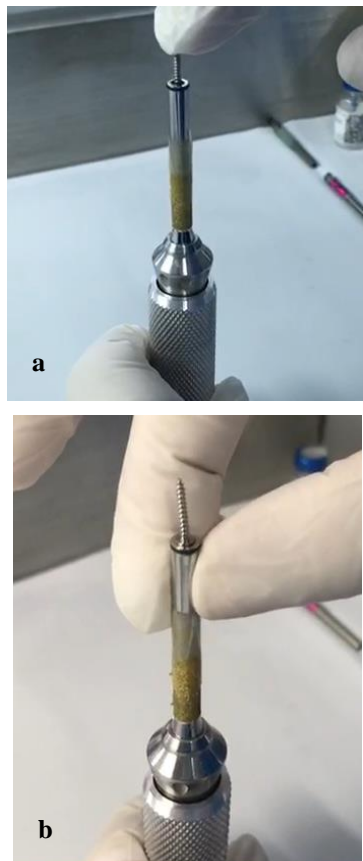


Figura 13. Leve movilidad del porta implante al destornillador. 13a: Adaptación del mini-implante al porta implante y leve movilidad de la porta implante al mango del destornillador. 13b: Leve movimiento o balanceo entre el porta implante y el mango del destornillador, y el mini-implante al porta implante.

Al momento de retirar el destornillador finalizada la inserción del mini-implante de la casa comercial D con diámetro de 1,3mm y A de 2mm de diámetro, presentó desalojo del porta implante #1 (Figura 15a, b, c.) y #2 (Figura 16) al mango del destornillador permaneciendo en la muestra de hueso de costilla porcino. De igual forma, previo a la inserción del mini-implante se identificó una “balanceo” de los mini-implantes de las casas comerciales A, C y D de diámetro 1,4mm, 1,7mm y 1,3mm, respectivamente.

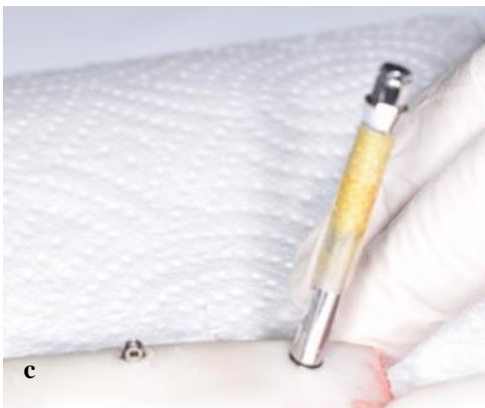


Figura 15a, b, c. Desalojo del porta implante #1 al mango del



Figura 16. Desalojo del porta implante #2 al mango del destornillador.

Por otro lado, en la valoración de las características morfológicas del nicho óseo obtenido por la inserción y desinserción de los diferentes mini-implantes en el hueso de costilla porcino utilizando el destornillador universal UNICOC; a través de la tomografía observamos un hueso trabéculado tipo III (Figura 17) y hueso cortical D2 (Figura 18). Topográficamente hallamos en las cuatro muestras de hueso de costilla una inserción (Figura 19 y 21) y desinserción limpia y regular (Figura 2 y 22) donde se observa una continuidad del nicho óseo en el hueso compacto o hueso cortical (D2) y el hueso esponjoso o hueso trabéculado (Tipo III), además, no se evidencia desviación en el eje de inserción ni daños colaterales del hueso.

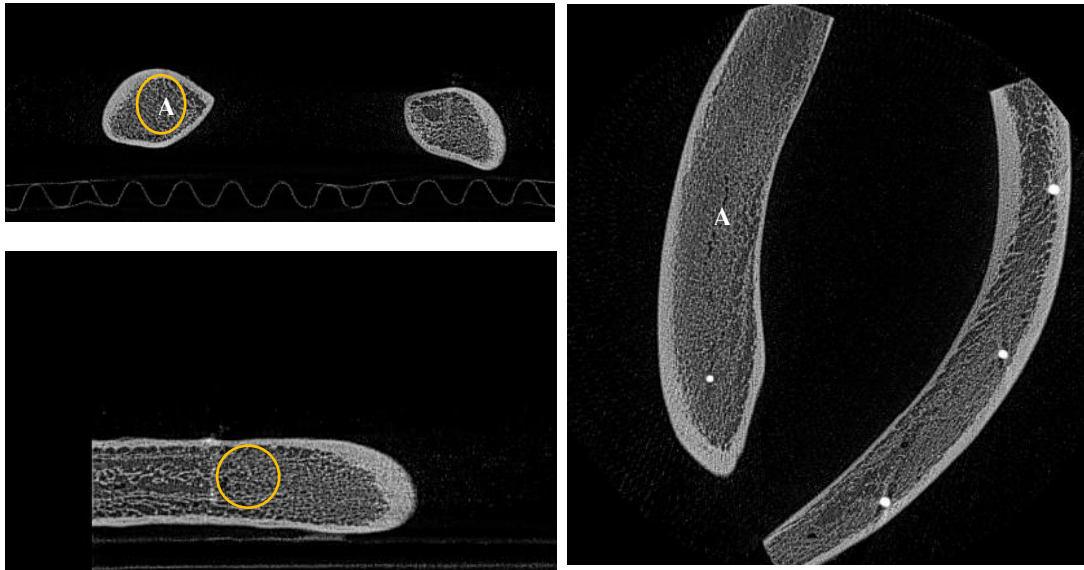


Figura 17. Topografía ósea. A: hueso trabéculado

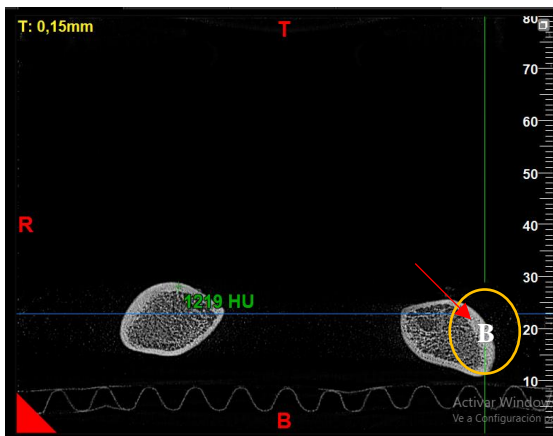


Figura 18. Topografía ósea. B: hueso trabéculado tipo III hueso.cortical D2.

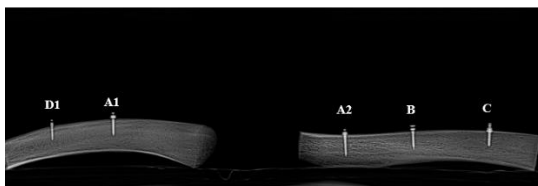


Figura 19. Muestra de hueso de costilla porcino con mini-implanes de las casa comerciales: D1 (Θ 1,4mm x 8mm), A1 (Θ 1,4mm x 7mm), A2 (Θ 1,6mm x 10mm), B (Θ 1,65mm x 8mm), C (Θ 1,7mm x 7mm):



Figura 20. Muestra de hueso de costilla porcino con la desinserción de los mini-implantes. D1.i (Θ 1,4mm x 8mm, des insertado), A1.i (Θ 1,4mm x 7m, des insertado), A2.i (Θ 1,6mm x 10mm, , des insertado), B.i (Θ 1,65mm x 8mm, , des insertado), C.i (Θ 1,7mm x 7mm, , des insertado)

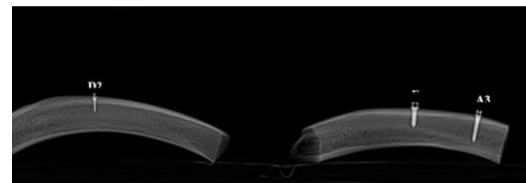


Figura 21. Muestra de hueso de costilla porcino con mini-implantes. D2 (Θ 1,3mm x 6mm), A3 (Θ 2mm x 10mm), E (Θ 2,5mm

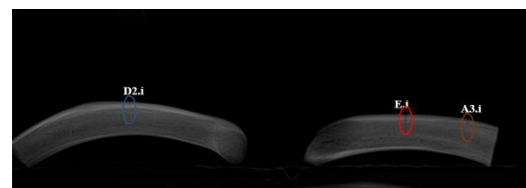


Figura 22. Muestra de hueso de costilla porcino con la desinserción de los mini-implantes. D2.i (Θ 1,3mm x 6mm), A3.i (Θ 2mm x 10mm), E.i (Θ 2,5mm x 7mm).

A partir de las secciones obtenidas en el estudio efectuado a través de (SEM, Scannig Electron Microscope) se identifica la topografía ósea (Figura 23) un hueso esponjoso trabecular no laminar o plexiforme identificando laminas concéntricas de forma más densa, uniforme y regular y sus canales vasculares con presencia de posibles micro fisuras de forma fisiológica (Figura 24a, b) que pueden ser atribuidas a remodelación del tejido óseo.

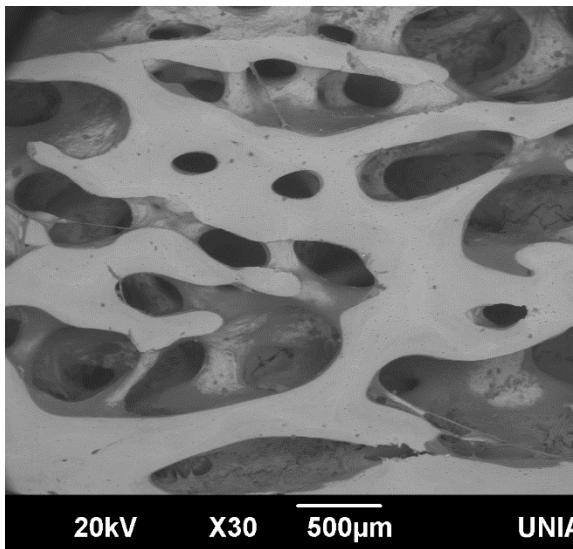


Figura 23. Micrografía de tejido óseo porcino.

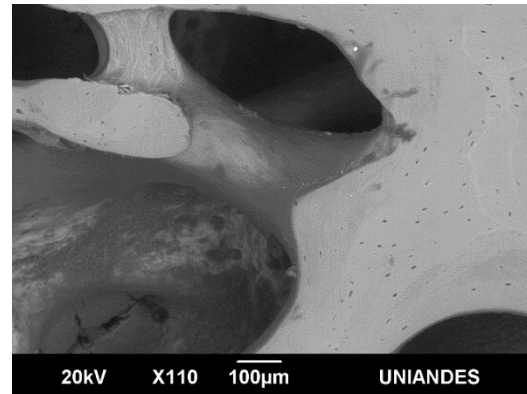
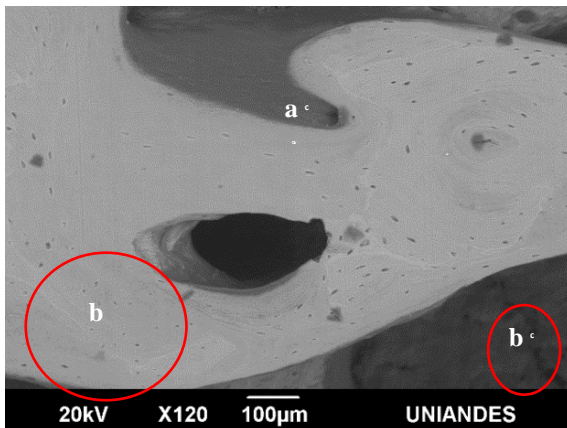


Figura 24. Hueso esponjoso trabecular no laminar o plexiforme. 24a: canales vasculares. 24b: Fisuras fisiológicas.

Teniendo en cuenta el tejido óseo de la muestra, y que las posibles micro fisuras de hallan dentro de los canales vasculares denominada micro fisuras fisiológicas, en las imágenes micrográficas se halla presencia de micro fisuras, microgrietas o micro daños en la parte más densa del hueso alrededor del mini-implante, donde estas no se identificaban en la muestra sin la inserción del mini-implante.

Por ende, podemos observar presencia de micro fisuras en las siguientes imágenes: (Figura 25, 26, 27 y 28) y una mayor injuria o estallido ósea alrededor de tal mini-implante (Figura 27) y como hallazgo un espacio entre el mini-implante y el tejido óseo (Figura 29).

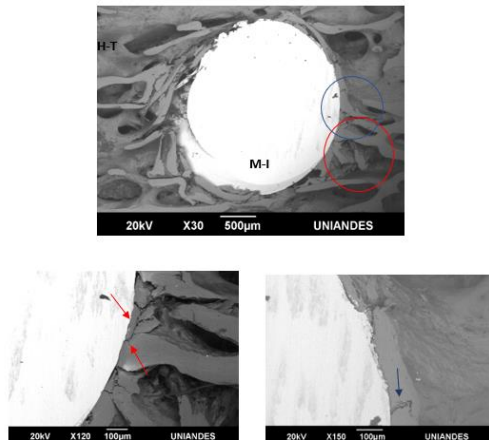


Figura 25. Presencia de micro-fisuras alrededor del min-implante A (Θ 1,6mm x 10mm). M-I: Mini-implante. H-T: Hueso trabeculado.

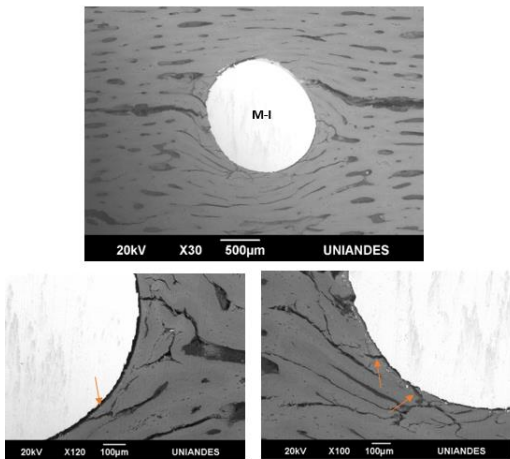


Figura 26. Presencia de micro-fisuras alrededor del min-implante B (Θ 1,65mm x 8mm).

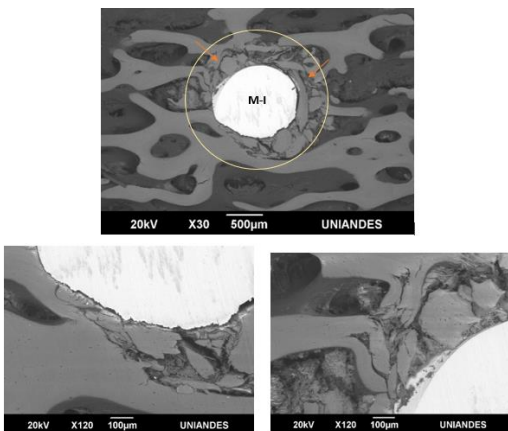


Figura 27. Presencia de micro-fisuras alrededor del min-implante D (Θ 1,3mm x 6mm).

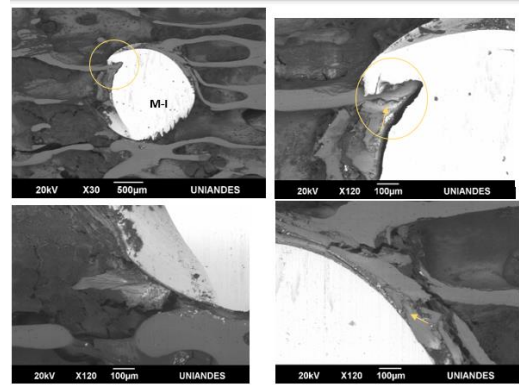


Figura 28. Presencia de micro-fisuras alrededor del min-implante D (Θ 1,4mm x 7mm). E (Θ 2,5mm x 7mm)

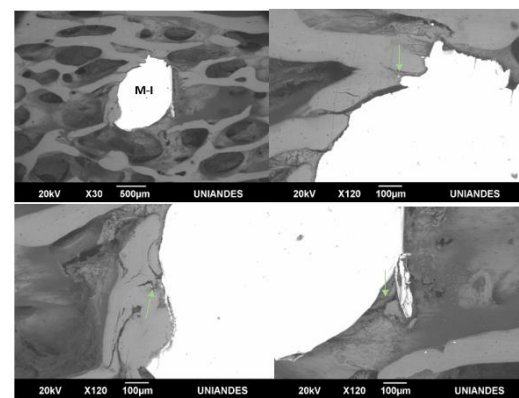


Figura 29. Presencia de micro-fisuras alrededor del min-implante D (Θ 1,4mm x 7mm).

De acuerdo con estos resultados, teniendo en cuenta las características del hueso analizado que corresponde a una densidad cortical ósea D2, indica ser el hueso apropiado para proporcionar esta traba mecánica, siempre y cuando no exista espacio entre el mini-implante y el tejido óseo.

Discusión

Son pocos los estudios que hablen específicamente sobre los

destornilladores para mini-implantes utilizados en ortodoncia, Jung et al. (10) en 2013, refieren que el destornillador debe contar con una cabeza de sujeción externa o interna acorde al diseño de la cabeza del mini implante. Por ello, se debe tener en cuenta que el destornillador universal UNICOC no cuenta con una suficiente cabeza de sujeción externa, ni interna, que ofrezca una mayor seguridad y evitar el balanceo presentado entre el porta implante/destornillador y el mini-implante/porta implante.

Con las distintas casas comerciales existentes en el mercado podemos encontrar diferentes destornilladores con sus extensiones o puntas también denominadas porta implantes que puede ser de conexión manual y pueden referenciarse según su casa comercial por su longitud o extensión, diseñados de esta forma para la inserción de los mini-implantes de acuerdo con la zona atómica y según el diámetro o la forma de la cabeza ya sea con cabeza de botón, cabeza en forma de cruz o de bracket (11-12-13-14-15).

Por otro lado, es de suma importancia las características del mini-implante siendo estos según la inserción autoperforantes y autoroscantes, diferenciando uno del otro en que el primero los propios micro-implantes son los que perforan la encía y la cortical ósea, según la disposición, separación de las espirales y la punta del tornillo, éste podrá o no ser autoperforante, y los segundos necesitan un inicio de apertura con una fresa en la cortical (16).

Estos también varían en su dimensión según el diámetro que oscila entre 1,3mm y 2mm, y la longitud entre 6mm y 12mm. Gutierrez et al, en 2014 comentan que existen tres tipos de diámetros (16).

- El tipo A: mide 1,3mm de diámetro a nivel del cuello del implante y 1,1mm en la punta.
- El tipo B mide 1,5 mm de diámetro en el cuello y 1,3 mm en la punta. La longitud total de los tipos A y B es de 11mm.
- El tipo C mide 1,5mm de diámetro en el cuello y 1,3mm en la punta, con una longitud de 9mm.

Otros autores como Arismendi citado por Gutiérrez et al. (16), clasifican la selección de un micro-implante basado en el diámetro y la longitud. Éstos, a su vez, varían de acuerdo con su localización anatómica y tipos de mini implantes:

- Cabeza pequeña: Encías adheridas del maxilar y mandíbula, así como en el paladar.
- Sin cabeza: Mucosa móvil del maxilar y mandíbula.
- Cabeza larga: Límite entre encía adherida y encía libre mandibular.
- Cabeza circular: Encía adherida del maxilar y en el paladar.
- Cabeza para fijación: Zona vestibular maxilar y mandibular para la fijación intermaxilar. También para el paladar y sutura palatina.
- Cabeza con forma de bracket: Encía adherida maxilar y mandibular, también en el paladar.
- Forma de cruz.
- Forma de botón.
- Con y sin ojal para insertar ligadura o cadeneta.

Es así, como se evidencia la variabilidad en el diseño de los mini-implantes por las diferentes casas comerciales lo que sugiere la necesidad de desarrollar su propio destornillador. Siendo esta variabilidad la limitante en este estudio al no tener adaptación dos mini-implantes con diseño de cabeza de bracket y cabeza de botón de forma hexagonal, por ser de mayor tamaño a la entrada del porta implante del destornillador universal UNICOC.

Otro factor a tener cuenta es el control de torque, tal y como lo postula Katalanic et al. (6) en 2017, este es un elemento de alto peso en la tasa de éxito en el diseño del destornillador. Por ende, es importante en la determinación del torque y la aplicación de este para obtener un resultado positivo en la estabilidad del mini-implante (17).

Los resultados obtenidos en el estudio de Jara et al. (18) en 2014, luego de la proyección de esfuerzos versus una proyección de aplicabilidad de torque en la simulación permitió observar que el nivel de fluencia del material se presenta a 26,6Ncm y a un valor de esfuerzo de 979,1 MPa. La inserción

de los mini implantes a un torque inferior a 21,5 Ncm disminuye las probabilidades de fallo del dispositivo y propiamente del material o en este caso la muestra de costilla de hueso porcino, ya que es a partir de este nivel de torque donde comienza la deformación permanente por lo cual el torque seleccionado en el destornillador universal fue de 20/Ncm (18).

Es así, como las características del mini-implante junto con el procedimiento o técnica y factores del paciente se han asociado al éxito de la estabilidad de los mini implantes, lo cual podría influir en el micro daño que es una deformación permanente de la microestructura del hueso cortical o la presencia de micro fisuras formadas durante la inserción (19). De esta manera, en nuestro estudio la inserción realizada es la indicada por el estudio de Jara et al. En 2014, siendo 20Ncm con el fin de otorgar las mínimas posibilidades de micro fisuras o en el peor caso desprendimiento del mini-implante y fractura de la muestra. Mencionemos que también se ve implicada la densidad ósea de la cortical en la estabilidad del mini-implante y la tasa de éxito o fracaso,

ya que el grosor del hueso cortical se considera un determinante crítico para obtener la estabilidad primaria, debido a la correlación con la fuerza de inserción y desinserción.

Teniendo en cuenta la consideración de la densidad ósea y su relación con la implantología, Linkow (20) en 1970 clasifico la densidad ósea de hueso esponjoso en cuatro categorías: tipo I, tipo II, tipo III y tipo IV; y Misch (20) clasifico la densidad del hueso cortical en cuatro estructuras macroscópicas categorizadas como: D1, D2, D3 y D4. Esta clasificación de Misch puede evaluarse con imágenes de tomografía axial computarizada mediante correlación con un rango de unidades Hounsfield, definiendo el tipo de densidad óseo; componente importante en la inmovilización o traba mecánica, ya que ante la presencia de los espacios medulares abiertos o el tejido fibroso desorganizado no permiten una disipación controlada de las fuerzas o un ambiente de micro deformación en las células óseas locales, por lo que se genera mayor estrés (20). Con base a esto, de acuerdo con el análisis tomográfico de nuestro estudio y la

literatura consultada, se debe tener en cuenta que la densidad ósea de la cortical se ve implicada en la estabilidad del mini-implante y la tasa de éxito o fracaso, siendo más favorable la densidad ósea D1 y D2.

En el estudio realizado por Wawrzinek et al. (8) en 2008, reportaron presencia de micro fisuras en el hueso en el grupo de referencia sin inserción de mini-implantes, refieren que fisiológicamente hay micro fisuras de bajo grado en el hueso cargado, también comentan en su estudio que nadie ha demostrado todavía una correlación entre el grado de micro fisuras y el grosor cortical, ni tampoco se ha demostrado que el grosor cortical afecte a la mecánica de la fractura del hueso, donde reportan que los procesos de remodelación ósea particularmente excesivos que implican daño a huesos vitales pueden afectar la retención de un mini-implante. Por ende, observamos la presencia de micro fisuras fisiológicas (Figura 24b) y de igual forma la presencia de microgrietas alrededor del mini-implante (Figura 25, 26, 27 y 28).

En las muestras observadas en el estudio se halló no solo la presencia

de micro fisuras en el hueso cortical sino un espacio entre los mini-implantes y el tejido ósea de las muestras (Figura 28 y 29), por lo que la estabilidad primaria de los mini-implantes ortodóncicos no sólo se ve afectada por la calidad del hueso (relación entre el hueso compacto y el trabecular) y la cantidad de hueso (densidad mineral), sino también por las características del diseño del mini-implante siendo la longitud y el diámetro las características más importantes para la estabilidad primaria así como el tipo de rosca (21).

Conclusión

De las cinco portas implantes diseñados para el destornillador universal UNICOC, dos de estos no ofrecieron posibilidades de uso por falta de adaptación con los mini-implantes utilizados en este estudio.

A pesar de la leve movilidad entre el porta implante y el mango del destornillador, el balanceo entre el mini-implante y el porta implante, permitió realizar un uso clínico seguro durante el manejo de los mini-implantes.

El tipo de cabeza de varios mini-implantes a utilizar, no fueron funcionalmente viables afectando en

la forma de entrada al porta implante debido al diseño de la cabeza del mini-implante.

A pesar de encontrar diferencias en las dimensiones tanto en la cabeza, como la parte transmucosa y parte activa de los mini-implantes de las diferentes casas comerciales, se enfatiza que el destornillador universal de UNICOC es multifuncional y versátil, facilitando su uso durante el manejo clínico, destacando en su diseño la presencia del torcometro que proporciona seguridad al poder cuantificar las fuerzas con las cuales se realiza el proceso de inserción y desinserción de los mini-implantes.

Según la información brindada por la micrografía se puede observar integridad entre el mini-implante y el tejido óseo, así como un espacio entre estos y la presencia de micro fisuras, por lo tanto, es posible que el tejido óseo podría verse afectado por la forma de rosca del mini-implante, resaltando que la presencia de estos espacios puede generar menos traba mecánica induciendo al fracaso del mini-implante.

Recomendaciones

- Se requiere hacer más porta implantes de acuerdo con el diseño de las cabezas y hexágonos de las diferentes casas comerciales.
- Diseñar un sistema O'Ring o sistema magnético, para optimizar el ajuste entre el porta implante y el destornillador, así como el balanceo entre el mini-implante y el porta implante, teniendo en cuenta que, de los 13 mini-implantes de las diferentes casas comerciales, una de ellas maneja sistema magnético en el diseño de la cabeza del mini-implante.
- Identificar en el porta implantes diseñado el tipo de mini-implantes que se puede utilizar para la práctica clínica.
- Realizar los ajustes propuestos para ser llevado a patente.

Bibliografía

1. "Orthodontic Anchorage: A Systematic Review." Angle Orthodontist. 2006; 76(3):493-501.

2. Gainsforth, B. L and L. Bodine Higley. "A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone." American Journal of Orthodontics and Oral Surgery. 1945; 3(1): 406-417.
3. Costa A, Raffainl M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 1998; 13(3):201-9.
4. Nguyen, Melissa V, et al. "The influence of miniscrew insertion torque." European Journal of Orthodontics. 2018; 40(1):37-44
5. Walter et al. "Design characteristics, primary stability and risk of fracture of orthodontic mini-implants: Pilot scan electronmicroscope and mechanical studies." Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2013; 18(5):804-10.
6. Katalinic et al. "Influence of Manual Screwdriver Design in Combination With and Without Predrilling on Insertion Torque of Orthodontic Mini-Implants." implant Dentistry. 2017; 26(1):95-100.
7. Hatzigianni, A., Keilig, L., Reimann, S., Eliades, T., & Bouraue, C. Effect of mini-implant length and diameter on primary stability under loading with two force levels. The European Journal of Orthodontics. 2011; 33(4):381-387.
8. Wawrzinek, Thorsten, and Helge. "Microdamage in Cortical Bone due to the Overtightening of Orthodontic Microscrews." J Orofac Orthop. 2008; 69(2):121-134.

9. Alvarez E, Ripalda P, Forrol F. Criopreservacion de los Injertos Cartilaginosos. Acta Ortopedica Mexicana. 2003; 17(3):157-159
10. Jung, Yi-Ra, et al. "Placement angle effects on the success rate of orthodontic microimplants and other factors with cone-beam computed tomography." Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013; 14(3):173-181
11. Issuu.com. [citado el 21 de noviembre de 2021]. Disponible en: https://issuu.com/ortoarea/docs/cataleg_jeil_2019-new-sin_precios
12. Dentos.co.kr. [citado el 21 de noviembre de 2021]. Disponible en: <https://dentos.co.kr/2010/about/microimplants.html>
13. Com.mx. [citado el 21 de noviembre de 2021]. Disponible en: <https://www.dewimed.com.mx/assets/o.s.a.s2.pdf>
14. Imeti.com. [citado el 21 de noviembre de 2021]. Disponible en: <https://imeti.com/implantes/implantes/producto/implante-de-ortodoncia/>
15. Sistemas de implantes dentales - Dental-Tech [Internet]. Dentaltechitalia.com. [cited 2021 Nov 21]. Available from: <https://www.dentaltechitalia.com/es/>
16. Gutiérrez Labaye, P., Hernández Villena, R., García, P., Escudero Castaño, N., & Bascones Martínez, A. Microtornillos: Una revisión. Avances en

- Periodoncia e Implantología Oral. 2014; 26(1): 25-38.
17. Feriz, G. P., Muñoz, M. A., Jara, L. M., & Malaver, P. Determinación del torque y sitios de mayor esfuerzo en minimplantes durante su inserción y retiro. Journal Odontológico Colegial. 2014; 7(13):8-17.
18. Jara LM, Reyes JH, González LA, Torres E, Malaver P, Pachón M. Comparación de la retención mecánica a la fuerza de tracción en dos diseños de mini-implantes ortodónticos. Journal Odont Col. 2012; 5(10):8-15.
19. Nguyen, M. V., Codrington, J., Fletcher, L., Dreyer, C. W., & Sampson, W. J. Influence of cortical bone thickness on miniscrew microcrack formation. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2017; 15(23):301-311.
20. Misch, C. E., & Bortolotti, L. Implantología contemporánea. Barcelona: Elsevier. 2009; p:130-146.
21. Walter A, Winsauer H, Marcé-Nogué J, Mojal S, Puigdollers A. Design characteristics, primary stability and risk of fracture of orthodontic mini-implants: pilot scan electron microscope and mechanical studies. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2013; 18 (5): 804-810

ANEXOS

CASA COMERCIAL	TIPO DE CABEZA	DIAMETRO	LONGITUD
A (A1, A2, A3)	Hexagonal con cabeza de botón.	1,4mm;1,6mm	10mm; 8mm
	Hexagonal con cabeza de cruceta.	2mm	10mm
B	Hexagonal con cabeza de bracket.	1,65mm	8mm
C	Hexagonal con cabeza de botón.	1,7mm	7mm
D (D1, D2)	Hexagonal cabeza SH	1,4mm	7mm
	Hexagonal cabeza PH	1,3mm	6mm
E	Cuadrangular de cabeza perforada	2,5mm	7mm

Tabla 1. Mini-implantes de las diferentes casas comerciales.

PORTA IMPLANTE	DIAMETRO	CASA COMERCIAL
Cinta Amarilla #1 (Diseño hexagonal)	<ul style="list-style-type: none"> • 1,6mm;1,4mm;2mm • 1,65mm • 1,7mm 	<ul style="list-style-type: none"> • A • B • C
Sin cinta #2 (Diseño hexagonal)	<ul style="list-style-type: none"> • 2,5mm 	<ul style="list-style-type: none"> • E
Cinta fucsia/plateado #3 (Diseño cuadrangular)	<ul style="list-style-type: none"> • 1,4mm; 1,3mm 	<ul style="list-style-type: none"> • D

Tabla 2. Porta implantes utilizados con su respectivo mini-implante.

MUESTRAS/PROBETAS	CASA COMERCIAL	DIÁMETRO	LONGITUD
1	A-B-C	1,6mm – 1,65mm – 1,7mm	10mm – 8mm- 7mm
2	A - D	1,4 mm	8mm – 7mm
3	A - E	2,0mm – 2,5 mm	10mm – 7mm
4	D	1,3mm	6mm

Tabla 3. Distribución de mini-implantes en las cuatro muestras seleccionadas para estudio tomográfico

MUESTRAS	CASA COMERCIAL	DIÁMETRO	LONGITUD
1	A	1,6mm	10mm
2	B	1,65mm	8mm
3	D	1,3mm	6mm
4	D	1,4mm	7mm
5	E	2,5mm	7mm

Tabla 4. Distribución de los mini-implantes en las seis muestras seleccionadas para estudio de microscopía electrónica de barrido de electrones.