



Universidad  
Nacional  
de Córdoba



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**ESCUELA DE POSGRADO**

**“DEFORMACION PLÁSTICA Y VALOR DE INSERCIÓN  
MÁXIMA DE MICROIMPLANTES EN HUESO D2”**

ESPECIALIZANDO:

**OD. DANIELA DE LA QUINTANA**

DIRECTOR:

**DR. RUBÉN HUGO PONCE**

CO-DIRECTOR:

**DR. JORGE PAVANI**

ASESOR CIENTÍFICO:

**DRA. MARTA RUGANI**

**CÓRDOBA, 2019**



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-  
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA – FACULTAD DE ODONTOLOGÍA-  
ESCUELA DE POSTGRADO**

**CARRERA DE ESPECIALIZACIÓN EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA  
DENTOMÁXILOFACIAL**

**TRABAJO FINAL PARA OPTAR POR EL TÍTULO DE ESPECIALISTA**

**«DEFORMACION PLÁSTICA Y VALOR DE INSERCIÓN  
MAXIMA DE MICROIMPLANTES EN HUESO D2»**

**Especializando:** Od. De La Quintana, Daniela

**Director:** Dr. Ponce, Rubén Hugo

**Co-Director:** Dr. Pavani, Jorge

**Asesora Científica:** Dra. Rugani, Marta.

**2019**

**Contenido**

RESUMEN ..... 3

INTRODUCCIÓN ..... 4

MARCO TEÓRICO..... 5

HIPÓTESIS ..... 14

OBJETIVO GENERAL..... 14

MATERIALES Y MÉTODOS..... 15

RESULTADOS ..... 23

DISCUSIÓN..... 40

CONCLUSION ..... 43

BIBLIOGRAFÍA..... 44

## RESUMEN

**Introducción:** El anclaje absoluto por medio de microimplantes ha sido esencial en la práctica diaria. Conocer las características individuales permite seleccionar el adecuado para cada caso. El propósito de esta investigación *in vitro* fue observar el diseño, medir y registrar el torque de inserción en hueso tipo D2 usando un “fisiodispenser”, para comparar con posterioridad, la presencia o no de deformación en la estructura de 9 microimplantes de 3 marcas diferentes.

**Materiales y Métodos:** 9 microimplantes fueron observados en primera instancia mediante microscopía Confocal a fin de registrar su estructura externa, diámetro de espiras, diámetro del cuerpo, distancia entre espiras y largo total proveniente de fábrica. Luego las muestras fueron insertadas con instrumental rotatorio en costillas de cerdo (hueso denso tipo D2) registrando el torque final. Finalmente las muestras fueron observadas en microscopía Confocal para determinar la presencia o no de deformación plástica.

**Resultados:** se observó deformación plástica en la distancia entre espiras de todas las muestras, alteraciones en el diámetro del cuerpo de los grupos II y III. Durante la prueba de inserción se fracturaron 2 muestras del grupo III a un bajo torque.

**Conclusiones:** Los resultados de este estudio sugieren que al momento de emplear un dispositivo de anclaje temporal en un paciente, por ejemplo hueso mandibular, y respetando las indicaciones de fuerza sugerida por el fabricante, las deformaciones son probables. Dichas alteraciones plásticas nos hace pensar que estos dispositivos podrían verse debilitados, ocasionando posibles fracturas y daños en los tejidos bucales.

**Palabras Claves:** microimplante, deformación plástica, fractura, torque de inserción.

## INTRODUCCIÓN

El éxito del tratamiento ortodóntico se basa en un correcto diagnóstico, planificación y abordaje del paciente. Parte de la planificación implica determinar el anclaje adecuado para cada situación en particular. El anclaje se define como la resistencia que opone el diente a su movimiento <sup>(1)</sup> o resistencia dental a un movimiento no deseado <sup>(2)</sup>; este se encuentra relacionado con el tamaño y forma radicular.

El anclaje ortodóntico adecuado es necesario para asegurar un movimiento predecible de los dientes y evitar un movimiento recíproco insuficiente <sup>(3)</sup>. Este problema se genera según la tercera ley de Newton que consigna que: “cada movimiento genera otro de igual intensidad en el sentido contrario”.

Cada situación ortodóntica se presenta como un desafío a la hora de seleccionar el anclaje correcto. Existen diversos tipos de anclaje <sup>(1)</sup>:

- Anclaje recíproco
- Anclaje muscular
- Anclaje cortical
- Anclaje extraoral
- Anclaje esquelético

Situaciones en las cuales se requiere un anclaje absoluto (o la menor cantidad de movimientos residuales) se escogen anclajes esqueléticos, por ejemplo microimplantes, placas zigomáticas e implantes convencionales, ya que los dispositivos intraorales (botón de nance, arco transpalatino, etc.) muestran alguna pérdida de anclaje y los elementos extraorales dependen de la colaboración del paciente.

Con el descubrimiento del concepto de osteointegración se propusieron métodos de tratamiento ortodóntico con control máximo de anclaje principalmente para adultos. La utilización de implantes osteointegrados, como mecanismo de anclaje absoluto, fue indicada en el tratamiento de casos más complejos, para optimizar resultados con mecánicas más simples e inclusive para disminuir el tiempo de tratamiento. Sin embargo, los implantes osteointegrados convencionales solo se pueden insertar en lugares específicos, como es el espacio retromolar o en áreas edéntulas <sup>(1)</sup>.

Los microimplantes introdujeron nuevas posibilidades de anclaje efectivo en ortodoncia. También se conocen como micro tornillos o tornillos de anclaje, y comprenden lo que se llama Dispositivos de Anclaje Temporal (DAT).

## MARCO TEÓRICO

Los Dispositivos de Anclaje Temporal fueron diseñados para superar las limitaciones de los dispositivos de anclaje ortodoncico convencionales, ya que permiten una independencia en relación con el cumplimiento del paciente <sup>(4)</sup>.

Los DAT se anclan en el hueso y se extraen una vez finalizado el movimiento ortodóntico del diente previsto. Son suficientemente pequeños para ser colocados en diversas áreas del hueso alveolar e incluso en el espacio inter-radicular. Estas características hicieron que los microimplantes fueran rápidamente aceptados y utilizados clínicamente.

En 1983, Creekmore y col. utilizaron el anclaje esquelético colocándolo a nivel de la espina nasal anterior con el objetivo de realizar una mecánica de intrusión de incisivos. También, algunos ortodoncistas sugirieron que un pequeño tornillo de metal podría resistir fuerzas constantes de magnitud y duración suficiente como para mover los elementos anteriores en su totalidad sin perderse, infectarse o doler, pero fue un concepto demasiado invasivo para su tiempo <sup>(5)</sup>.

En 1997, Kanomi describió un microimplante diseñado para uso ortodóntico para anclaje directo <sup>(6)</sup>.

- **Indicaciones y contraindicaciones de los microimplantes**

Las indicaciones de los microimplantes se pueden resumir en <sup>(7)</sup>:

- ❖ Pacientes que presentan un número insuficiente de dientes para constituir un anclaje convencional.
- ❖ Pacientes para los cuales, el sistema de fuerzas puede producir efectos indeseables en las unidades de anclaje.
- ❖ Pacientes con la necesidad de movimientos asimétricos en todos los planos del espacio y corrección de planos oclusales.
- ❖ Pacientes con cirugía ortognática.
- ❖ Pacientes que presenten algún elemento con anquilosis, para conseguir aposición de hueso en dicha zona mediante el movimiento de dientes adyacentes.
- ❖ Pacientes que durante el tratamiento ortodóntico necesiten cierre de espacios post extracciones sin pérdida de anclaje o a fines de acelerar el cierre de los mismos.
- ❖ Pacientes que requieran realizar retrusión y/o protrusión de incisivos.
- ❖ Pacientes que necesiten intrusión y extrusión rápida de dientes unitarios.
- ❖ Pacientes que requieran enderezamiento de molares superiores e inferiores.
- ❖ Pacientes que presenten elementos impactados.

- ❖ Pacientes que requieran corrección de planos oclusales asimétricos.
- ❖ Pacientes que requieran corrección de líneas medias.
- ❖ Pacientes con necesidad de corregir sobremordidas profundas o mordidas abiertas anteriores, es decir corrección de la dimensión vertical.
- ❖ En casos que se requiera anclaje asociado a otras aparatología (por ejemplo disyuntores, barra transpalatina, etc).

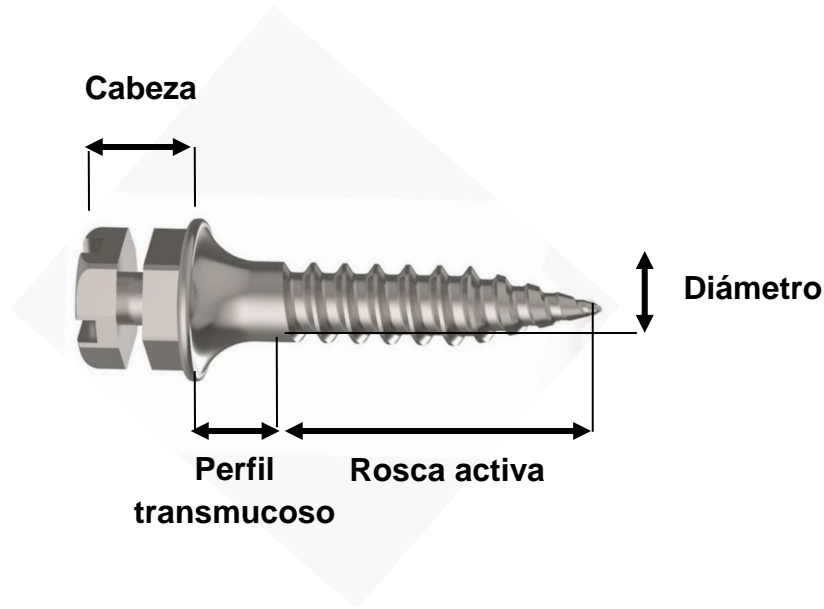
Los microimplantes están contraindicados en:

- ❖ Pacientes con patologías médicas debilitantes (neoplasias, diabetes).
- ❖ Pacientes que presenten alteraciones psicológicas.
- ❖ Pacientes con cortical ósea delgada (provoca una falta de retención mecánica).
- ❖ Pacientes con mala higiene oral ya que aumenta el riesgo de inflamación e infección.
- ❖ Pacientes con enfermedad periodontal no controlada.
- ❖ Pacientes que presenten hábitos disfuncionales.
- ❖ Pacientes bajo tratamiento de radioterapia. <sup>(8)</sup>
- ❖ Pacientes que presenten un espacio insuficiente interradicular para la colocación del microimplante. <sup>(8)</sup>
- ❖ Pacientes con calidad deficiente del hueso.
- ❖ Pacientes que presenten lesiones en tejidos blandos, como liquen plano, leucoplasia, úlceras traumáticas.

- **Segmentos anatómicos de los microimplantes**

Los microimplantes ortodónticos se pueden dividir en tres partes anatómicas <sup>(9)</sup> (Figura1):





**Figura 1.** Segmentos anatómicos de los microimplantes.

- **Cabeza:** es la porción visible. Contiene un área para la instalación de dispositivos ortodóncicos. Puede tener un botón, orificio, gancho o ranura. En esta parte se acoplan los diferentes aditamentos como arcos seccionales, resortes, hilo elástico, etc.
- **Cuello o porción transmucosa:** región intermedia, generalmente lisa, donde descansan los tejidos periimplantares. Presenta diferentes medidas según tamaño del microimplante o zona a colocar. Debe ser pulida para evitar la inflamación de los tejidos blandos.
- **Porción roscada o cuerpo:** parte activa del microimplante que permite enroscar el tornillo al hueso. Su diámetro varía entre 1 y 2 mm.

#### • Composición química de los microimplantes

Los microimplantes deben ser confeccionados con materiales no tóxicos y biocompatibles, con buenas propiedades mecánicas y resistencia al estrés y corrosión. Aunque el titanio puro responde a estas necesidades, se incorpora también vanadio y aluminio, formando la aleación Ti-6AL-4V (grado 5) <sup>(10)</sup>. Las razones por la que se usa esta aleación son:

- ❖ Por presentar un diámetro reducido; esta aleación tiene mayor resistencia mecánica que el Titanio en estado puro.

- ❖ Por permitir una estabilidad mecánica primaria; al tener baja osteointegración el microimplante se fija al hueso por medio de una traba mecánica.
- ❖ Por ser fácil su remoción; esta aleación posee características bioactivas inferiores al titanio puro.

En la aleación de titanio se destacan dos fases: una fase “alfa” y una fase “beta”. La fase “alfa” presenta resistencia mecánica y tenacidad, pero baja ductilidad (poco maleable). La fase “beta” presenta mejor conformabilidad y resistencia a la fatiga a altas y bajas temperaturas, aunque es vulnerable a la contaminación atmosférica. Estas fases se encuentran en equilibrio <sup>(11)</sup>.

### • Clasificación de los microimplantes según su colocación

Se pueden dividir en 2 tipos, de acuerdo con la manera de colocarlos <sup>(1)</sup>:

- *Autoperforantes*: se insertan directamente en el hueso, ya que el propio tornillo es capaz de atravesar la mucosa gingival y la cortical ósea. Permiten que su colocación sea fácil y rápida. Presentan una punta filosa en su extremo que les permite cortar el hueso a medida que se los enrosca.
- *Autoroscantes o microimplantes con fresado previo*: se realiza una perforación previa en el hueso mediante el uso de fresas de 0,1 a 0,3 mm; luego se coloca el microimplante en sentido a las agujas del reloj. Presentan una punta roma o cónica.

En comparación con el método de pre-fresado, el método de auto perforado ofrece una colocación más rápida, produce menos daño al hueso y tiene un mejor agarre en el hueso <sup>(12)</sup>.

### • Longitud y diámetro de los microimplantes

*Longitud*: varía de un fabricante a otro, generalmente van desde los 5 mm a los 12 mm. Su elección se basará según la estructura anatómica de la zona donde se coloque. Para conseguir buena estabilidad se recomienda utilizar implantes largos y anchos <sup>(7)</sup>.

*Diámetro*: varía de 1 a 2 mm. Su elección dependerá de la zona a utilizar y el espacio interradicular <sup>(7)</sup>.

Para evitar el contacto con las raíces y asegurar la estabilidad, después de la colocación, se recomienda que se usen microimplantes regulares (alrededor de 1,5 mm de diámetro) en una región con suficiente grosor óseo cortical y calidad ósea; sin embargo, en una región con hueso frágil, se prefieren tornillos anchos (de 2 a 2,3 mm de diámetro) <sup>(3)</sup>.

La longitud del microimplante se debe determinar después de considerar la ubicación de su colocación y la condición del tejido de la mucosa. Se sugieren microimplantes de 6 a 8 mm de longitud en el hueso alveolar bucal superior e inferior. Los microimplantes largos (> 10 mm de longitud) deben usarse en una región con tejido mucoso grueso, como es el hueso alveolar palatino. En cualquier caso, es importante colocarlos en la posición correcta, de acuerdo con las instrucciones del fabricante y del desarrollador<sup>(3)</sup>.

- **Zonas aptas para la colocación de los microimplantes**<sup>(8)</sup>

- ✓ *Zona vestibular anterior del maxilar superior e inferior:*

A nivel de los incisivos superiores se puede colocar microimplantes entre los incisivos centrales y entre los incisivos centrales y laterales.

A nivel de los incisivos inferiores se puede colocar microimplantes entre los incisivos centrales y los laterales.

En las secciones que van desde la línea media de la mandíbula hasta la región interdental entre el incisivo lateral y canino, el espesor se incrementa desde el punto más alto hacia el más bajo, con un máximo espesor en el tercio inferior.

En la zona canina e interdental entre el canino y el primer premolar inferior el espesor se incrementa desde el punto más alto hacia el más bajo con el espesor máximo en el tercio inferior.

- ✓ *Zona lateral vestibular y palatina del maxilar superior e inferior:*

En las zonas vestibulares del maxilar superior se puede colocar microimplantes entre las raíces del canino y primer premolar, entre el primer y segundo premolar, entre el segundo premolar y el primer molar y entre el primer y segundo molar.

La zona más apta es a nivel del primer molar en la cresta cigomática alveolar, pero se debe considerar la proximidad con el seno maxilar.

En la zona vestibular lateral de la mandíbula se pueden colocar en los mismos lugares que en el superior. A nivel de los premolares se debe tener en cuenta la emergencia del nervio mentoniano.

- ✓ *Zona de tuberosidad:*

Es una buena ubicación palatina, ya que la vestibular es muy delgada.

- ✓ *Zona lingual inferior:*

La cortical lingual es muy delgada. La presencia de torus mandibular (crecimiento óseo anormal en zona ósea lingual) brinda una buena zona de retención. La colocación a nivel de los molares es crítica.

✓ *Zona palatina:*

La sutura media palatina es una estructura de alta densidad con una altura suficiente de hueso que llega hasta la cresta nasal, lo que la convierte en un buen sitio de colocación. Se debe tener presente la ubicación de la arteria palatina anterior. En la sutura media palatina la colocación del microimplante debe realizarse alejándose de esta unos 2 o 3 mm, e inclinando el tornillo hacia la línea media.

✓ *Zona retro molar inferior:*

Se puede ubicar el microimplante más hacia la zona vestibular o en el borde anterior de la rama ascendente

✓ *Zona de sínfisis mandibular:*

Desde la línea media mandibular hasta el incisivo lateral el espesor de la cortical vestibular aumenta gradualmente desde el ápice radicular hacia el borde inferior de la mandíbula, con un espesor de 2,36 mm.

• **Complicaciones de los microimplantes**

Actualmente, la tasa de fracasos durante la colocación o uso de los microimplantes es del 8% al 10%.

Las causas pueden ser <sup>(7)</sup>:

- ❖ Fresado demasiado largo, mal refrigerado o irrigado.
- ❖ Demasiada presión vertical en el lecho del microimplante.
- ❖ Movimientos laterales durante la inserción del tornillo.
- ❖ Fractura del hueso alveolar.
- ❖ Hueso poco corticalizado (poco compacto).
- ❖ Fuerza de tracción excesiva.
- ❖ Tornillo demasiado corto.
- ❖ Actuación de la musculatura oral (lengua, mucosa yugal).
- ❖ Contacto con las raíces dentarias o estructuras nerviosas.
- ❖ Movilidad en el hueso/Pérdida o caída del tornillo.
- ❖ Irritación local y/o sobreinfección de la mucosa.
- ❖ Penetración en fosas nasales, seno maxilar.
- ❖ Fractura del microimplante.

Las complicaciones inmediatas que se producen están relacionadas con la técnica de colocación del microimplante, mientras que las diferidas están relacionadas con la retención mecánica del anclaje y fuerza de tracción.

La reducción del tamaño de los microimplantes demostró una leve incidencia de fracasos clínicos, como ser fracturas y expulsión o movilidad posteriores a su colocación<sup>(4)</sup>. La fractura del microimplante durante la colocación inicial o extracción es la complicación más reportada.

Los estudios indican que la estabilidad de los microimplantes está relacionada con la calidad y cantidad ósea, condición de la membrana, diámetro del microimplante, longitud, diseño<sup>(3)</sup> y forma de la rosca (forma, profundidad e inclinación)<sup>(13) (14)</sup>.

- **Torque de inserción de los microimplantes y fractura**

El éxito de la colocación del microimplante se basa en obtener una estabilidad primaria. Esta es definida como la estabilidad mecánica que se obtiene inmediatamente después de la inserción de un implante; resulta de la conexión con el hueso cortical, y evita la formación de tejido conectivo entre ellos, por lo que garantiza la cicatrización del hueso<sup>(15)</sup>.

La estabilidad primaria se encuentra relacionada por el torque de inserción. Al mismo tiempo, la fractura de un microimplante se correlaciona con valores de torsión excesivamente altos generados en la inserción o extracción. Dependiendo de la altura en que se fracture, la extracción del fragmento incrustado en el hueso cortical puede ser difícil. Se debe realizar una exposición quirúrgica del sitio con un colgajo de grosor completo, y puede requerirse la extracción posterior del hueso alrededor del implante utilizando una fresa para obtener un acceso adecuado al segmento fracturado<sup>(16)</sup>.

En la situación clínica, los microimplantes se someten a una fuerza de torque durante la inserción y la extracción.

Los torques de inserción son recomendados según los fabricantes; por lo general se sugiere un torque de inserción de 5-10 N (50-100 N), pudiendo llegar a 15 N<sup>(17)</sup> para microimplantes con diámetro de 1,6 mm para minimizar el riesgo de falla o fractura. Los valores más altos pueden causar su fractura. Por lo tanto la capacidad de torsión máxima de los microimplantes en el momento de la inserción es de suma importancia.<sup>(18)</sup>

La parte activa del microimplante (la rosca) se destina a cortar y ensanchar el orificio óseo; cuanto mayor es el diámetro, mayor es el volumen de material a cortar. Durante la perforación, restos de material quedan en el interior del alveolo, dificultando la rotación del microimplante en el momento de la inserción. Por tal razón, es necesario tener cuidado cuando se utilizan microimplantes de menor diámetro, ya que la posibilidad de fractura aumenta.<sup>(9)</sup>

La deformación plástica describe el comportamiento elástico de un material con respuesta a tensión- deformación ante una carga externa <sup>(19)</sup> <sup>(20)</sup>. La deformación permanente de un material se da cuando este supera su límite plástico. Los microimplantes son colocados en diferentes áreas de la cavidad bucal, alguna de estas zonas ofrecen más resistencia (debido a mayor densidad ósea) que otras, y también se encuentran relacionados con las raíces dentarias, ligamento periodontal, seno maxilar, nervio dentario o mentoniano, etc. ,por lo que estos dispositivos deberían conservar su estructura sin alteraciones para evitar acercarse o dañar estas estructuras, mantener su estabilidad primaria y soportar las cargas o aditamentos para los cuales fueron colocados.

La fractura de un microimplante estaría relacionada a <sup>(18)</sup>:

- ❖ El diámetro seleccionado.
- ❖ La calidad ósea; si esta es de alta densidad, la perforación previa parece razonable, incluso para microimplantes autoperforantes, para disminuir el riesgo de fractura.

La bibliografía relaciona el riesgo de fractura con el cuello del microimplante, cuando este no es lo suficientemente resistente para soportar la tensión en el momento de su remoción. También, puede ocurrir por error del operador, en caso de una aplicación excesiva de fuerza durante la inserción <sup>(9)</sup>.

Las aleaciones de titanio (como los microimplantes) deben estar libres de irregularidades externas e imperfecciones (como ser burbujas, grietas, fisuras) <sup>(11)</sup>internas para evitar las interferencias a la hora de su colocación, aumentar la resistencia a la fractura, otorgar retención mecánica, y la mejorar la estabilidad primaria <sup>(21)</sup>.

Otro inconveniente se presenta a la hora de usar microimplantes autoperforantes de forma manual ya que es mayor el torque de colocación generado (al no tener control de este), lo que resulta en un mayor riesgo de fractura durante la inserción <sup>(22)</sup>.

Los microimplantes con dimensiones similares tienen diseños diferentes que pueden influir en la resistencia a la fractura <sup>(23)</sup>. Debido a la gran variedad de marcas en el comercio de microimplantes y las características individuales de cada fabricante es indispensable conocer el valor de resistencia a la fractura de los microimplantes más usados. Por lo tanto, analizar los valores de torsión resulta de vital importancia.

También es necesario conocer si el microimplante utilizado presenta algún grado de deformación en su estructura ante la aplicación de las fuerzas de torque de inserción o remoción, ya que debido a la cercanía a las estructuras dentarias con que se colocan estos dispositivos, de producirse una deformación con una alteración en las dimensiones, se incrementaría el riesgo de daño en estas estructuras cercanas como son las raíces, el ligamento periodontal, el seno maxilar, etc.

En los estudios analizados, no se encontró una investigación en la cual se haya utilizado un “fisiodispenser”, que al ser un motor quirúrgico se puede ir observando y

controlando cual es la fuerza de torque utilizada para la colocación del microimplante. Para el odontólogo que maneja este dispositivo, resulta interesante conocer el valor de torque máximo de trabajo durante la inserción en un hueso de alta densidad ósea, hueso tipo D2 según la clasificación con tomografía computarizada de C.Misch <sup>(24)</sup> , con el fin de otorgar seguridad a la hora de realizar este procedimiento.

El propósito de esta investigación *in vitro* fue observar el diseño, registrar el torque de inserción en hueso tipo D2 usando un "fisiodispenser", y comparar con posterioridad, la presencia o no de deformación en la estructura de 9 microimplantes de 3 marcas diferentes.

## HIPÓTESIS

Los tipos de microimplantes utilizados presentan deformación plástica al ser insertados con fuerza de torque promedio.

## OBJETIVO GENERAL

Determinar la presencia de deformación plástica en 9 microimplantes de 3 diferentes marcas colocados con instrumental rotatorio a una fuerza de inserción promedio.

### Objetivos específicos:

- Registrar la morfología inicial de la estructura externa de los diferentes microimplantes.
- Determinar el valor de torque inserción utilizado para la colocación de los diferentes microimplantes en hueso tipo D2.
- Determinar la deformación plástica posterior a la remoción del microimplante.
- Registrar la presencia o no de fracturas.



## MATERIALES Y MÉTODOS

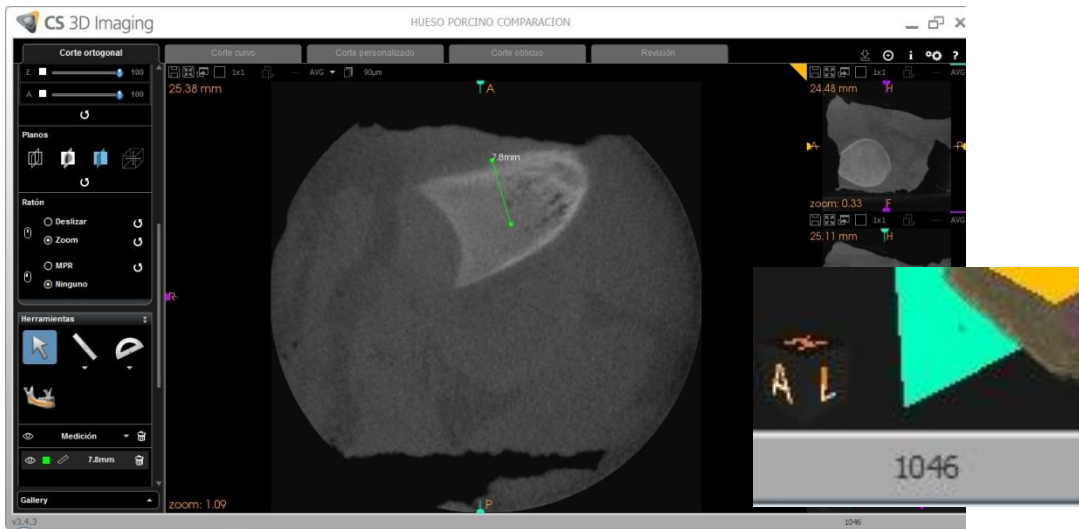
Para este estudio se utilizaron 9 microimplantes autoperforantes de la aleación Ti-6AL-4V (grado V). Se eligieron microimplantes de 8 mm de largo y de 1,6 mm de diámetro de las marcas American Orthodontics, Dewimed y Forestadent, adquiridos en envases sellados por fabricante al azar. Se agruparon según la marca comercial: Grupo I (3 microimplantes Forestadent), Grupo II (3 microimplantes American Orthodontics) y Grupo III (3 microimplantes Dewimed).

El estudio fue aprobado por el Comité Académico de Investigaciones en Salud de la Facultad de Odontología, Universidad Nacional de Córdoba.

### **Procedimientos:**

En primera instancia se observó la estructura externa de cada microimplante con un microscopio Confocal de barrido Láser OLYMPUS LEXT OLS 3000 en el Laboratorio de Microscopia Electrónica y Análisis por Rayos X (LAMARX) perteneciente a la Facultad de Matemáticas, Astronomía y Física (FaMAF) de la Universidad Nacional de Córdoba. Este nos permitió analizar la superficie externa, fotografiarla, y registrar inicialmente las medidas de largo total, distancia entre espiras, diámetro interno y diámetro de espiras proveniente de fábrica, como así también detectar la posible presencia de defectos estructurales.

En segunda instancia cada microimplante fue sometido a una prueba de fuerza de torque. Para realizarla, cada muestra fue insertada en hueso de costilla de cerdo al cual se le midió la densidad ósea por medio de una tomografía CONE BEAN; donde se registró un rango de 1040 a 700 Unidades de Hounsfield correspondiente a un Hueso tipo D2 (Figura 2), estas unidades coinciden con las densidades óseas presentes en alveolares mandibulares <sup>(25)</sup> <sup>(26)</sup>. La colocación se realizó mediante instrumental rotatorio, el cual consiste en un “fisiodispenser” Kavo (motor quirúrgico), contra-ángulo reductor NSK 20:1 y el “driver” correspondiente para adaptar cada muestra. Se programó para realizar la colocación a una velocidad de 45 Rpm y un torque máximo de 50 N. Durante la inserción se registró el torque alcanzado para cada microimplante al completar su inserción y también la existencia o no de fractura.

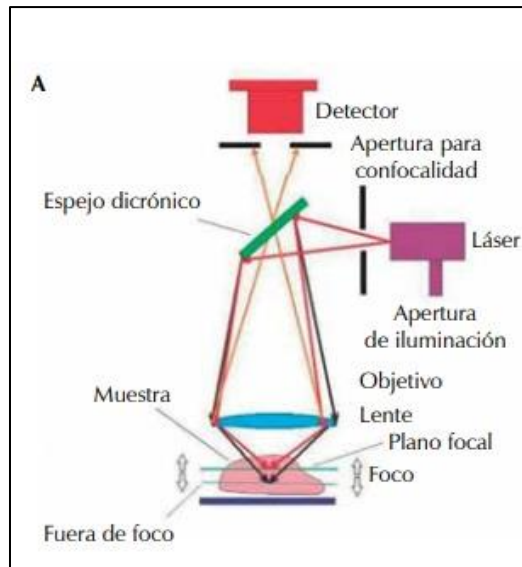


**Figura 2.** Tomografía Cone Beam de hueso porcino utilizado en esta investigación.

En tercera instancia se analizaron nuevamente las muestras, utilizando microscopia Confocal, a fin de registrar la presencia o no de deformación plástica.

### **I. Primera instancia: Registro inicial de la estructura externa de los microimplantes. Microscopia Confocal de barrido Láser**

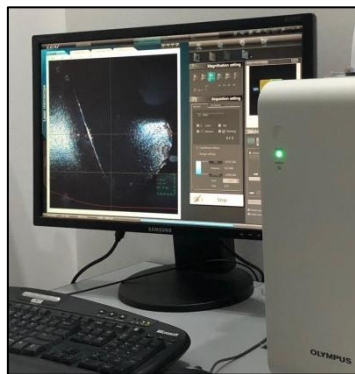
Como se indicó precedentemente, se utilizó un microscopio Confocal de barrido Láser OLYMPUS LEXT OLS 3000. Estos microscopios emplean el láser como fuente de luz; el láser pasa por un diafragma o “pinhole” que es un pequeño orificio en el filtro detector de la luz que impide el paso de la luz procedente de los planos de la muestra que están fuera de foco. Esto permite que el observador pueda recibir la luz proveniente de una región de 500 nm de profundidad contenida en un corte de tejido cuyo grosor esté en el rango de las decenas de micras. A la imagen que contiene información de una zona de grosor menor al de la muestra se la denomina “corte óptico”. Este tipo de microscopio permite realizar varios cortes ópticos finos en muestras gruesas y efectuar reconstrucciones tridimensionales a partir de varios cortes ópticos continuos (Figura 3). Es posible entonces obtener una imagen con la información proveniente de la región enfocada y de tal manera elimina el resto de luz proveniente de la muestra. El resultado es una imagen con alta resolución espacial (27).



**Figura 3.** Imagen explicativa de las partes de un microscopio Confocal.

Características del Microscopio Confocal de barrido Láser OLYMPUS LEXT OLS 3000 (Figura 4):

- ❖ Magnificación de lentes objetivos: 5x a 100x
- ❖ Magnificación de imagen láser 3D: 20x a 100x
- ❖ Magnificación digital: 1x a 8x
- ❖ Capacidad de ampliación total: 5x a 17,280x
- ❖ Modo de imagen en color: luz Led blanca, detector de CCD de 2 megapíxeles.
- ❖ Modo de imagen láser: láser de 405 nm, detector fotomultiplicador
- ❖ Resolución Z mínima: 10 nm
- ❖ Resolución XY mínima: 120 nm.



**Figura 4.** Fotografía del microscopio Confocal de barrido Láser OLYMPUS LEXT OLS 3000 presente en Laboratorio LAMARX.

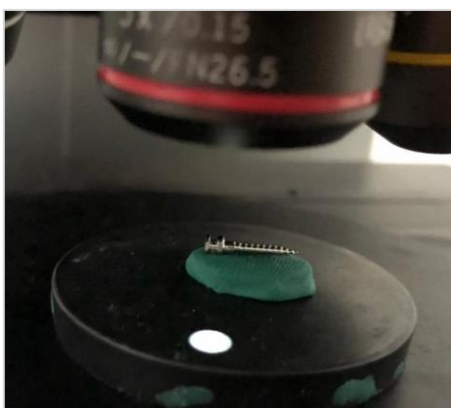
Las 9 muestras fueron extraídas de sus envases originales provenientes de fábrica. Cada muestra fue identificada a su correspondiente grupo (I, II o III) y se marcaron 2 de los 4 lados de cada microimplante para su observación, obteniendo un Lado 1 y un Lado 2.

Las características de fábrica de cada muestra se muestran en Tabla 1:

GRUPO	AUTOPERFORANTE	NOMBRE COMERCIAL	ORIGEN	COMPOSICIÓN QUIMICA	DIÁMETRO	LARGO
1. FORESTADENT	SI	OrthoEasy	Alemania	Ti6AL4V	1,6 mm	8 mm
2. AMERICAN ORTHODONTICS	SI	AARHUS System	Alemania	Ti6AL4V	1,5 mm	8 mm
3. DEWIMED	SI	D.O.S Tornillo Cross Head	Alemania	Ti6AL4V	1,65 mm	8 mm

**Tabla 1:** Características de los microimplantes utilizados en el estudio.

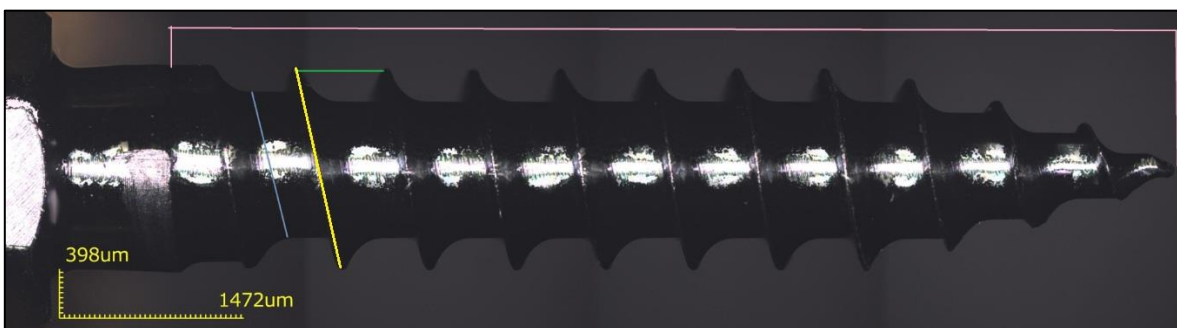
Para la observación al microscopio cada muestra se colocó en plastilina para su fijación (Figura 5). Se realizó la inspección con una magnificación del 20x (432x a 3456x). Cada muestra fue observada en su totalidad tanto del Lado 1 como del Lado 2. Se tomaron 4 fotografías de cada muestra, una completa de cada lado y una magnificación de la punta activa de cada lado. Posterior al análisis de todas las muestras se obtuvo un total de 36 fotografías.



**Figura 5.** Fotografía de una muestra previa a ser observada.

Durante la observación se registraron los siguientes parámetros en las muestras, con el fin de obtener los datos iniciales para descartar o no la presencia de deformación plástica posterior a la fuerza (Figura 6):

- Longitud total del microimplante (desde la primera rosca hasta su punta) en  $\mu\text{m}$ . (Marca rosa)
- Diámetro de cada espira en  $\mu\text{m}$ . (Marca amarilla)
- Diámetro del cuerpo del microimplante en  $\mu\text{m}$ . (Marca celeste)
- Distancia entre espiras en  $\mu\text{m}$ . (Marca verde)
- Presencia o no de defectos estructurales en su superficie (SI/NO).



**Figura 6.** Fotografía al 20x de la muestra 1, grupo III, lado 1. En el microimplante se señalan los parámetros a medir.

Cada parámetro fue medido durante la observación microscópica y registrado en una hoja de cálculo de Excel. La identificación de la presencia de defectos estructurales se registró en un Sí o No dentro de la misma hoja de cálculo.

Tras a esta instancia, las muestras fueron guardadas en sus envases originales.

## **II. Segunda instancia: Prueba de fuerza de torque. Registro torque de inserción.**

El objetivo en esta etapa fue registrar la fuerza de torque utilizada durante la inserción de la muestra en hueso denso. Para ello se utilizó instrumental rotatorio (“fisiodispenser” y contra-ángulo reductor) y hueso de costilla de cerdo (hueso denso).

Las costillas de cerdo se utilizaron en numerosas investigaciones ya que es de fácil obtención y su similitud con la cortical mandibular humana permite que los resultados sean cercanos a lo que pasaría en los pacientes. Con el objetivo de obtener la

densidad ósea exacta, se sometieron a una tomografía Cone Beam la cual nos permitió conocer que presentaban una densidad de 1040 a 700 unidades de Hounsfield, correspondientes a un hueso de tipo D 2. Al comparar con el hueso humano obtenemos densidades similares a la alveolar mandibular, como se evidencia en los estudios <sup>(25)(26)</sup>.

**Instrumental rotatorio:** el “fisiodispenser” consiste en un motor quirúrgico (Figura 7) utilizado generalmente en implantología. Esta investigación utilizó la marca *Kavo (Alemania)*, con contra-ángulo reductor *NSK (Japón)* 20:1. La ventaja de utilizar este instrumento es que nos permite regular la velocidad de inserción (Rpm) de los microimplantes y la fuerza de torque (N). El mismo contiene una bomba de irrigación anexo al motor que impulsa solución fisiológica por vía externa para refrigerar el tejido óseo durante la colocación. El contra-ángulo reductor es el dispositivo que acoplado al motor nos permite utilizar o reproducir las vueltas que da el motor para hacer rotar un instrumento determinado, en este caso los adaptadores. El contra-ángulo de reducción actúa como una caja de cambio, reduciendo las Rpm del motor y sustituyéndola por fuerza (torque) en el giro de instrumentos. Un contra-ángulo 20:1 reduce 20 veces cada vuelta del motor y multiplica 20 veces la fuerza (torque) con la que gira el instrumento.

Para la inserción de los microimplantes se programó a una velocidad de 45 Rpm y a un torque máximo de 50 N (el tope permitido por el equipo) a fin de registrar con exactitud la fuerza de inserción final en el hueso.

Cada grupo de muestra por sus características individuales se adapta en su porción superior (a nivel de la cabeza) a un adaptador, que se acopla al contra-ángulo reductor. Cada adaptador es diseñado según el fabricante y es el que impide la rotación u oscilación del microimplante durante su colocación. En esta prueba se utilizaron “drivers” de Forestadent para el grupo I y un “driver” Universal de la firma de American Orthodontics para el grupo II y III.



**Figura 7.** Fisiodispenser Kavo; motor quirúrgico que permite regular la velocidad y fuerza de inserción.

Durante esta prueba cada inserción de la muestra fue fotografiada a fin de no perder datos de registros.

En las tres muestras de cada Grupo (I Forestadent- II American Orthodontics- III Dewimed) se registraron los siguientes parámetros:

- Torque final de inserción (N).
- Velocidad de inserción (Rpm).
- Fractura (SI/NO)

Posterior a esta prueba cada muestra fue retirada en contramarcha con la misma aparatología. Las muestras fracturadas fueron removidas con pinzas a fin de no dañar los cavos de fractura, se colocaron en detergente enzimático y se cepillaron para eliminar los restos de hueso; una vez secas se colocaron en sus envases originales.

### **III. Tercera instancia: Observación con microscopia Confocal de barrido Láser**

En esta etapa las muestras fueron llevadas nuevamente a la observación con microscopia Confocal a fin de registrar los valores finales posteriores a la prueba de fuerza de torque.

Se observaron nuevamente a 20x y se obtuvieron 36 fotografías.

Se registró:

- Longitud total del microimplante (desde primera espira hasta la punta) en  $\mu\text{m}$ .
- Diámetro de cada espira en  $\mu\text{m}$ .
- Diámetro del cuerpo del microimplante en  $\mu\text{m}$ .
- Distancia entre espiras en  $\mu\text{m}$ .

Las medidas fueron tomadas durante la observación y se registraron en una hoja de cálculo de Excel.

### **Análisis Estadístico:**

Para la interpretación de los datos, cada muestra se dividió en tres partes: segmento superior, segmento medio y segmento inferior del cuerpo del microimplante. El extremo de la punta fue excluida ya que es significativamente menor al resto del cuerpo. Para cada parámetro estudiado en cada grupo se obtuvo un valor promedio en los tres segmentos.

Para el análisis estadístico se utilizó el programa Infostat. Las comparaciones estadísticas de los valores medios de los parámetros estudiados entre los segmentos del microimplante se realizaron mediante análisis de varianza de 1 vía. Se utilizaron pruebas post hoc corregidas por Bonferroni para comparaciones múltiples. Para comparar los valores medios de los parámetros estudiados en cada segmento, antes y después de la aplicación de la fuerza de torque, se realizó el test  $t$  de Student. El nivel de significancia se estableció en  $P < 0,05$ .



## RESULTADOS

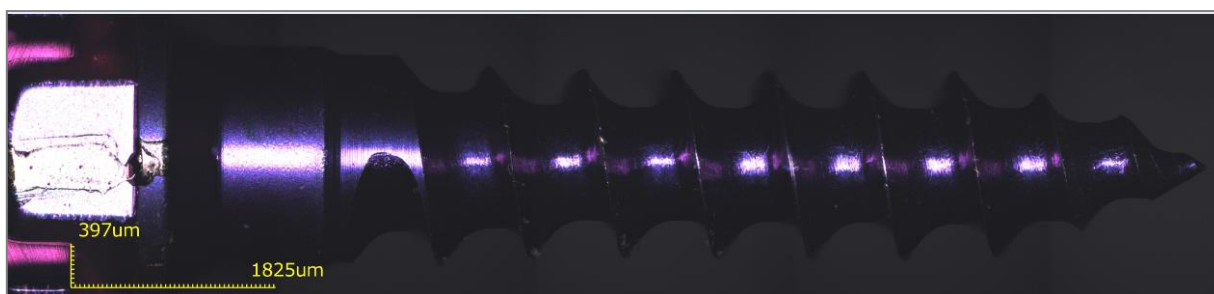
El objetivo de este trabajo de investigación *in vitro* fue corroborar la presencia o no de deformación plástica de los microimplantes en hueso con cortical densa. Para concretar el objetivo planteado, en primera instancia las muestras provenientes de fábricas fueron observadas mediante microscopia Confocal con el fin de registrar sus estructuras externas. Se obtuvo un total de 36 fotografías. Como dato adicional se registraron y capturaron imágenes de los defectos estructurales evidenciados. Luego, las muestras fueron insertadas en costillas de cerdo (hueso denso tipo D2) con instrumental rotatorio a una velocidad de 45 rpm y se registró fuerza de inserción final (torque en N) como así también las fracturas resultantes de la prueba. Finalmente las muestras fueron analizadas nuevamente en microscopio a fin de evidenciar la presencia de deformación plástica posterior a la fuerza de inserción.

- **Resultados obtenidos con microscopia Confocal. Primera instancia : Defectos estructurales**

Las imágenes se observaron con una magnificación de 20X. Las fotografías que se muestran corresponden a las muestras originales de fábrica, de cada grupo, sin aplicar las fuerzas de torque.

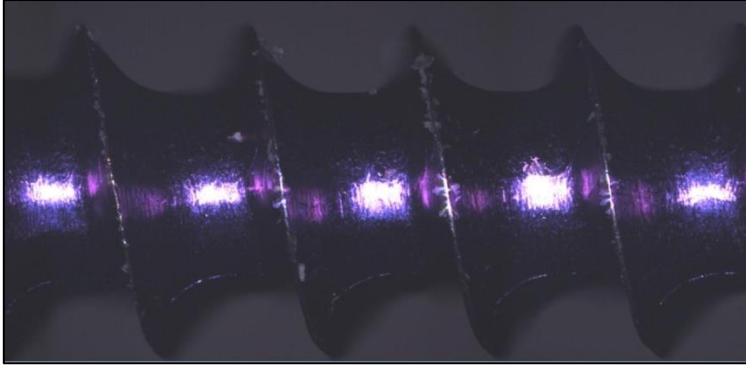
### Grupo I: Forestadent

En este grupo las muestras presentaron un largo total promedio, desde la primera espira hasta la punta activa, de 7793  $\mu\text{m}$ ; un total de 8 espiras más la porción de la punta (Figura 8).



**Figura 8.** Grupo I: Forestadent. Muestra III, lado 1. Se observa la muestra original de fábrica.

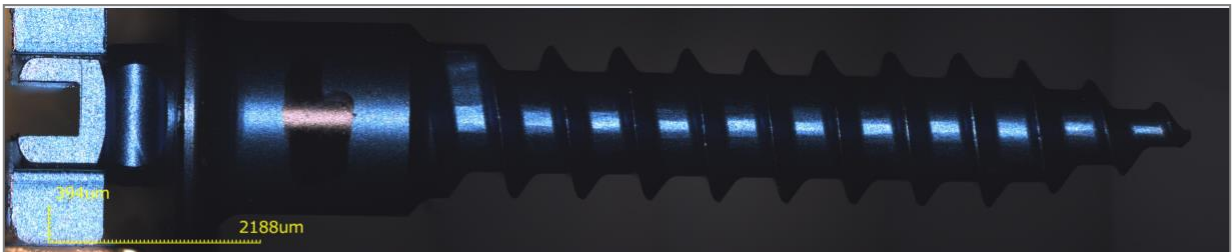
Los defectos estructurales que se observaron en las muestras fueron a nivel de las espiras que consisten en pequeñas depresiones a nivel del borde (Figura 9). Por acción de la prueba de inserción de torque los microimplantes no presentaron fracturas.



**Figura 9.** Defectos estructurales en el Grupo I: Forestadent. A nivel de las espiras se observa la presencia de numerosas depresiones.

### **Grupo II: American Orthodontics**

Los microimplantes de este grupo presentaron un largo total promedio, desde la primera espira hasta la punta activa, de 7951  $\mu\text{m}$ ; un total de 10 espiras más la porción de la punta (Figura 10).



**Figura 10.** Grupo II: American Orthodontics. Muestra II, lado1. En la imagen se observa la muestra original de fábrica.

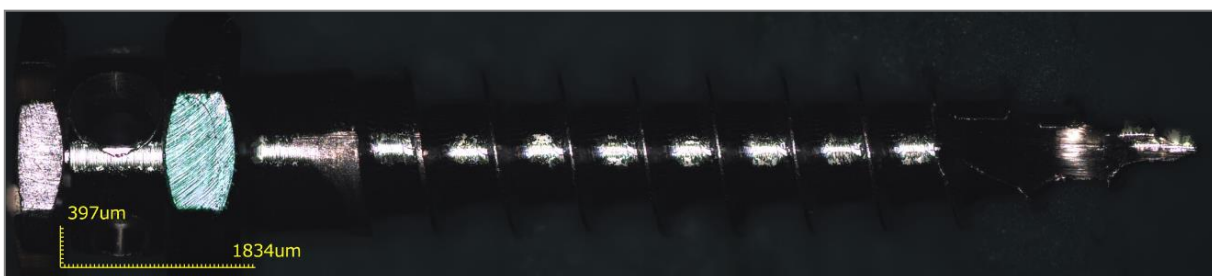
En la Figura 11 se observan los defectos estructurales a nivel del borde de las espiras caracterizados por pequeñas depresiones y dobleces.



**Figura 11.** Defectos estructurales en el Grupo II: American Orthodontics. A nivel de las espiras se observan depresiones y dobleces.

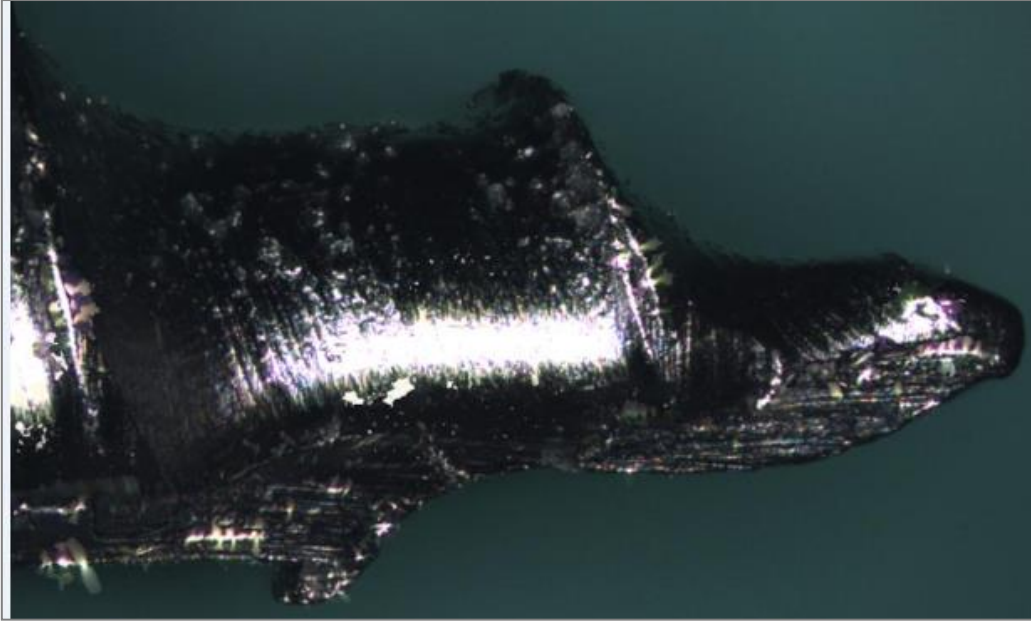
### Grupo III: Dewimed

En este grupo las muestras presentaron en promedio un largo total, desde la primera espira hasta la punta activa, de 7812  $\mu\text{m}$ ; un total de 10 espiras más la porción de la punta (Figura 12).

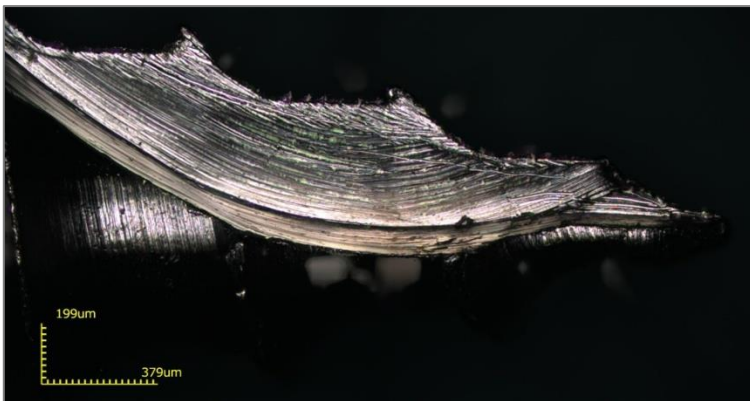


**Figura 12.** Grupo III. Dewimed. Muestra III, imagen del microimplante obtenido de fábrica.

A diferencia de los grupos anteriores, los defectos estructurales que se observaron en este grupo fueron a nivel de todo el cuerpo del microimplante, evidenciado por una superficie más porosa (Figura 13). Lo que se destacó en este grupo es la forma de la punta activa, cuyo diámetro disminuye drásticamente y con un bisel mucho más fino y filoso (Figura 14).



**Figura 13.** Defectos estructurales en el Grupo III: Dewimed GAC. Se evidencian ligeras depresiones a nivel de la punta de la muestra; la superficie es más porosa.



**Figura 14.** Defectos estructurales en el Grupo III: Dewimed GAC. La punta activa de la muestra es fina y filosa y presenta un diámetro más reducido.

- **Resultados de la prueba de inserción: Valor de inserción máxima y fractura**

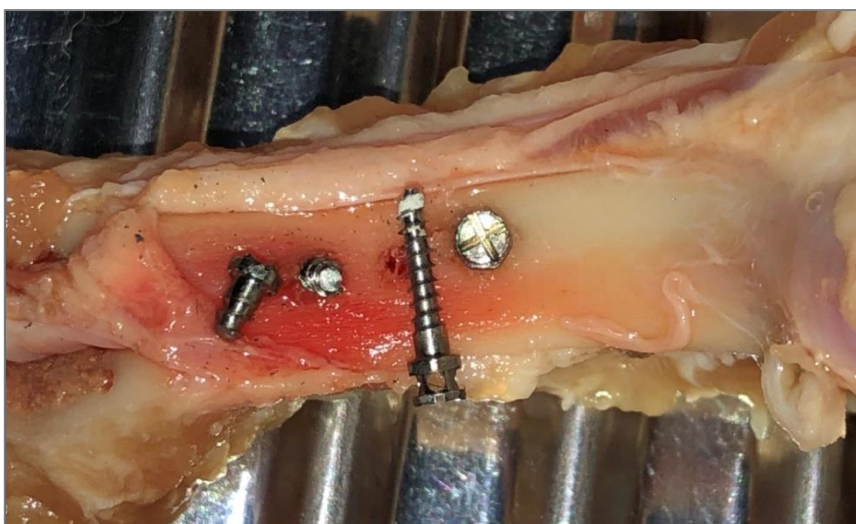
Las muestras fueron insertadas en el hueso denso mediante instrumental rotatorio; el mismo se programó a una velocidad de 45 Rpm y una fuerza de torque hasta 50 N. La prueba se realizó con refrigeración constante. El procedimiento se registro mediante fotografías. Los valores de la prueba se muestran en la Tabla 2. Las

muestras del grupo I fueron colocadas con el driver propio de la marca, mientras las muestras de los grupos II y III fueron insertadas con uno universal.

**Tabla 2:** Datos de la prueba de torque en las muestras de los diferentes grupos.

PRUEBA DE TORQUE	TORQUE FINAL MÁXIMO	RPM	FRACTURA SI/NO
<b>GRUPO I FORESTA DENT</b>			
MUESTRA I	21	45	NO
MUESTRA II	13	45	NO
MUESTRA III	11	45	NO
<b>GRUPO II AMERICAN</b>			
MUESTRA I	11	45	NO
MUESTRA II	13	45	NO
MUESTRA III	11	45	NO
<b>GRUPO III DEWIMED</b>			
MUESTRA I	11	45	NO
MUESTRA II	6.4	45	SI
MUESTRA III	14	45	SI

Durante la prueba sucedieron dos fracturas. La primera en la muestra 2 del Grupo III; la misma ocurrió cuando el microimplante estaba siendo insertado en su porción más apical, es decir a nivel de la punta a una velocidad de 45 Rpm y se fracturó registrando una fuerza de 6.4 N, por lo que esta muestra no pudo ser insertada en su totalidad. La segunda fractura se evidenció al momento de la remoción de la muestra 3 del Grupo III, esta muestra fue colocada a los 14 N y con una velocidad de 45 Rpm (Figuras 15 y 16).



**Figura 15.** Grupo III. Muestra 2 Y 3 fracturadas. Registro de la prueba de inserción.



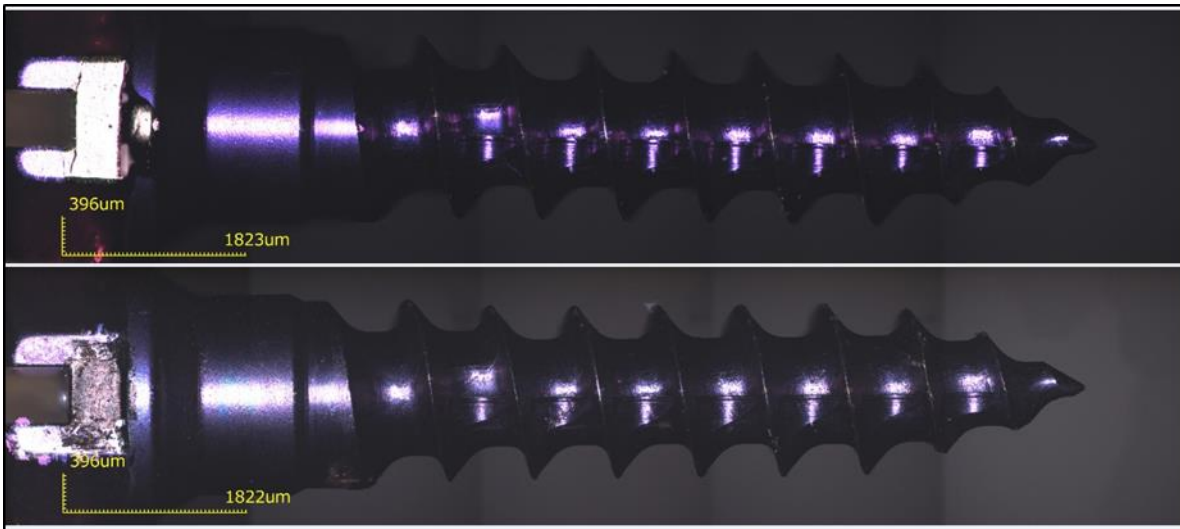
**Figura 16.** Grupo III, muestra 2 con fractura en su punta activa.

- **Resultados finales: Deformación plástica y fractura. Comparación entre antes y después de la fuerza de torque.**

Al finalizar la parte experimental en cada uno de los grupos de microimplantes, se analizaron los datos obtenidos para cada uno de los parámetros estudiados, antes y después de la prueba de torque.

### **Grupo I: Forestadent**

En la figura 17 se puede observar el antes y el después de una de las muestras de este grupo, el cual no presentó fracturas pero sí deformación plástica.



**Figura 17.** Grupo I. Forestadent. Muestra II lado 1. En la imagen superior se observa la muestra original de fábrica y en la imagen inferior la muestra posterior a la fuerza de inserción.

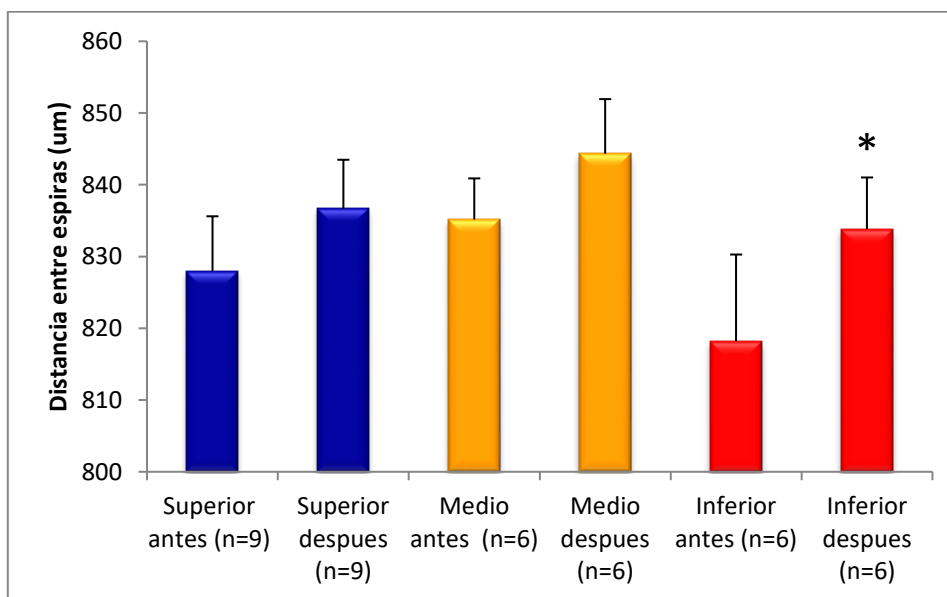
➤ **Distancia entre las espiras de los segmentos superior, medio e inferior.**

Se compararon las distancias entre las espiras, para cada uno de los segmentos del microimplante, antes y después de la fuerza de torque (Tabla 3 y Figura 18). Los resultados mostraron que la distancia entre espiras incrementó significativamente, después de aplicar la fuerza, sólo en el segmento inferior ( $P < 0,05$ ), evidenciando una deformación plástica. No se observaron cambios por acción de las fuerzas aplicadas en los segmentos superior y medio.

**Tabla 3:** Distancia entre las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes Forestadent, antes y después de la fuerza de torque.

Segmentos	Media ( $\mu\text{m}$ )	E.E.	n	Valor de P
Superior antes	828,00	7,61	9	NS
Superior después	836,67	6,82	9	
Medio antes	835,17	5,72	6	NS
Medio después	844,33	7,61	6	
Inferior antes	818,17	12,11	6	<0,05
Inferior después	833,83	7,19	6	

NS: diferencia no significativa.



**Figura 18.** Distancia entre las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes Forestadent, antes y después de aplicar la fuerza de torque. \* $P < 0,05$ , test  $t$  de Student (Inferior antes vs. inferior después).

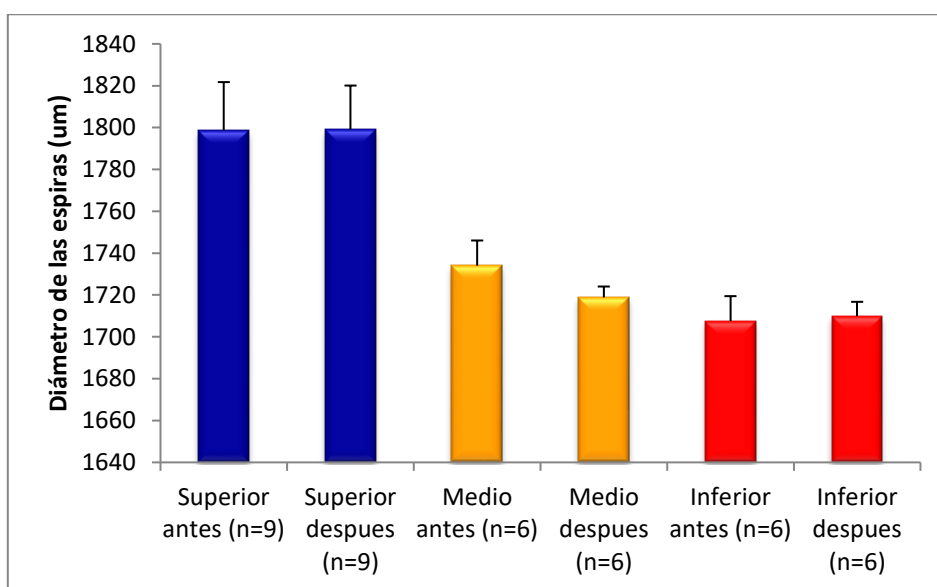
➤ **Diámetro de las espiras en los segmentos superior, medio e inferior.**

Al comparar el valor medio del diámetro de las espiras para cada uno de los segmentos del microimplante, antes y después de la fuerza de torque, no se observaron diferencias (Tabla 4 y Figura 19), por lo que no hay deformación plástica.

**Tabla 4:** Diámetro de las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes Forestadent, antes y después de la fuerza de torque.

Segmentos	Media ( $\mu\text{m}$ )	E.E.	n	Valor de P
Superior antes	1798,56	23,18	9	NS
Superior después	1799,11	20,97	9	
Medio antes	1734,00	12,04	6	NS
Medio después	1718,83	5,22	6	
Inferior antes	1707,50	11,95	6	NS
Inferior después	1709,83	6,9	6	

NS: diferencia no significativa.



**Figura 19.** Diámetro de las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes Forestadent, antes y después de aplicar la fuerza de torque. El procedimiento aplicado no produjo deformación plástica.



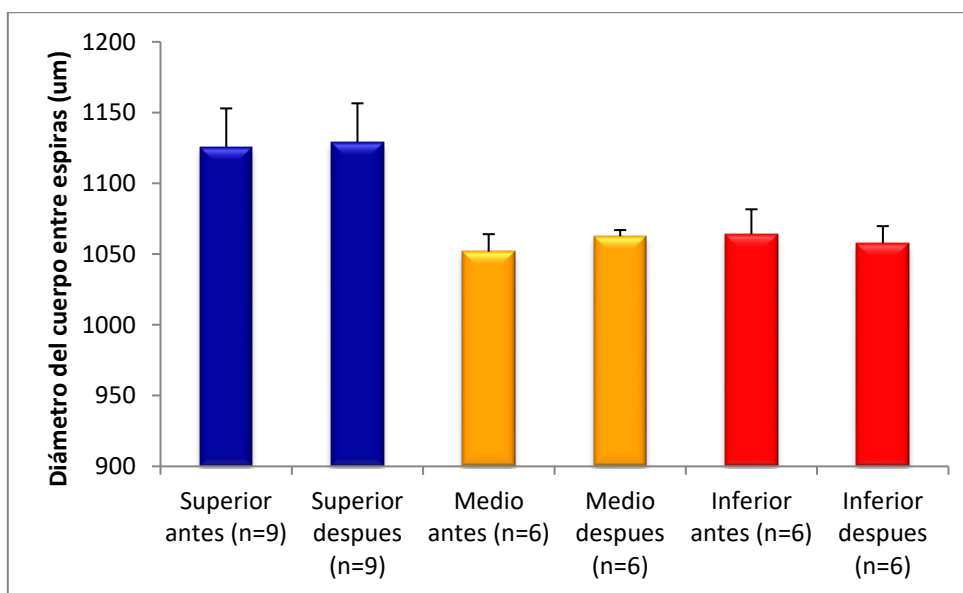
### Diámetro del cuerpo en los segmentos superior, medio e inferior:

Al comparar el valor medio del diámetro del cuerpo entre las espiras en los segmentos del microimplante, antes y después de la fuerza de torque, no se evidenció deformación plástica (Tabla 5 y Figura 20).

**Tabla 5:** Diámetro del cuerpo entre las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes Forestadent, antes y después de la fuerza de torque.

Segmentos	Media ( $\mu\text{m}$ )	E.E.	n	Valor de P
Superior antes	1125,56	27,41	9	NS
Superior después	1129,11	27,45	9	
Medio antes	1051,67	12,41	6	NS
Medio después	1062,67	4,32	6	
Inferior antes	1064,17	17,50	6	NS
Inferior después	1057,67	12,08	6	

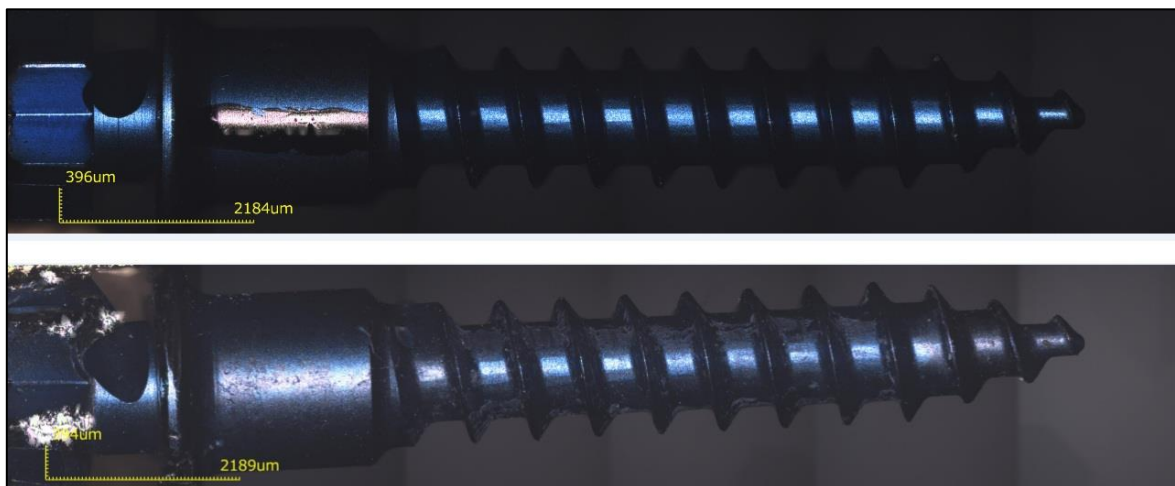
NS: diferencia no significativa.



**Figura 20.** Diámetro del cuerpo entre las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes Forestadent, antes y después de aplicar la fuerza de torque. El procedimiento aplicado no produjo deformación plástica.

## Grupo II: American Orthodontics

En la figura 21 se observa una de las muestras de este grupo antes y después de la fuerza de inserción. Este grupo no presentó fracturas pero si deformación.



**Figura 21.** Grupo II. Muestra III lado 1.

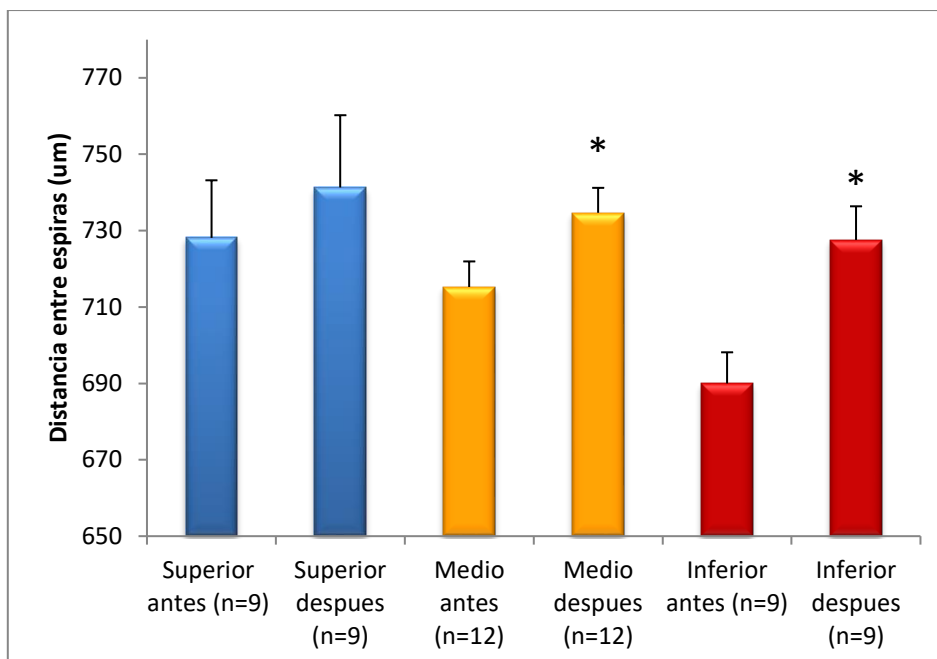
### ➤ Distancia entre las espiras de los segmentos superior, medio e inferior.

Para cada segmento del microimplante se obtuvo el valor medio de la distancia entre las espiras, antes y después de aplicar la fuerza de torque (Tabla 6 y Figura 22). Los resultados obtenidos mostraron que la fuerza aplicada incrementó significativamente la distancia entre las espiras a nivel de los tercios medio e inferior ( $P < 0,05$ ), evidenciando deformación plástica. La fuerza aplicada no produjo ningún cambio en el tercio superior.

**Tabla 6:** Distancia entre las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes American Orthodontics, antes y después de la fuerza de torque.

Segmentos	Media ( $\mu\text{m}$ )	E.E.	n	Valor de P
Superior antes	728,11	15,07	9	NS
Superior después	741,33	18,89	9	
Medio antes	715,25	6,69	12	<0,05
Medio después	734,67	6,53	12	
Inferior antes	690,00	8,14	9	<0,05
Inferior después	727,56	8,81	9	

NS: diferencia no significativa.



**Figura 22.** Distancia entre las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes American Orthodontics, antes y después de aplicar la fuerza de torque. \* $P < 0,05$ , test  $t$  de Student (medio antes vs. medio después, inferior antes vs. inferior después).

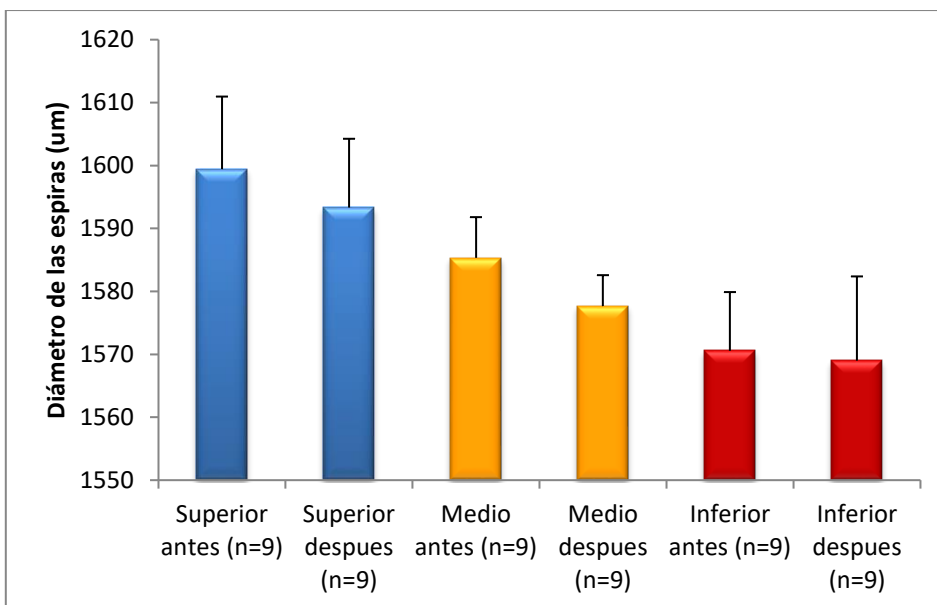
➤ **Diámetro de las espiras en los segmentos superior, medio e inferior:**

La Tabla 7 y Figura 23 muestran que la fuerza de torque aplicada a los microimplantes no modificó el diámetro original de las espiras de cada uno de los segmentos, por lo que no se evidenció deformación plástica de la muestra.

**Tabla 7:** Diámetro de las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes American Orthodontics, antes y después de la fuerza de torque.

Segmentos	Media (µm)	E.E.	n	Valor de P
Superior antes	1599,44	11,52	9	NS
Superior después	1593,33	10,92	9	
Medio antes	1585,33	6,47	9	NS
Medio después	1577,67	4,91	9	
Inferior antes	1570,56	9,33	9	NS
Inferior después	1569,00	13,38	9	

NS: diferencia no significativa.



**Figura 23.** Diámetro de las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes American Orthodontics, antes y después de aplicar la fuerza de torque. No se observan diferencias significativas.

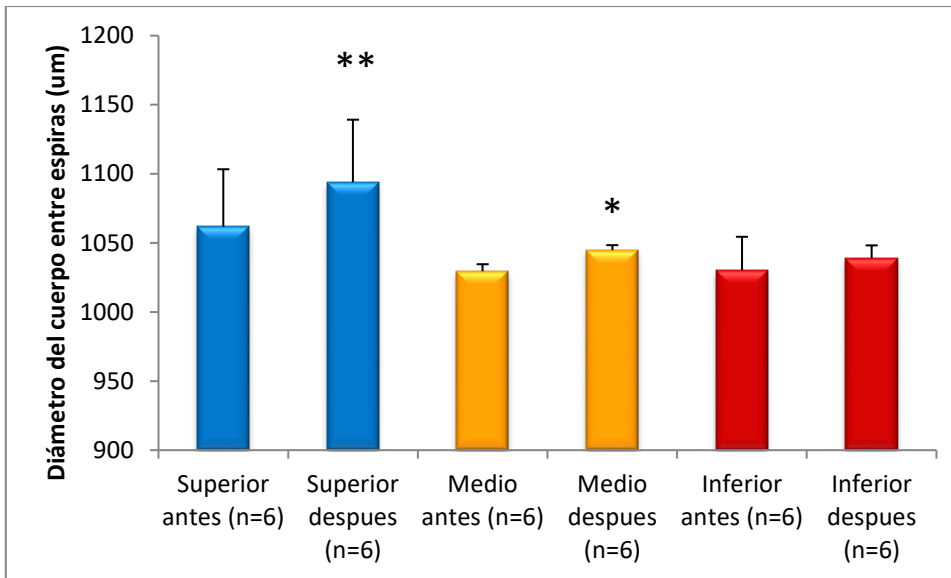
➤ **Diámetro del cuerpo entre las espiras de los segmentos superior, medio e inferior:**

En cada uno de los segmentos se comparó el valor medio del diámetro del cuerpo entre las espiras del microimplante, antes y después de la fuerza de torque (Tabla 8 y Figura 24). La fuerza de torque aplicada produjo un incremento significativo en los diámetros del cuerpo entre espiras en los segmentos superior ( $P < 0,01$ ) y medio ( $P < 0,05$ ). Este parámetro no se modificó en el segmento inferior por acción de la fuerza aplicada.

**Tabla 8:** Diámetro del cuerpo entre las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes American Orthodontics, antes y después de la fuerza de torque.

Segmentos	Media (µm)	E.E.	n	Valor de P
Superior antes	1061,67	41,66	6	<0,01
Superior después	1094,00	45,18	6	
Medio antes	1029,5	5,08	6	<0,05
Medio después	1044,83	3,54	6	
Inferior antes	1030,17	24,27	6	NS
Inferior después	1038,83	9,39	6	

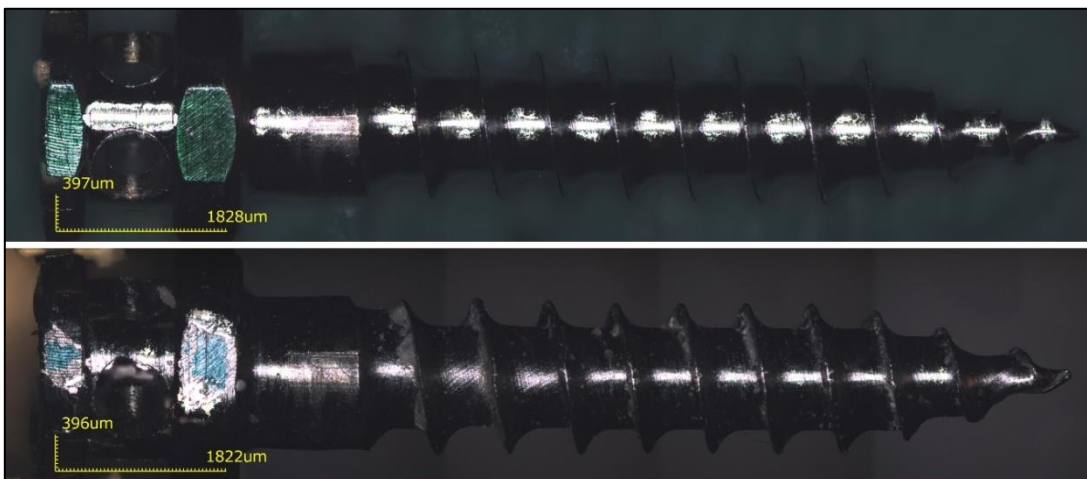
NS: diferencia no significativa.



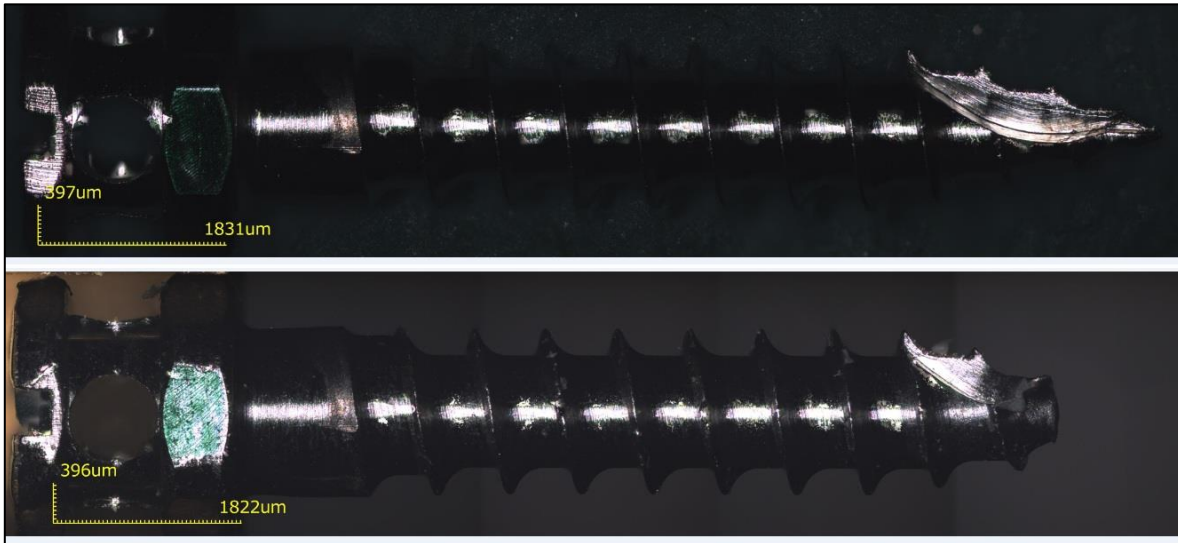
**Figura 24.** Diámetro del cuerpo entre las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes American Orthodontics, antes y después de aplicar la fuerza de torque. \*\* $P < 0,01$  (superior antes vs. superior después), \* $P < 0,05$  (medio antes vs. medio después), test *t* de Student.

### Grupo III: Dewimed GAC

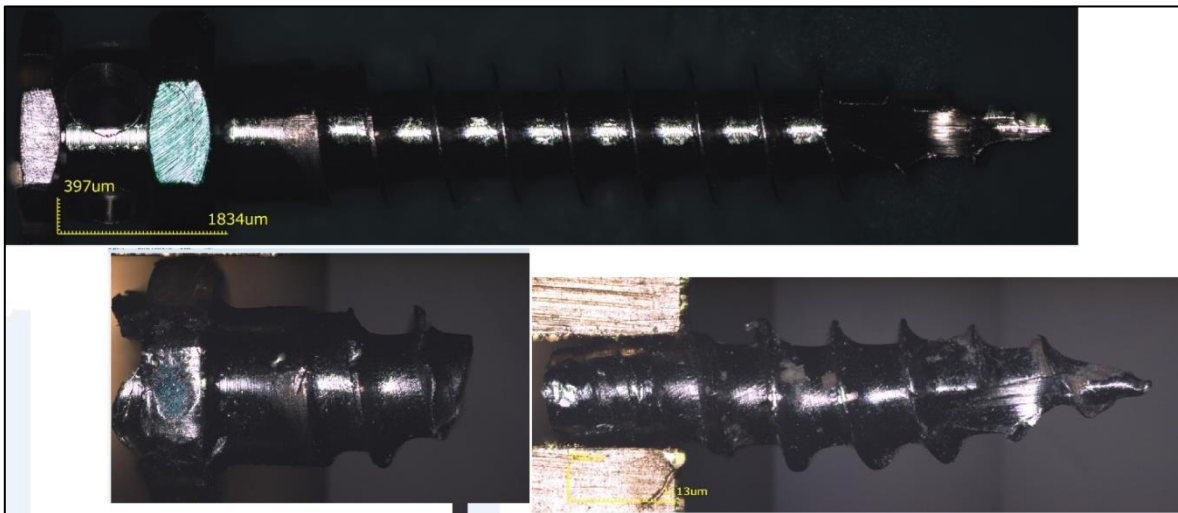
En este grupo, de las tres muestras estudiadas dos presentaron fracturas, la imagen 25 se observa el antes y el después de la muestra 1 la cual logró finalizar su colocación. Sin embargo las fracturas sucedieron a nivel de la punta y la segunda a nivel de la porción media del cuerpo del microimplante como se observan en las figuras 26 y 27. Las mismas sucedieron sin superar la fuerza recomendada por fabricante. La deformación plástica fue evidente en este grupo.



**Figura 25.** Grupo III. Muestra 1. Imagen superior de fábrica y en la inferior la misma muestra posterior a la prueba de inserción.



**Figura 26.** Grupo III: Dewimed GAC. Muestra 2. Fractura a nivel de la punta durante la prueba de torque.



**Figura 27.** Grupo III: Dewimed GAC. Muestra 3. Fractura a nivel de la porción media del cuerpo durante la prueba de torque.

➤ **Distancia entre las espiras de los segmentos superior, medio e inferior.**

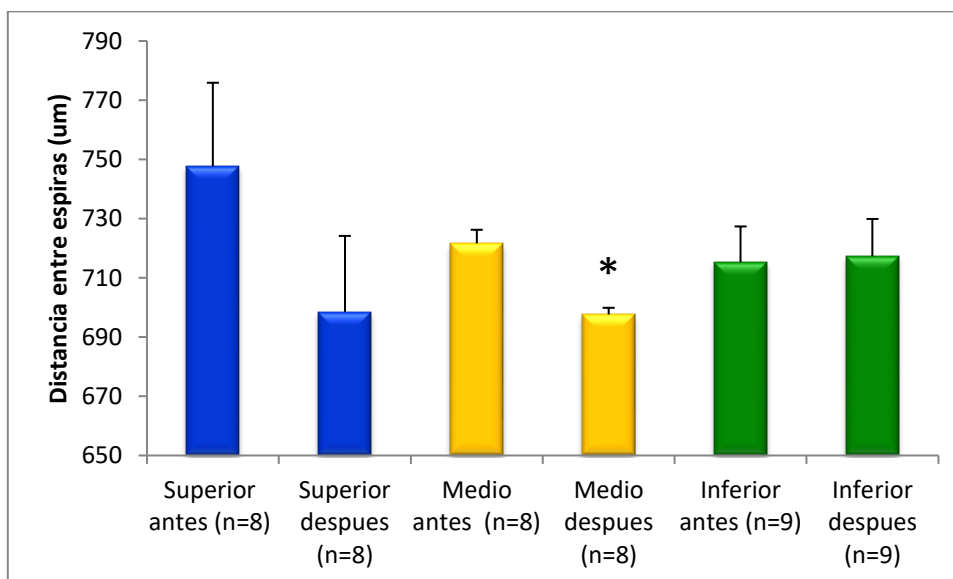
En la Tabla 9 y Figura 28 se muestra que la aplicación de la fuerza de torque al microimplante produjo una disminución significativa ( $p < 0,001$ ) en la distancia entre

las espiras del segmento medio, no observándose modificaciones de este parámetro en los otros segmentos.

**Tabla 9:** Distancia entre las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes Dewimed GAC, antes y después de la fuerza de torque.

Segmentos	Media ( $\mu\text{m}$ )	E.E.	n	Valor de P
Superior antes	747,75	28,14	8	NS
Superior después	698,50	25,66	8	
Medio antes	721,63	4,6	8	<0.001
Medio después	697,63	2,25	8	
Inferior antes	715,33	12,03	9	NS
Inferior después	717,33	12,55	9	

NS: diferencia no significativa.



**Figura 28.** Distancia entre las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes Dewimed GAC, antes y después de aplicar la fuerza de torque.

\* $P < 0,001$ , test  $t$  de Student (medio antes vs. medio después).

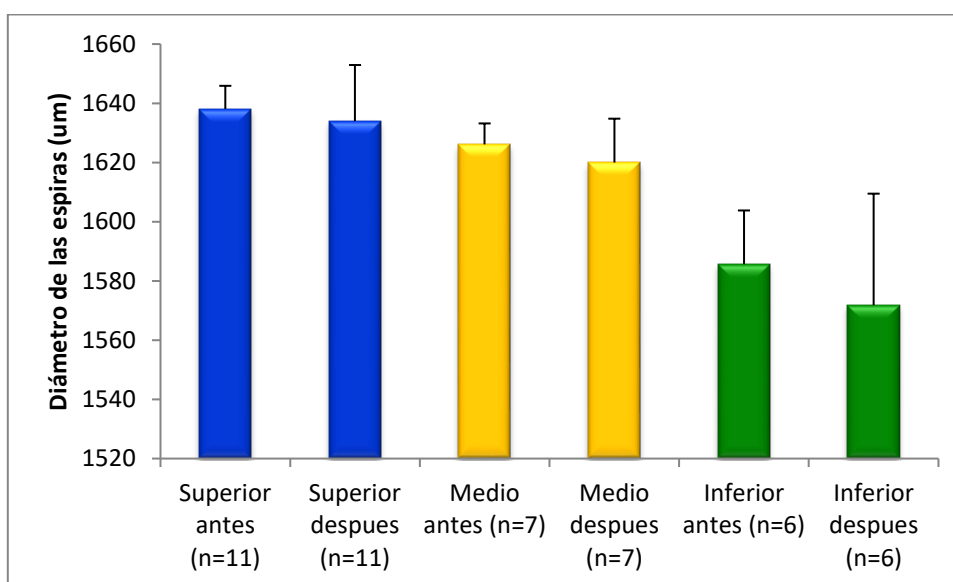
➤ **Diámetro de las espiras en los segmentos superior, medio e inferior:**

La Tabla 10 y la Figura 29 muestran que la fuerza de torque que se aplicó a los microimplantes no modificó el diámetro original de las espiras de cada uno de los segmentos, por lo que no se evidenció deformación plástica de la muestra.

**Tabla 10:** Diámetro de las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes American Orthodontics, antes y después de la fuerza de torque.

Segmentos	Media ( $\mu\text{m}$ )	E.E.	n	Valor de P
Superior antes	1638,09	7,81	11	NS
Superior después	1634,00	18,93	11	
Medio antes	1626,14	7,06	7	NS
Medio después	1620,00	14,8	7	
Inferior antes	1585,67	18,13	6	NS
Inferior después	1571,83	37,65	6	

NS: diferencia no significativa.



**Figura 29.** Diámetro de las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes Dewimed GAC, antes y después de aplicar la fuerza de torque. No se observan diferencias significativas.

➤ **Diámetro del cuerpo entre las espiras en los segmentos superior, medio e inferior:**

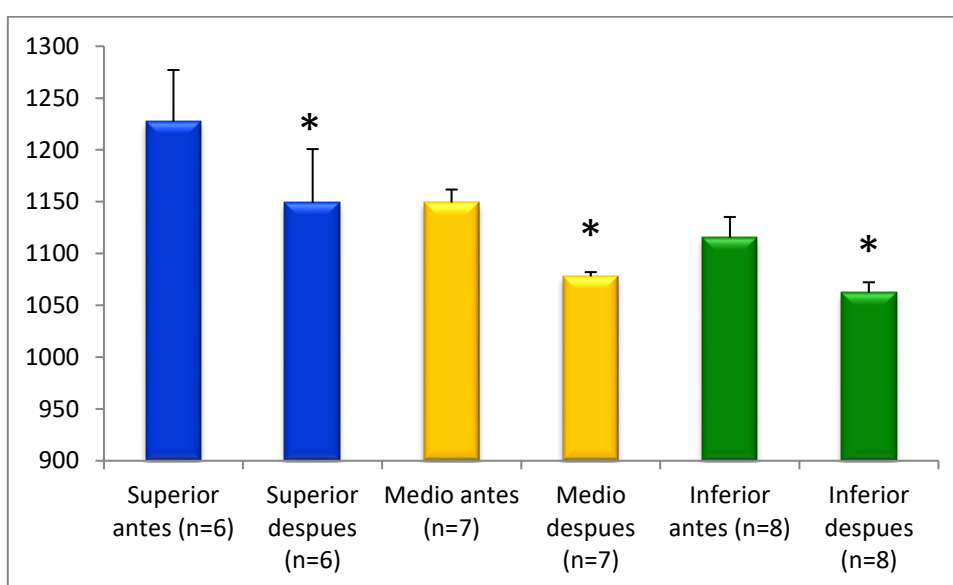
El valor medio del diámetro del cuerpo entre las espiras de los segmentos del microimplante se comparó, antes y después de la fuerza de torque (Tabla 10 y Figura 30). La aplicación de la fuerza disminuyó significativamente ( $P < 0,01$ ) el diámetro del cuerpo entre las espiras para cada uno de los segmentos, poniendo en evidencia una deformación plástica de la muestra posterior a la fuerza. Cabe destacar que en este grupo se produjeron fracturas de las muestras.



**Tabla 10:** Diámetro del cuerpo entre las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes Dewimed GAC, antes y después de la fuerza de torque.

Segmentos	Media ( $\mu\text{m}$ )	E.E.	n	Valor de P
Superior antes	1227,33	49,8	6	<0.01
Superior después	1149,00	51,79	6	
Medio antes	1149,29	12,45	7	<0.01
Medio después	1078,00	4,06	7	
Inferior antes	1115,63	19,68	8	<0.01
Inferior después	1062,13	10,14	8	

NS: diferencia no significativa.



**Figura 30.** Diámetro del cuerpo entre las espiras en cada uno de los segmentos de los microimplantes Dewimed GAC, antes y después de aplicar la fuerza de torque.

\* $P < 0,01$  (superior antes vs. superior después; medio antes vs. medio después; inferior antes vs. Inferior después), test  $t$  de Student.

## DISCUSIÓN

Los microimplantes se utilizan con frecuencia durante los tratamientos de ortodoncia y, al ser dispositivos de anclaje temporal de fácil colocación y remoción, sus utilidades son diversas. Aunque se ha reportado una tasa de éxito superior al 80%<sup>(28)</sup>, existe un bajo porcentaje de complicaciones y/o fracasos durante la colocación de tales dispositivos. En la literatura se evidencia como riesgo de deformación o fractura la presencia de defectos estructurales<sup>(11)</sup>, diámetros reducidos<sup>(9)</sup>, fuerza de inserción elevada<sup>(18)</sup>, inexperiencia del operador, entre otros. Teniendo en cuenta la gran variedad de microimplantes en el mercado, es importante conocer las características individuales de cada marca a utilizar, lo que nos permite escoger el dispositivo adecuado para cada situación clínica.

El objetivo de este trabajo fue determinar la presencia de deformación plástica en nueve microimplantes de tres marcas diferentes colocados con instrumental rotatorio registrando el torque de inserción final en hueso denso tipo D2.

Las tres marcas utilizadas en este estudio mostraron diferencias en el diseño, morfología y el acabado de la superficie. La longitud desde la primera espira hasta la punta activa fue de 7793  $\mu\text{m}$  (grupo I), 7951  $\mu\text{m}$  (grupo II) y 7812  $\mu\text{m}$  (grupo III). Es de destacar que en el grupo I el número de espiras es de 8, mientras que en los otros grupos es de 10. La estabilidad primaria de los microimplantes puede verse afectada por estas variables, que incluyen la longitud, el diámetro, cantidad de espiras y sus perfiles como ya se comprobó en la literatura<sup>(29)</sup><sup>(30)</sup>.

El estudio del diámetro del cuerpo entre las espiras de los microimplantes de los grupos I y II mostró ser similar a lo largo de los segmentos superior, medio e inferior, no incluyendo la porción de la punta en donde el diámetro es significativamente menor. Sin embargo, en los microimplantes del grupo III el diámetro del cuerpo fue mayor en el segmento superior para disminuir significativamente hacia el segmento inferior. Los microimplantes de los tres grupos utilizados en este estudio presentaron un diámetro interno, entre las espiras, semejante a los provenientes de otros fabricantes<sup>(28)</sup>.

La inserción de las muestras en este trabajo se realizaron con instrumental rotatorio, la ventaja de utilizar este dispositivo es que nos permite regular la velocidad (rpm), la fuerza de inserción (N) a demás de una irrigación constante, a diferencia de otras investigaciones donde se utilizan maquinas de medición especial de torque (Lutron)<sup>(31)</sup> o maquinas universales de ensayos<sup>(31)</sup> o dispositivos electrónicos de torque<sup>(16)</sup><sup>(32)</sup>. Aunque la velocidad de inserción se ha encontrado que tiene poco efecto sobre

los pares de fractura<sup>(33)</sup>, en esta investigación se optó por elegir una velocidad de 45 rpm para simular un mejor escenario clínico.

En investigaciones con objetivos similares se colocaron los microimplantes en boca de pacientes<sup>(34)</sup> <sup>(35)</sup> o en bloques de acrílico<sup>(16)</sup>, en nuestra investigación como en la de Assad-Loss y col.<sup>(36)</sup> utilizamos costillas de cerdo por su similitud con la cortical mandibular.

En la presente investigación los torques de inserción alcanzaron un valor entre 11 a 21 N, estos valores son inferiores a los obtenidos en la investigación de Yara K. Hosein<sup>(32)</sup> la cual obtuvo valores entre 16 a 27 N en diferentes marcas de microimplantes. En esta investigación<sup>(32)</sup> también utilizaron la marca Forestadent el cual arrojó un valor de inserción de 16 N y American Orthodontics con 22 N a diferencia de la nuestra cuyo valor promedio fue de 15 N y 11,6 N respectivamente. Sin embargo en la investigación de Benedict Wilmes<sup>(37)</sup> donde también establecieron el valor promedio de inserción de varias marcas de microimplantes, entre ellas, American Orthodontics obtuvo 18,7 N, Forestadent 26,65 N y Dewimed 26,7 N, mientras que en el presente trabajo este último grupo alcanzó un valor promedio de 10,46 N.

Las muestras fueron registradas previo a ser insertadas en el hueso mediante microscopia Confocal para analizar su superficie morfológica a demás de las medidas a tener en cuenta para evaluar la presencia de deformación plástica, en todas las muestras se evidenció defectos estructurales como ser dobleces en las espiras, porosidades en el cuerpo y filo de las espiras, a demás de la terminación de la punta del grupo III donde disminuía su diámetro drásticamente con un bisel filoso, es de destacar que el acabado de la superficie de los microimplantes influye en la estabilidad primaria. En investigaciones similares<sup>(35)</sup> <sup>(36)</sup> <sup>(38)</sup> <sup>(31)</sup> se utilizó microscopia de barrido para analizar la superficie externa e interna de los microimplantes, en la investigación de Ferreira y col.<sup>(38)</sup> las muestras (de las marcas utilizadas solo coincide la línea Dewimed) se presentaron libres de discontinuidades y burbujas a diferencia de nuestro trabajo.

Con respecto a la deformación plástica, la cual es evidente en el presente trabajo, las modificaciones se presentaron en la distancia entre las espiras del tercio inferior cercano a la punta en todos los grupos. En el estudio de Fernando Dalla Rosa y Col<sup>(39)</sup> al comparar dos marcas de microimplantes, observaron que después del uso clínico las modificaciones se producían a nivel de las espiras y la punta. Este hecho podría deberse a que esta sección es la encargada en conjunto con la punta activa de iniciar la penetración en el tejido. En la presente investigación también se evidenció modificaciones en el diámetro del cuerpo en los grupos II (principalmente en el tercio superior y medio) y III ( en sus tres porciones), estos resultados coinciden

parcialmente a lo encontrado en la investigación de Marigo y col. <sup>(35)</sup> donde se observó que el 80% de deformación plástica se hallaba a nivel de las espiras y mayormente en el tercio medio, ya que esta zona es la encargada de soportar el stress compresivo, esta deformación se vio evidenciada en el grupo Morelli mientras que en el grupo Forestadent la deformación no obtuvo significación estadística. Es probable que la densidad ósea y la fuerza de inserción sean factores influyentes en la deformación plástica. También se podría considerar que el estrés en el hueso alrededor de un microimplante influiría en su tasa de éxito <sup>(13)</sup>. Sin embargo se deben realizar estudios futuros para dilucidar estas relaciones.

En cuanto a la presencia o no de fracturas, los fabricantes de microimplantes recomiendan una fuerza de inserción entre 5 a 10 N pudiendo llegar hasta 15 N sin generar una fractura <sup>(17)</sup>. Dalla Rosa y col. <sup>(39)</sup>, en su estudio con cinco marcas comerciales de microimplantes, observó que el límite promedio de fractura variaba de 15,7 a 70,5 N, para Smitha y col <sup>(16)</sup> los valores de fractura promedian entre 25 a 72 N es de destacar que en este estudio se estableció un valor de fractura de 25 N para American Orthodontics y un valor de 27 N para Forestadent y en la investigación de Benedict Wilmes <sup>(37)</sup> un valor de fractura de 33,6 N para Dewimed. Sin embargo, en el presente estudio se registró fractura en dos muestras del grupo III durante la prueba de inserción, en cuyo momento la fuerza de inserción era de 6 N y 14 N. La deformación plástica fue evidente en las muestras de este grupo. En el estudio de Nova MF y col. <sup>(40)</sup> relatan la zona que se fractura con mayor frecuencia es el perfil transmucoso, esto no se evidenció en nuestro estudio ya que la zona transmucosa no sufrió alteraciones y las fracturas se dieron en la zona de punta y tercio medio de las muestras. La forma cónica y el perfil correcto de las espiras de autoperforación pueden aumentar la resistencia a la fractura. Estas características de acuerdo con Colsonaro <sup>(41)</sup> ayuda a la disipación de fuerzas de compresión ejercida por la estructura ósea que rodea al microimplante mientras se está instalando.

## CONCLUSION

Los principales hallazgos en este estudio fueron:

- Todas las muestras presentaron deformación plástica a nivel de la distancia entre las espiras en su tercio inferior y/o medio, después de la fuerza de inserción.
- Solo las muestras del grupo III presentaron fractura.
- Las muestras del Grupo I no mostraron alteración a nivel del diámetro del cuerpo ni de las espiras, después de la fuerza de inserción a diferencia del grupo II y grupo III.
- Todas las muestras presentaron defectos estructurales, pequeñas depresiones e irregularidades en su superficie. Sin embargo, se detectó un mayor defecto en el filo de la punta de las muestras del Grupo III, con un diámetro muy reducido.
- Solo una muestra perteneciente al grupo I superó la fuerza sugerida por el fabricante durante la inserción, que fue de 21 N; sin embargo esta muestra no mostró alteraciones significativas.
- Aun respetando la fuerza sugerida para la colocación de los DATs el clínico debería tener en cuenta las posibles deformaciones plásticas o fracturas que podrían ocurrir durante la inserción en un hueso denso.

Los resultados de este estudio sugieren que al momento de emplear un dispositivo de anclaje temporal en un paciente, por ejemplo hueso mandibular, y respetando las indicaciones de fuerza sugerida por el fabricante, las deformaciones son probables. Dichas alteraciones plásticas nos hace pensar que estos dispositivos podrían verse debilitados, ocasionando posibles fracturas y daños en los tejidos bucales.

Los fabricantes deben proporcionar información precisa sobre el par máximo de fractura y el límite de rendimiento de los microimplantes. Además, los instrumentos de detección de torque siempre deben estar acoplados a controladores de microimplantes para garantizar la medición de las fuerzas aplicadas.

La información obtenida nos sirve para extremar los cuidados a la hora de realizar el procedimiento ortodóncico, tener en cuenta la densidad ósea de la zona a donde colocar el implante, el diámetro del implante y sus posibles deformaciones.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Echarri P. Introducción al anclaje en ortodoncia. In Echarri P, Kim T, Fávero L. Ortodoncia y microimplantes. Técnica completa paso a paso. Argentina: Librería Internacional; 2007. p. 13-21.
2. Proffit W, Fields H, Sarver D. Bases biológicas del tratamiento ortodónico. In Proffit W, Fields H, Sarver D. Ortodoncia Contemporánea. España: ELSEVIER; 2013. p. 278-311.
3. Motoyoshi M. Índices clínicos para los miniimplantes de ortodoncia. Journal of Oral Science. 2011; 53(4): p. 407–412.
4. Schätzle M, Mannchen R, Zwahlen M, Lang N. Tasas de supervivencia y fracaso de los dispositivos de anclaje temporales de ortodoncia: una revisión sistemática. Investigación clínica de implantes orales. 2009; 20(12).
5. Creekmore T, Ecklund M. The possibility of skeletal anchorage. J Clin Orthod. 1983; 17.
6. J L, HS P, HM K. Case report: micro implant anchorage for lingual treatment of as skeletal class II malocclusion. J Clin Orthod. 2001; 10(35).
7. Gutiérrez Labaye P HVRPGMECNBMA. Microtornillos: Una revisión. Periodon Implantol. 2014; 26.
8. Beatriz PA. Efecto de una fuerza de activación inmediata sobre mini-implantes de uso ortodóncico. Estudio experimental Cordoba; 2009.
9. Squeff Luciana Rougemont SMBdAECNNLI. Caracterização de mini-implantes utilizados na ancoragem ortodôntica. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial. 2008 Octubre; 13(5).
10. Favero L BPBE. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. Am J Orthod DentofacialOrthop. 2002 Julio; 122(1): p. 84-94.
11. Cotrim-Ferreira Flávio Augusto QCLPRPVCPEGSDF. Análisis metalográfico de la microestructura interna de los miniimplantes de ortodoncia. Braz. Res. oral. 2010 Diciembre; 24(4): p. 438-442.
12. Foley W FDTM. The effect of repetitive screw hole use on the retentive strength of pretapped and self-tapped screws. Int J Oral Maxillofac Surg. 1990; 48: p. 264-7.
13. Gracco A GCPSBG. Effects of thread shape on the pullout strength of miniscrews. American Journal Orthod Dentofacial Orthop. 2012; 142: p. 186-90.
14. Chang JZ CYTYCYLECWea. Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. American Journal Orthod Dentofacial Orthop. 2012; 141:

- p. 279-88.
15. Elias C RFNACP. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J Mec Behav Biomed Mat.* 2012; 16: p. 169-180.
  16. Angie Smith YKHCEdyAT. Resistencia a la fractura de los miniimplantes ortodónticos autopercutores de uso común. *El ortodoncista de ángulo.* 2015 Enero; 85(1): p. 26-32.
  17. MOTOYOSHI Mea. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin. Oral Implants Res.* 2006 Febrero; 17(1): p. 109-114.
  18. Wilmes B,PA,yDD. Resistencia a la fractura de los miniimplantes de ortodoncia: un estudio biomecánico in vitro. *The European Journal of Orthodontics.* 2011; 33(4): p. 396-401.
  19. Proffit W. Principios mecánicos en el control de las fuerzas ortodónticas. In Proffit WFHSD. *Ortodoncia contemporánea.* España: Elsevier; 2013. p. 768.
  20. Ravindra NKA. Principios de biomecánica. In Nanda R. *Biomecánica en ortodoncia clínica.*: Panamericana; 1998. p. 10-11.
  21. Eliades T ZSPMEG. Characterization of retrieved orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135(10).
  22. Suzuki EY SB. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 139: p. 669-678.
  23. Wilmes B RCOGDD. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop.* 2006 May; 67(3): p. 162-74.
  24. Misch CE. *Implantología Contemporánea.* 3rd ed. Barcelona, España: Elsevier España, SL; 2009.
  25. Norton MR GC. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 1(120).
  26. Park HS LYJSKT. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 1(133).
  27. Ambar Lopez-Macay JFTAZ. Principios y aplicaciones de la microscopía láser confocal en la investigación biomédica. *Investigación en discapacidad.* 2016 Septiembre-Diciembre; 5(3): p. 156-164.
  28. Papadopoulos MA PSZI. Clinical effectiveness of orthodontic miniscrew implants: a metaanalysis.

- Journal Dent. 2011.
29. Gracco A GCPSBG. Effects of thread shape on the pullout strength of miniscrews. American Journal Orthodontic Dentofacial Orthopedics. 2012;(142).
  30. Elias CN RAME. Mechanical resistance and clinical application of orthodontic mini-implants. Rev Bras Odontol. 2011;(68).
  31. Glaucio Serra a LMbCNEbIPScRVc. Nanostructured severe plastic deformation processed titanium for orthodontic mini-implants. Materials Science and Engineering C. 2013 June; 33.
  32. Yara K.Hosein BPSBDMEDBATBD. Insertion torques of self-drilling mini implants in simulated mandibular bone.. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2016; 31.
  33. Whang CZY BDSM. An in vitro investigation of peak insertion torque values of six commercially available mini-implants. Eur J Orthod. 2011; 33.
  34. Seong-Hun Kim aJHCKRCYAKaGN. Removal torque values of surface- treated mini implants after loading. American Journal Orthodontic dentofacial Orthop. 2008; 134.
  35. Marigo GECN,MM. Surface analysis of 2 orthodontic mini-implants after clinical use. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2016; 1(150).
  36. ASSAD-LOSS TFea. Resistencia a la fractura de los miniimplantes de ortodoncia. Prensa dental J. Orthod. 2017; 22(3).
  37. Benedict Wilmes APaDD. Fracture resistance of orthodontic mini-implants: a biomechanical in vitro study. European Journal of Orthodontics. 2011; 33.
  38. Flávio Augusto Cotrim-Ferreira CLQRPVPEEGCDFs. Metallographic analysis of the internal microstructure of orthodontic mini-implants. Braz Oral Res. 2010; 24(4).
  39. Fernando Dalla Rosa PFPBHCR. EVALUATION OF FRACTURE TORQUE RESISTANCE. Acta odontologica Latinoamericana. 2016; 29(3).
  40. Nova MF. CFECaF. Evaluation of insertion removal and fracture torques of different orthodontic mini implants. Rev. Dental Press. Orthodon. orthop. Facial. 2008; 13.
  41. Colsonaro A RF. Reason for mini implants failure: choosing installation site should be valued. Rev. Dental. Press. Orthodon. Ortop. Facial. 2014; 19.



