



**UACH**  
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE  
**CHIHUAHUA**

# **Medición de la resistencia a la fractura en la colocación de micro implantes ortodóncicos de diferentes marcas comerciales**

Tesis que presenta

C.D. Karla Isabel Sandoval Madrid

Para obtener el título de Maestría en Estomatología Opción  
Ortodoncia.

Chihuahua, Chih. 24/05/22





La Tesis: Medición de la resistencia a la fractura en la colocación de micro implantes ortodóncicos de diferentes marcas comerciales, presentada por la alumna: Karla Isabel Sandoval Madrid, como requisito para obtener el título de Maestría en Estomatología Opción Ortodoncia ha sido aprobada y aceptada por:

AGRADECIMIENTOS

Mi total y eterno agradecimiento a mi papá por tanto amor y apoyo incondicional. Ustedes son los que me motivan a dar el todo por todo, son mi más grande motivación y ejemplo en la vida.

**DR. GERARDO BUENO ACUÑA**  
Director

A mis hermanos y Alejandro por estar ahí cuando las cosas se ponían difíciles, por acompañarme en momentos difíciles y por estar ahí para no dejarme sentir sola.

**DR. GUILLERMO MARTÍNEZ MATA**  
Secretario de Investigación y Posgrado

A mis maestros, que desde el inicio me apoyaron para mí en mis estudios académicos. Gracias por acompañarme en este camino y por motivarme a crecer durante el tiempo.

**DRA. ROSAURA PACHECO SANTIESTEBAN**  
Secretaria Académica

Gracias a mis compañeras y amigos por su apoyo y amistad. Mi cariño y admiración para ustedes.

A mi director de tesis por su apoyo y paciencia durante toda la investigación. Gracias por recibirme con calidez y amabilidad en su laboratorio, por su disponibilidad, ganas y entusiasmo que siempre tienen para enseñar y escribir a sus alumnos.

**FERMÍN JAVIER OCAÑAS PEÑA**  
Director de tesis

Gracias al ingeniero Servando Peña por su apoyo y colaborador para esta investigación, por su paciencia y al pendiente del proceso y por los herramientas creadas y prestadas para la investigación.

**ALFREDO NEVÁREZ RASCÓN**  
Asesor

Gracias a la Universidad Autónoma de Chiuhauhua por la oportunidad de ser parte de la institución, donde mis ideales se vivieron allí.

Porque después de todo se comprende que no se gana nada de lo gozado sino después de haberlo perdido. Porque después de todo he estado orgulloso, que lo que el árbol tiene de florido vive de lo que tiene sembrado. Francisco Luis Fernández

## **AGRADECIMIENTOS**

Mi total y eterno agradecimiento a mis papás por tanto amor y apoyo incondicional. Ustedes son los que me motivan a dar el todo por todo, son mi más grande motivación y ejemplo en la vida.

A mis hermanos y Alejandro, por escucharme y darme palabras de aliento cuando las cosas se ponían difíciles, por acompañarme en incontables desvelos y por estar ahí para no dejarme sentir sola, gracias.

A mis maestros, que desde el inicio fueron inspiración para mí en múltiples sentidos. Gracias por compartir su conocimiento de la mejor manera y por impulsarnos a crecer durante el tiempo que compartimos en maestría.

Gracias a mis compañeras y amigas, hicimos excelente trabajo juntas. Mi cariño y admiración para ustedes.

A mi director de tesis, el doctor Fermín Ocañas, por apoyarme y guiarme durante toda la investigación, al doctor Alfredo Nevárez, quién siempre me recibió con calidez y amabilidad en su laboratorio, es muy grata la disponibilidad, ganas y entusiasmo que ambos tienen para trabajar en equipo y apoyar a sus alumnos.

Gracias al ingeniero Servando Pérez por ser un excelente amigo y colaborador para esta investigación, por su paciencia y su tiempo, por estar al pendiente del proceso y por las herramientas creadas y prestadas para la fase metodológica.

Gracias a la Universidad Autónoma de Chihuahua por la apertura del posgrado y por la oportunidad de ser parte de la primera generación, momentos inolvidables se vivieron allí.

“Porque después de todo he comprobado, que no se goza bien de lo gozado sino después de haberlo padecido. Porque después de todo he comprendido, que lo que el árbol tiene de florido vive de lo que tiene sepultado”. Francisco Luis Bernárdez.

## RESUMEN

Esta investigación tiene como objetivo medir la resistencia a la fractura de tres diferentes marcas de micro implantes aplicando fuerzas de torque que simulen los valores aplicados en la práctica clínica.

Elegir el método de anclaje a utilizar es un factor importante para el éxito en el tratamiento de Ortodoncia. Los micro implantes se han convertido en material esencial en la práctica del ortodoncista por sus grandes beneficios, tales como, cumplir adecuadamente con el objetivo principal el cual es proporcionar suficiente anclaje esquelético. La colocación de micro implantes es mínimamente invasiva, pues no requiere de un abordaje quirúrgico. A pesar de ello, complicaciones como la fractura del micro implante durante la inserción pueden ocurrir haciendo que se complique su remoción.

Un total de nueve micro implantes, (tres de cada casa comercial: Borgatta, Dewimed y TD Orthodontics) fueron insertados en un ejemplar de mandíbula porcina para el registro de torques de inserción, estimando con ello, la resistencia a la fractura que cada micro implante presenta.

Los resultados mostraron que TD Orthodontics alcanza el máximo torque durante su colocación y Borgatta el más bajo. Se asocian el mayor y el menor torque de inserción a la aleación de fabricación, así como a la geometría del micro implante. Se concluye que el aumento en torque de inserción esta influenciado por la densidad ósea del sitio de colocación aumentando con esto, su potencial de fractura.

Palabras Claves: Anclaje esquelético, DAT's, fractura, hueso mandibular, densidad ósea, micro implante, torque, auto-perforante.

## Measurement of Fracture Resistance in the Placement of Orthodontic Micro Implants of Different Commercial Brands

### SUMMARY

This research aims to measure the fracture resistance of three different brands of micro-implants by applying torque forces that simulate those applied in clinical practice.

Choosing the anchorage method is an important factor for success in Orthodontic treatment. Micro implants have become an essential part in orthodontic practice due to their great benefits, such as adequately fulfilling the main objective: to provide sufficient skeletal anchorage. The placement of micro implants is minimally invasive since it does not require a surgical approach. Despite this, complications such as micro-implant fracture during insertion can occur, complicating its removal.

A total of nine micro-implants (three from each commercial brand: Borgatta, Dewimed and TD Orthodontics) were inserted in a specimen of porcine mandible for the registration of insertion torques, thus estimating the resistance to fracture of each micro-implant.

The results showed that TD Orthodontics reached the maximum insertion torque and Borgatta the lowest. The highest and lowest insertion torque is associated with the manufacturing alloy and micro-implant geometry. It is concluded that the increase in insertion torque is influenced by the bone density of the placement site, thereby increasing its fracture potential.

Keywords: Skeletal anchorage, TAD's, fracture, mandibular bone, bone density, micro-implant, torque, self-drilling.



## Índice

<b>ÍNDICE DE TABLAS</b> .....	III
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	IV
<b>1. GLOSARIO</b> .....	1
<b>2. INTRODUCCIÓN</b> .....	3
<b>3. JUSTIFICACIÓN</b> .....	5
<b>4. OBJETIVO GENERAL</b> .....	7
<b>5. OBJETIVOS PARTICULARES</b> .....	8
<b>6. HIPÓTESIS</b> .....	9
<b>7. MARCO TEÓRICO</b> .....	10
<b>7.1 Definición</b> .....	10
<b>7.2 Evolución de los micro implantes en Ortodoncia</b> .....	12
<b>7.3 Diseño y clasificación</b> .....	13
7.3.1 Diseño de Cabeza .....	15
7.3.2 Perfil Transmucoso .....	15
7.3.3 Cuerpo .....	15
<b>7.4 Composición</b> .....	15
7.4.1 Titanio .....	16
7.4.2 Acero .....	17
<b>7.5 Indicaciones</b> .....	17
<b>7.6 Contraindicaciones</b> .....	17
<b>7.7 Sitios potenciales de inserción</b> .....	18
7.7.1 Estructura ósea .....	20
<b>7.8 Técnicas de inserción</b> .....	21
7.8.1 Técnica de auto-perforación .....	21
7.8.2 Técnica de pre-perforación .....	22
<b>7.9 Protocolo quirúrgico</b> .....	22
<b>7.10 Factores que conducen al fracaso de los micro implantes</b> .....	23



7.10.1 Problemas influenciados por el micro implante.....	23
7.10.2 Problemas influenciados por el operador .....	24
7.10.3. Problemas influenciados por el paciente .....	24
<b>7.11 Hueso porcino en investigaciones médicas.....</b>	<b>24</b>
<b>8. MATERIALES Y MÉTODOS .....</b>	<b>26</b>
<b>9. CRITERIOS DE INCLUSIÓN.....</b>	<b>33</b>
<b>10. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN .....</b>	<b>34</b>
<b>11. VARIABLE DEPENDIENTE .....</b>	<b>35</b>
<b>12. VARIABLES INDEPENDIENTES .....</b>	<b>36</b>
<b>13. ANÁLISIS ESTADÍSTICO .....</b>	<b>37</b>
<b>14. RESULTADOS .....</b>	<b>38</b>
<b>15. DISCUSIÓN.....</b>	<b>49</b>
<b>16. CONCLUSIONES.....</b>	<b>54</b>
<b>17. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>55</b>
<b>18. ANEXOS .....</b>	<b>58</b>



## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Lugares de inserción y micro implantes recomendados por Borgatta Quick Plus. ....	20
Tabla 2 Densidad ósea en maxilar y mandíbula .....	21
Tabla 3 Descripción de micro implantes autoperforantes utilizados.....	27
Tabla 4 Especificaciones del torquímetro manual usado en esta investigación.....	28
Tabla 5. Registro de torque durante la inserción. ....	38
Tabla 6. Valores promedio y desviación estándar de la muestra. ....	40
Tabla 7. Valores promedio y desviación estándar por marca comercial. ....	40
Tabla 8. Cambio de resistencia a la inserción, promedio de marcas comerciales. ....	43
Tabla 9. Prueba de Levene .....	43
Tabla 10. Estadístico de prueba, F de Fisher (cambio de resistencia a la inserción).....	44
Tabla 11. Variable torque máximo alcanzado durante la inserción. ....	46
Tabla 12. Estadístico de prueba, F de Fisher (torque máximo alcanzado). ....	47
Tabla 13. Valores de torque máximo alcanzados por micro implantes en prueba de fractura. ..	58





## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Micro implante en proceso de inserción en región palatina. ....	10
Figura 2. Ejemplo de dimensión en milímetros de un micro implante. ....	11
Figura 3. Sitios de colocación y micro implantes recomendados según la guía de trabajo Vector TAS. ....	19
Figura 4. Diámetro recomendado según Vector TAS. ....	19
Figura 5. Comparación densidad por zonas en hueso mandibular humano y porcino. ....	25
Figura 6. Micro implantes grupo 1 (posterior a su inserción), usados para la evaluación de torque máximo de inserción: a) Borgatta, b) Dewimed M.O.S.A.S y c) TD Orthodontics. ....	26
Figura 7. Micro implantes grupo 2 usados para la prueba de fractura. (a) Borgatta (b) Dewimed (c) TD ....	27
Figura 8. Torquímetro manual MTT03-50Z. ....	28
Figura 9. Adaptadores de 1/4 (entrada universal) para el torquímetro manual, vista frontal (izquierda). Adaptadores con entrada específica para la cabeza de cada micro implante (derecha): (a) Entrada para micro implantes Borgatta y Dewimed (b) Entrada para micro implantes TD. ....	29
Figura 10. Diseño de adaptadores en Software Creo 4.0 ....	29
Figura 11. Mandíbula de origen porcino. ....	30
Figura 12. Región de inserción en hueso mandibular porcino. ....	30
Figura 13. (a) Micro implantes colocados en viales para su almacenamiento durante la prueba experimental. (b) Viales nombrados y numerados para su identificación. ....	31
Figura 14. Mini implantes insertados en el hueso mandibular porcino. ....	32
Figura 15. Micro implantes después de su inserción y evaluación. ....	39
Figura 16. Diagrama de cajas de la diferencia de promedio entre los 3 grupos de marcas comerciales en el torque máximo alcanzado. ....	41
Figura 17. Diagrama de cajas de la diferencia de promedio entre los 3 grupos de marcas comerciales en el cambio de resistencia a la inserción. ....	42



Figura 18. Análisis de medias en el cambio de resistencia a la inserción.....	45
Figura 19. Medias del torque máximo alcanzado: análisis de las 3 marcas comerciales.....	47
Figura 20. Análisis de medias entre las 3 marcas comerciales.....	48
Figura 21. Zona de inserción para prueba de fractura.....	58
Figura 22. Micro implantes fracturados en prueba de torsión a diferente densidad ósea (de izquierda a derecha: Borgatta, Dewimed y TD). ....	59



## 1. GLOSARIO

**Aleación:** Mezcla homogénea de dos o más elementos, de los cuáles al menos uno debe ser un metal.

**Acero:** Aleación de hierro y carbono en un porcentaje de este último elemento variable entre 0,03% y 1,075%.

**Anclaje en Ortodoncia:** Resistencia al movimiento no deseado de los dientes. Puede ser intraoral, cuando se utilizan estructuras dentales u orales, y extraoral cuando se utilizan aparatos apoyados fuera de la cavidad oral.

**Biocompatibilidad:** Término derivado del prefijo bio "vida, ser vivo" y de la palabra compatibilidad "capacidad de estar con". Es la interacción entre el material del que está compuesto el implante y el tejido huésped.

**Fractura:** Es una ruptura, pérdida de la integridad o continuidad.

**Micro implante:** Dispositivo que es insertado intraoralmente en estructuras óseas para prevenir el movimiento dental no deseado. Es un objeto extraño retenido en tejido humano por una extensión de tiempo definida.

**Ncm:** Un newton centímetro es una unidad de fuerza igual a 0.01 metro de Newton.

**Osteointegración:** Es la conexión íntima, directa, funcional y mantenida en el tiempo, entre el hueso y un implante sometido o no, a carga.

**Resistencia:** Fuerza que se opone a la acción de otra fuerza. Acción y efecto de resistir.

**TAD's:** Temporary Anchorage Devices

**Titanio:** Elemento químico metálico de número atómico 22, de color gris oscuro, de gran dureza, resistente a la corrosión, de propiedades físicas parecidas a las del acero, abundante en la corteza terrestre y usado en la industria química, aeronáutica y aeroespacial.

**Titanio grado V:** El grado 5 es la aleación más utilizada y es una aleación alfa + beta. La aleación de grado 5 representa el 50% del uso total de titanio en todo el mundo. Tiene



una composición química de 6% de aluminio, 4% de vanadio, 0,25% (máximo) de hierro, 0,2% (máximo) de oxígeno y el resto de titanio. Este grado es una excelente combinación de fuerza y resistencia a la corrosión.

Torque: El torque es la medida de fuerza que actúa sobre un objeto (eje) y lo hace girar. También llamado momento dinámico.

Torquímetro: Instrumento de precisión utilizado para aplicar o predeterminar tensión en tornillos, tuercas, birlos y sujetadores en partes ensambladas.

Vial: Es un pequeño vaso, botella o frasco destinado a contener. Proporcionan almacenamiento para todo tipo de muestras.



## 2. INTRODUCCIÓN

Los micro implantes en Ortodoncia se han ganado la atención de los ortodoncistas por ser un método efectivo en brindar anclaje esquelético para realizar múltiples biomecánicas según sea necesario. Su versatilidad y su función como dispositivos de mínima invasión han ayudado a que sean una excelente opción para formar parte del tratamiento de ortodoncia cuando las unidades dentarias posteriores son insuficientes o inadecuadas para proporcionar anclaje o bien, cuando un diente o grupo de dientes sufrirán los efectos secundarios del anclaje recíproco. (1–3)

Haciendo una comparación con los implantes dentales utilizados en áreas como Prostodoncia, los micro implantes, son de menor diámetro y longitud. A su vez, una diferencia particular de estos pequeños dispositivos es el material de fabricación. La aleación de los implantes dentales es el Titanio por las indiscutibles propiedades de biocompatibilidad y osteointegración. Para los micro implantes, las aleaciones de elección para su manufactura son el Acero y el Titanio grado V que, a diferencia del Titanio comercialmente puro, este presenta una mayor resistencia y no confiere la propiedad de osteointegrarse pues, lo que se busca, es obtener en un anclaje temporal y no definitivo. (4,5)

La estabilidad primaria es el resultado más importante que se busca obtener una vez insertado el micro implante, ésta, se logra justo después de finalizar su colocación y está influenciada por múltiples factores tales como el diseño del micro implante, específicamente de la rosca y la punta activa, el ángulo de inserción durante la colocación y la experiencia del clínico, por mencionar algunos. De acuerdo al área de inserción planificada y al tipo de biomecánica que se requiera, se deberá seleccionar la longitud y el diámetro del micro implante adecuado.(5)

Existen riesgos asociados durante la colocación y el desalajo de estos dispositivos, entre ellos, la fractura.(1) Un método que permite medir la respuesta mecánica durante su inserción es la fuerza torsional, esta medida cuantifica el grado de interacción entre el hueso y el cuerpo roscado del micro implante.(2) Dependiendo del nivel al que se produzca la fractura, la remoción de la porción fracturada se puede complicar.(3)



Para disminuir este riesgo durante la práctica clínica, el propósito de esta investigación fue medir el potencial de fractura mediante el registro de torque durante la inserción de micro implantes de características similares y casas comerciales distintas.



### 3. JUSTIFICACIÓN

La práctica clínica en Ortodoncia ha estado en constante evolución debido al deseo de ejercer biomecánicas que requieran aparatología más estética para los pacientes, más sencillas de utilizar para el profesional y, sobre todo, que disminuyan el tiempo empleado en el laboratorio para la confección de aparatos y su colocación durante la atención clínica.

El principal manejo que se realiza en un tratamiento ortodóncico es el movimiento dental. Para lograrlo, la aparatología fija no es suficiente y habrá que hacer uso de aditamentos extra que si bien, existe un gran cantidad de aparatos disponibles como auxiliares que se han usado a lo largo del tiempo, en la actualidad y dados los objetivos de eficiencia, estética y simplicidad que se buscan, no son los ideales.

Con el avance de la tecnología, nuevos aditamentos han surgido y se han usado con éxito en las últimas décadas, entre ellos, los micro implantes. El principal objetivo de su uso es lograr un anclaje esquelético para que, mediante ellos, se eviten movimientos dentarios en direcciones no deseadas.

Actualmente, el uso de micro implantes se ha incrementado, esto, por sus múltiples beneficios al tratamiento. Se encuentran de distintas longitudes, diámetros, diseños, e incluso fabricados en distintas aleaciones. Existen de distintos rangos económicos, marcas comerciales, y todo esto hace de ellos una opción fácil de obtener y aplicar.

La comparación de 3 marcas comerciales distintas de micro implantes ortodóncicos disponibles en el mercado mexicano tiene como finalidad en este estudio la identificación de la capacidad clínica de torque durante la inserción, además del enfoque en marcas accesibles ya que, en investigaciones similares, se incluye información acerca de micro implantes con fabricación y comercio en otros países, y con dificultad para su obtención.

Es importante entender los riesgos asociados con la colocación de estos dispositivos de anclaje temporal, sobre todo cuando el sitio elegido para su inserción es la región media palatina o bien, la región mandibular posterior en un adulto. Los micro implantes auto



perforantes que son insertados en estas zonas suelen incrementar el torque de inserción acercándose al torque de fractura.

La información obtenida ayudará a profesionales de la salud a evitar complicaciones asociadas con la fractura ocurrida por la elevación de fuerzas torsionales durante su colocación, tal como una intervención quirúrgica para la remoción de la porción fracturada.





#### **4. OBJETIVO GENERAL**

- Medir la resistencia a la fractura de tres diferentes marcas de micro implantes comercialmente disponibles en México, con 8 mm de longitud en la parte roscante y diámetro variable (1.5 y 1.6 mm) aplicando fuerzas de torque que simulen los valores aplicados manualmente en la práctica clínica.



### **5. OBJETIVOS PARTICULARES**

- Comparación entre fuerzas de torsión alcanzadas de cada marca comercial durante la inserción en simulación de hueso cortical mandibular.
- Registro y evaluación del torque durante el cambio de resistencia en la inserción de cada micro implante.
- Registro y evaluación del torque máximo de inserción alcanzado por cada micro implante replicando la técnica clínica manual.



## **6. HIPÓTESIS**

### **Hipótesis Nula**

La inserción de micro implantes autoperforantes en hueso cortical mandibular con simulación de aplicaciones de fuerza y velocidad manuales no provoca su fractura.

### **Hipótesis de Alternativa**

La inserción de micro implantes autoperforantes en hueso cortical mandibular con simulación de aplicaciones de fuerza y velocidad manuales puede provocar su fractura.

### **Diseño de la Investigación**

El presente es un estudio con enfoque cuantitativo, descriptivo y comparativo.



## 7. MARCO TEÓRICO

### 7.1 Definición

En Ortodoncia, uno de los principales objetivos es producir movimientos dentales deseados por medio de aparatología diversa. Para cada acción, existe una reacción igual y opuesta (3era ley de Newton) e inevitablemente otros dientes se moverán fuera de los objetivos planeados. Por lo tanto, en la mayoría de los tratamientos ortodóncicos, el anclaje es necesario para controlar las fuerzas recíprocas y es utilizado de manera frecuente. El anclaje entonces, de manera general, ha sido definido en Ortodoncia como la resistencia al movimiento dental no deseado.(6–8) El anclaje intraoral se encuentra dividido en 4 grupos: anclaje mínimo, moderado, máximo y absoluto. Dependerá de una cuidadosa anamnesis y un análisis individualizado de cada paciente determinar cuál será el adecuado.(9) Con el uso de micro implantes, es posible lograr un anclaje de tipo máximo reduciendo así, estos movimientos no deseados. (10)

En las últimas décadas, los dispositivos de anclaje temporal o cortical, conocidos también por sus siglas en inglés como TAD´s (Temporary Anchorage Devices), se han convertido en parte importante del tratamiento de Ortodoncia. Estos funcionan como dispositivos mínimamente invasivos que al ser colocados intraoralmente en áreas específicas, proporcionan un adecuado método de fijación para el movimiento dental en la dirección deseada.(2) (Fig1)



Figura 1. Micro implante en proceso de inserción en región palatina.



Los grupos de TAD's incluyen implantes de tipo tornillo, encontrados en la literatura como mini tornillos, mini implantes, micro tornillos o micro implantes. La diferencia en la nomenclatura entre mini y micro hace referencia a sus reducidas dimensiones, pero hasta el momento ninguna definición ha sido universalmente aceptada, esto según el Instituto Nacional para la Salud y Excelencia Clínica.(11)

Por otro lado, diferentes autores discuten la nomenclatura haciendo referencia a que, aunque micro y mini infieren un tamaño pequeño, cuando es usado como adjetivo, micro refiere algo más pequeño que mini y al haber implantes de tamaño mini usados en prostodoncia, la terminología "mini implante" no sería exclusiva para los dispositivos en Ortodoncia. Académicamente, la palabra micro se emplea más (Ej. microdoncia, micrognasia). El término implante entonces, sería el más adecuado a diferencia de tornillo, la razón es que, al durar un tiempo mayor a un mes en la boca, es considerado un objeto extraño temporal retenido (implante).(12)

Para fines prácticos en esta investigación, denominaremos a estos dispositivos "micro implantes". (Fig 2)



Figura 2. Ejemplo de dimensión en milímetros de un micro implante.



## 7.2 Evolución de los micro implantes en Ortodoncia

El uso de anclaje esquelético ha sido extensamente reportado. En 1945, Gainsforth y Higley mencionan por primera vez el uso de implantes con la finalidad de ser utilizados como método de anclaje óseo.(13) En Ortodoncia convencional, era común el uso de grupos de dientes para lograr los movimientos deseados (uno, dos o más órganos dentarios según requiriera el caso). Alternativas como el anclaje occipital, eran también utilizadas para lograr mayor efectividad y reducir efectos dentales secundarios, la desventaja de este tipo de anclaje radicaba en que la eficiencia que brindaba dependía en gran parte de la cooperación del paciente y de las horas de uso establecidas por el ortodoncista. De acuerdo con las necesidades requeridas para lograr un anclaje absoluto y sin poner en riesgo la estabilidad de órganos dentarios, Gainsforth y Higley realizaron un experimento que consistió en el uso de tornillos de diferentes longitudes, con una aplicación de carga inmediata de aproximadamente 200 gr y colocados en la rama mandibular de 6 animales caninos. El resultado, movimiento dental aproximado de 1 mm por mes, pero con fracaso en la duración de los mini implantes, pues la mayoría se desalojó a los 31 días.

En 1969, Branemark realizó investigaciones experimentales con el objetivo de encontrar los factores que pueden influir en la estabilidad del anclaje de un implante intrabucal introduciendo el concepto de osteointegración el cual define como el contacto directo entre el hueso vital y la superficie del implante.(14)

En 1984, Roberts et.al. Concluyeron que 6 semanas posteriores a la colocación de implantes de Titanio, era suficiente tiempo para lograr una osteointegración y estabilidad. Consideran que una pobre técnica quirúrgica e infección son usualmente la causa de la ausencia de éxito.(15)

En 1988, Smalley, Shapiro y Kokich, reportaron el exitoso uso de micro implantes de Titanio como anclaje y no como base protésica en primates para la protracción del complejo maxilar dando pauta para la continuación de su uso de esta manera para lograr las correcciones deseadas.(16)



En 1995, Block y Hoffman diseñaron un disco delgado de aleación de Titanio (ONPLANT), texturizado y cubierto con hidroxiapatita como anclaje absoluto para movimientos ortodóncicos. Su uso inicial fue probado en perros y primates reportando un soporte de 11 a 16 onzas de fuerza continuas.(17)

Fue Kanomi (1997), el primero en usar exitosamente micro implantes con propósito ortodóncico. Logró la intrusión de incisivos mandibulares con un micro implante de 1.2 mm de diámetro y 6 mm de longitud.(18)

A lo largo del tiempo, el uso de micro implantes ha ido en crecimiento y hoy en día encontramos una gran variedad en diámetros y longitudes. Los implantes convencionales usados principalmente para rehabilitación bucal no cuentan con las condiciones ideales para ser usados como parte de los aditamentos ortodóncicos, pues no cumplen con factores importantes que su contraparte (DAT's) brinda. Para la colocación de un implante convencional se requiere de procedimientos quirúrgicos poco tolerados por los pacientes, así como también, es necesario esperar cierto periodo de tiempo para que la osteointegración ocurra y cuando hablamos de micro implantes, este paso no es necesario. Las dimensiones de los implantes convencionales son mayores por lo que no pueden ser colocados fácilmente en áreas intraorales específicas como en el caso de los implantes para Ortodoncia, por ello, el uso de dimensiones menores en este tipo de aditamentos resulta ventajosa en comparación.(19)

### **7.3 Diseño y clasificación**

En el pasado los implantes utilizados para lograr anclaje ortodóncico eran osteointegrados. Por este factor, así como por sus dimensiones y altos costos en el mercado, se optó por incorporar nuevos tipos de implante para ser utilizados específicamente en ortodoncia. Estos micro implantes están diseñados concretamente para su técnica.(20)

Los implantes dentales pueden ser clasificados en cuatro grupos; 1) Implantes osteointegrados, 2) Implantes osteointegrados modificados para utilizarse en sutura palatina, 3) Miniplacas de titanio y 4) Micro implantes. (21)



Una clasificación general de implantes puede describirse de esta manera:

1. De acuerdo a la forma y tamaño:

-Cónicos / Cilíndricos

Micro implantes e implantes palatinos.

-Miniplacas.

-Implantes en forma de disco (Onplants).

2. De acuerdo al contacto óseo.

-Osteointegrados.

-No osteointegrados.

3. De acuerdo a su aplicación.

-Utilizados para fines ortodóncicos (micro implantes).

-Utilizados para fines protésicos (Implantes). (22)

Específicamente en la categoría de micro implantes la clasificación se dispone en varios tipos:

1. Según los métodos de inserción.

-Autoperforantes: Los propios tornillos perforan la mucosa y cortical ósea.

-Pre perforación: Necesitan de una apertura previa en la cortical con una fresa.

2. Según sus dimensiones.

-Diámetro: Variable de 1.3 a 2 mm.

-Longitud: Entre de 6 a 12 mm.

3. Según su técnica de anclaje.

-Directo: No existe apoyo en unidades dentarias.





-Indirecto: El micro implante funciona como soporte para la unidad dentaria de anclaje.(20)

El diseño de los micro implantes es variable de acuerdo a las partes que lo componen. Estos pequeños aditamentos constan de una cabeza, un perfil transmucoso y una porción endoósea o cuerpo.

#### 7.3.1 Diseño de Cabeza

La cabeza de los micro implantes puede encontrarse de diferentes formas. Las más usuales son las esféricas, triangulares y hexagonales. Existen también micro implantes con diseños de cabeza en forma de bracket. La cabeza permite al operador sujetar y transportar el micro implante, así como los diseños, permiten colocar distintos aditamentos como cadenas elásticas, resortes, entre otros. La cabeza de un micro implante deberá ser pequeña y de superficie lisa para evitar molestias al paciente.(19,22)

#### 7.3.2 Perfil Transmucoso

Para una correcta adaptación de los tejidos, así como para evitar irritaciones. Está ubicado justo por debajo de la cabeza del micro implante. El perfil transmucoso deberá tener una superficie lisa y pulida para evitar infecciones y retención de placa bacteriana. (19,20)

#### 7.3.3 Cuerpo

Es el soporte esencial del implante y está envuelto en una rosca helicoidal. El cuerpo determina la fuerza de torque necesaria para su inserción, cuanto mayor sea el diámetro, menor será la incidencia de fracaso durante su colocación. (19)

### 7.4 Composición

El material debe ser no tóxico y biocompatible. Debe poseer excelentes propiedades mecánicas (resistencia al estrés, corrosión, deformación). Los materiales usualmente utilizados pueden dividirse en biotolerantes como el acero inoxidable y la aleación cromo cobalto, bioinertes como el titanio y el carbono, así como bioactivos (hidroxiapatita).(23)

Dos de los más utilizados en el mercado son el acero inoxidable y el titanio. El titanio de tipo I contiene una concentración de 91,5% de titanio, 0,3% de hierro y 0,1% de carbono.



Es muy compatible, pero es altamente frágil. Este es el principal motivo por el cual actualmente el titanio usado para micro implantes es el de grado V con una superficie sin tratar con fosfato de calcio, lo cual le confiere la capacidad de no osteointegrarse.(20)

#### 7.4.1 Titanio

Elemento químico metálico de número atómico 22, de color gris oscuro, de gran dureza, abundante en la corteza terrestre y usado en la industria química, aeronáutica y aeroespacial.

El uso del titanio como biomaterial en la fabricación de implantes se debe a que se cumplen los requerimientos no solo de biocompatibilidad, sino, que ofrece otras propiedades mecánicas importantes como la resistencia a la corrosión, otorgada por la capa de óxido que se forma en la superficie de esta aleación al entrar en contacto con el oxígeno. Esta capa protege y evita que el titanio continúe oxidándose. Esta aleación presenta una menor densidad y grado de elasticidad que la aleación de cromo cobalto o el acero inoxidable lo cual reduce la posibilidad de causar atrofia o reabsorción ósea cerca del sitio donde fue colocado el implante.(24)

A pesar de los distintos grados de titanio disponibles, el ideal para los micro implantes de uso ortodóncico es el grado V (Ti6Al4V) por 3 razones principales:

1. Los micro implantes tienen un diámetro pequeño y esta aleación cuenta con una gran resistencia mecánica a diferencia del titanio comercialmente puro.
2. El uso de estos sistemas de anclaje temporal está basado en la retención primaria, no secundaria.
3. Los micro implantes deben de ser retirados fácilmente. Usando la aleación de titanio grado V las características bioactivas son inferiores manteniendo un grado de osteointegración bajo por lo que su retiro no se complica. (5)



#### 7.4.2 Acero

El uso de micro implantes más resistentes puede llegar a ser interesante entre la práctica de Ortodoncia cuando el sitio de inserción necesita una alta fuerza mecánica para su colocación (ej. Hueso mandibular bucal).(25)

Los micro implantes de acero brindan mejores características mecánicas cuando el troque de inserción o remoción aumenta y, por lo tanto, disminuyen el riesgo de fractura. (26)

#### 7.5 Indicaciones

La indicación principal es obtener un anclaje para realizar los movimientos necesarios en el tratamiento de Ortodoncia tales como: movimientos de una unidad dentaria, grupos de dientes o movimientos intermaxilares.(20)

Las indicaciones pueden ser consideradas las siguientes:

- Casos que resulten afectados con el movimiento recíproco de los dientes al utilizar biomecánicas de anclaje tradicionales.
- Pacientes que cuenten con un número inadecuado de unidades dentarias para hacer uso de un anclaje convencional.
- Pacientes en donde sea necesario realizar movimientos asimétricos.
- Solo en algunos casos, como alternativa a la cirugía ortognática.
- Movimientos generales tales como cierre de espacios, intrusión, extrusión, corrección de la curvatura del plano oclusal, distalizaciones, mesializaciones, enderezamiento de unidades dentarias, corrección de líneas medias.(20)

#### 7.6 Contraindicaciones

Los micro implantes están contraindicados en pacientes que presenten patologías asociadas al hueso, cantidad y calidad ósea inapropiada, desórdenes óseos metabólicos, enfermedad periodontal severa, historial de uso de bifosfonatos, pacientes en tratamiento de quimioterapia o radioterapia, alergia al material de titanio o acero.



Otras:

- Pacientes con deficiente higiene bucal.
- Colocación en zonas de riesgo que puedan afectar estructuras vecinas.
- No usar en pacientes fumadores, diabéticos o con algún tipo de compromiso inmunológico.
- Pacientes no cooperadores en donde las posibilidades aspiración o deglución en caso de accidente sean altas.
- Pacientes no comprometidos con su tratamiento de Ortodoncia. (19,27)

### **7.7 Sitios potenciales de inserción**

Cuando un micro implante requiere ser colocado, existen algunos factores a tomar en cuenta como, la biomecánica necesaria según el caso, la calidad y cantidad de hueso en el sitio deseado para su inserción, el espesor de tejido blando y las zonas potenciales de riesgo durante su colocación. En términos generales, existe un lugar idóneo para la colocación de un micro implante y es justo en la línea mucogingival, ubicada 5 mm apical a las coronas clínicas. Cuando la biomecánica a utilizar y los vectores de fuerza necesarios coincidan con este sitio de inserción, es importante considerar no hacerlo más apical a esta línea ya que, el tejido gingival se encuentra ligeramente móvil y podría provocarse un desgarro de la zona. Por otro lado, colocarlo coronal a la línea mucogingival podría provocar fractura de crestas alveolares. (19)

Intraoralmente, cualquier sitio en maxilar o mandíbula es lugar para la ubicación de estos pequeños dispositivos, como ya se hizo mención anteriormente, por sus pequeñas dimensiones pueden colocarse a favor de la biomecánica que se requiera en múltiples lugares siempre y cuando se consideren todos los factores de beneficio y daño que podrían ser ocasionados.

Los sitios más comunmente utilizados son los siguientes:

- Zona vestibular anterior de maxilar y/o mandíbula.
- Sífnisis mandibular.



- Zona vestibular de premolares y molares, maxilar/mandíbula.
- Zona retromolar, bucal mandibular, rama de la mandíbula.
- Cresta infracigomática.
- Zona palatina. (28)

De acuerdo a la selección del sitio, diferentes marcas comerciales recomiendan diámetros y longitudes de micro implantes. (Fig 3 y 4) Tabla 1. (28)

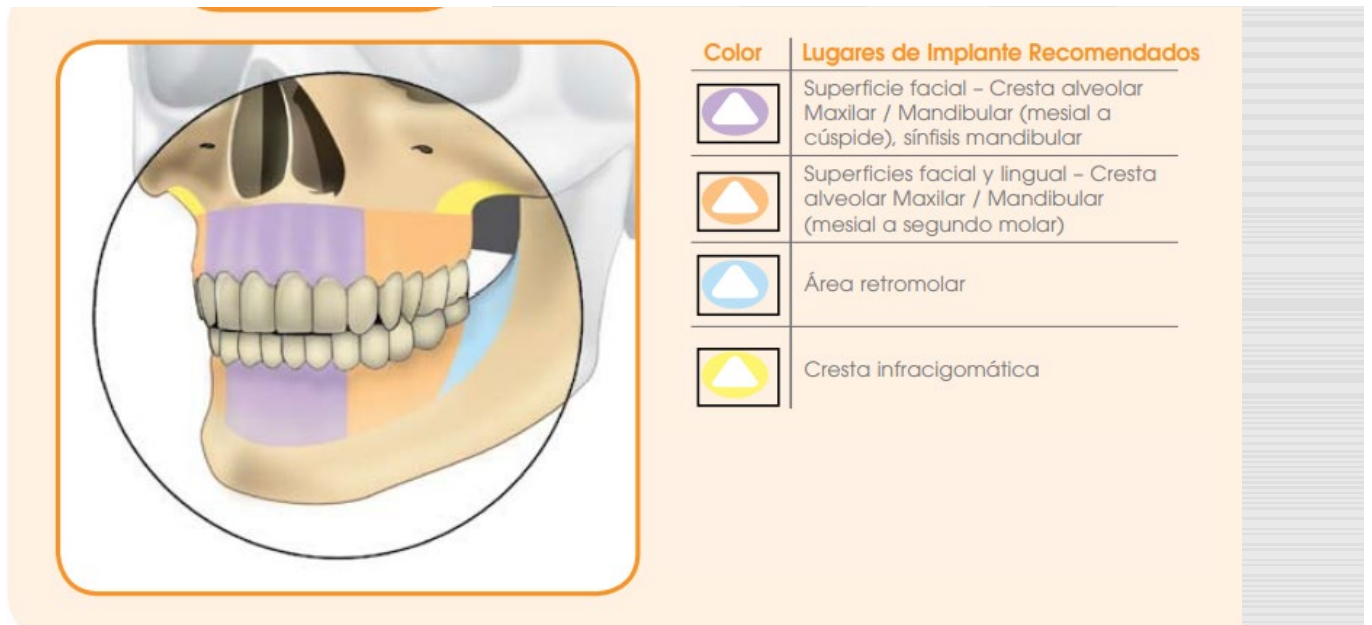


Figura 3. Sitios de colocación y micro implantes recomendados según la guía de trabajo Vector TAS.

Color	Diámetro
	1.4 mm
	1.4 mm
	2.0 mm
	2.0 mm

Figura 4. Diámetro recomendado según Vector TAS.



MODELO	L(MM)	L1 (MM)	L2 (MM)	D(MM)	LUGAR DE COLOCACIÓN
MIP-1607	12	7	2	1.6	Encía insertada maxilar
MIP-1608	14	8	3	1.6	Área palatina media
MIP-1609	13	9	2	1.6	Área palatina mandibular
MIP-1610	15	10	2	1.6	Encía insertada mandibular
MIP-1610B	17	10	4	1.6	Área palatina posterior ortodóntica
MIP-2007	12	7	2	2	Zona mandibular inferior adulto
MIP-2010	17	10	4	2	Espina nasal anterior

Tabla 1. Lugares de inserción y micro implantes recomendados por Borgatta Quick Plus.

### 7.7.1 Estructura ósea

El conocimiento del tejido óseo es importante antes de utilizar una biomecánica que involucre micro implantes. Las características fundamentales a saber, aparte de su anatomía son su calidad y cantidad y estas características son determinadas de manera cuantitativa por distintos métodos, uno de ellos es la tomografía computarizada, que mide la densidad por medio de Unidades Hounsfield (UH). Este conocimiento es fundamental, pues le otorga al clínico criterio para elegir las características del micro implante como el diámetro, la longitud e incluso la aleación. (29)

Histológicamente, el hueso es un tejido conjuntivo mineralizado muy vascularizado e inervado. Está estructurado en laminillas de matriz osteoide calcificada. La manera en la que se encuentran dispuestas estas laminillas es la que determina si el hueso es compacto o esponjoso. (30)

Los huesos se conforman por una lámina externa de hueso cortical (denso) seguida de una lámina interna de hueso trabecular (esponjoso), el hueso esponjoso le forma al hueso compacto un tipo de estuche de contención confiriéndole resistencia. (19)

Ambos tipos de hueso presentan propiedades mecánicas diferentes, mientras que el módulo de elasticidad del hueso cortical se encuentra entre 15-20 GPa, hay autores que sugieren que los valores para el hueso trabecular son de 0.75-10 GPa. Por otro lado, es importante tener en consideración que la resistencia de ambos presentará variabilidad dependiendo la edad.(31)



El maxilar superior es hueso compacto con pequeñas porciones de tejido esponjoso. El hueso mandibular, es un hueso particularmente denso, especialmente a nivel del cuerpo. Las apófisis alveolares de ambos huesos están formadas por tablas corticales (vestibular y lingual o palatina) y centralmente por hueso esponjoso. (29,32)

La densidad ósea de cada hueso (maxilar y mandíbula) varía de acuerdo a la región anatómica y al tipo de hueso. La región con mayor densidad en el hueso maxilar es en área de canino y premolares mientras que la más baja densidad se encuentra en la tuberosidad. En el hueso mandibular, se encuentra una mayor densidad ósea en comparación al maxilar, y ésta se va acentuando hacia la región posterior.(33) Tabla 2

Tabla 2 Densidad ósea en maxilar y mandíbula

<b>Maxilar</b>	<b>(UH)</b>	<b>Mandíbula</b>	<b>(UH)</b>
Hueso cortical	810-940	Hueso cortical	800-1580
Tuberosidad (bucal)	443		
Tuberosidad (palatino)	615		
Hueso basal	835-1113	Hueso basal	1320-1560

### 7.8 Técnicas de inserción

La técnica de inserción de los micro implantes varía en la fase inicial dependiendo del tipo a utilizar. Existen dos técnicas de inserción: auto-perforación y pre-perforación. (1)

#### 7.8.1 Técnica de auto-perforación

Para los micro implantes autoperforantes, la técnica es directamente con la inserción del implante en el segmento óseo seleccionado.



Las ventajas de esta técnica de inserción incluyen un alto índice de éxito debido al íntimo contacto implante-hueso lo cual confiere una buena estabilidad inicial y una disminución de la posibilidad de daño a las raíces por ser una inserción más lenta y controlada.

La desventaja de esta técnica es la necesidad de aumento de torque de inserción en zonas con mayor densidad ósea.

#### 7.8.2 Técnica de pre-perforación

Para este tipo de micro implantes, la técnica inicia con una perforación ósea previa con un iniciador piloto para posteriormente realizar su inserción.

#### 7.9 Protocolo quirúrgico

El protocolo a seguir será el siguiente luego de haber evaluado la proximidad de las raíces en caso de ser inserción interradicular o haber tomado una radiografía previa para evaluar la disponibilidad ósea. (34)

##### 1. Preparación del lugar de inserción.

-Pedir al paciente realizar un enjuague con gluconato de clorhexidina al 0.12% durante 30 segundos.

-Aplicar anestesia tópica. Enjuagar y secar.

-Aplicar anestesia local. Infiltrar un aproximado de 1/16 del cartucho de anestesia, suficiente para encía y periostio cercano a la colocación del micro implante.

-Utilizar perforador de tejidos en áreas de mucosa móvil.

##### 2. Montaje del atornillador.

-Empuñar el atornillador con su maneral y tomarlo con firmeza en la palma de la mano con los dedos índice y pulgar en la zona giratoria.

##### 3. Retiro del micro implante de su empaque.

-Abrir el tubo o empaque del micro implante de manera cuidadosa, pues algunos vienen estériles.





-Alinear la cabeza del micro implante con el maneral para la su adaptación.

#### 4. Inserción del micro implante.

-Presionar la punta del micro implante contra el tejido gingival para realizar una punción guía del lugar de inserción.

-Iniciar el avance del micro implante con una presión constante. Verificar que durante la inserción no se presente juego o movimientos oblicuos del micro implante en el hueso. Visualizar que durante cada giro las roscas activas vayan desapareciendo, si no es así, podría haber contacto radicular por lo que habrá que redirigir la ruta de inserción (esto solo si el micro implante no ha sido insertado en su totalidad).

-Finalizar la inserción cuando la rosca del implante se encuentre completamente dentro del tejido óseo.

-Evaluar la retención primaria del micro implante, si alguna movilidad es detectada, retirarlo y preparar para una nueva inserción.

-Si es lo deseado, aplicar carga sin exceder los 150 g de fuerza inicial.

-Con una inserción exitosa, pedir al paciente que se enjuague nuevamente con gluconato de clorhexidina al 0.12% y dar indicaciones para su cuidado. (27,28,34)

### **7.10 Factores que conducen al fracaso de los micro implantes**

Durante el uso de estos dispositivos de anclaje temporal, algunos problemas comunes descritos desde la experiencia de algunos autores conducen al fracaso del tratamiento con micro implantes, estos factores pueden ser divididos en las siguientes categorías:

#### 7.10.1 Problemas influenciados por el micro implante

-Un micro implante puede fracturarse si es muy delgado o si el área de la cabeza no es lo suficientemente fuerte para resistir el estrés de la inserción o remoción. La solución será la elección del diámetro y longitud adecuadas para la calidad de hueso del sitio de inserción.

-Si el perfil transmucoso no se encuentra pulido, una infección alrededor de la cabeza del micro implante puede desencadenarse. Para solucionar esto, el clínico tiene



distintas opciones de marcas comerciales y diferentes diseños de cada una para seleccionar el que se adecúe mejor al sitio de inserción seleccionado.

#### 7.10.2 Problemas influenciados por el operador

-Si durante la inserción se ejerce una presión excesiva, la fractura del micro implante puede ocurrir.

-Si al realizar la inserción, no se tiene un control y sujeción adecuada del maneral y éste se balancea al enroscarlo, el micro implante no presentará la retención primaria deseada.

#### 7.10.3. Problemas influenciados por el paciente

-Pacientes con condiciones inadecuadas de calidad y cantidad ósea.

-Pacientes que no cooperen con instrucciones de higiene y mantenimiento del micro implante. (23)

### **7.11 Hueso porcino en investigaciones médicas**

Los animales han sido parte importante en investigaciones biomédicas a lo largo del tiempo, esto, con la finalidad de desarrollar nuevas posibilidades terapéuticas en distintas áreas de la Medicina. Específicamente, los modelos porcinos son considerados como un modelo experimental en múltiples campos debido a sus aparentes similitudes con los humanos anatómicamente hablando. (1,35)

A pesar de que existen diferencias entre ambas especies, los patrones de densidad ósea son muy similares. Una amplia región del tejido óseo de los procesos alveolares es porosa en ambos (humano y porcino). Específicamente en la zona de hueso basal, existe mayor densidad, esto también en ambas especies. La densidad ósea, en términos generales, refleja el tipo de crecimiento experimentado, y las diferencias que existen entre uno y otro son por el resultado final del desarrollo mandibular.(36) (Fig 5)

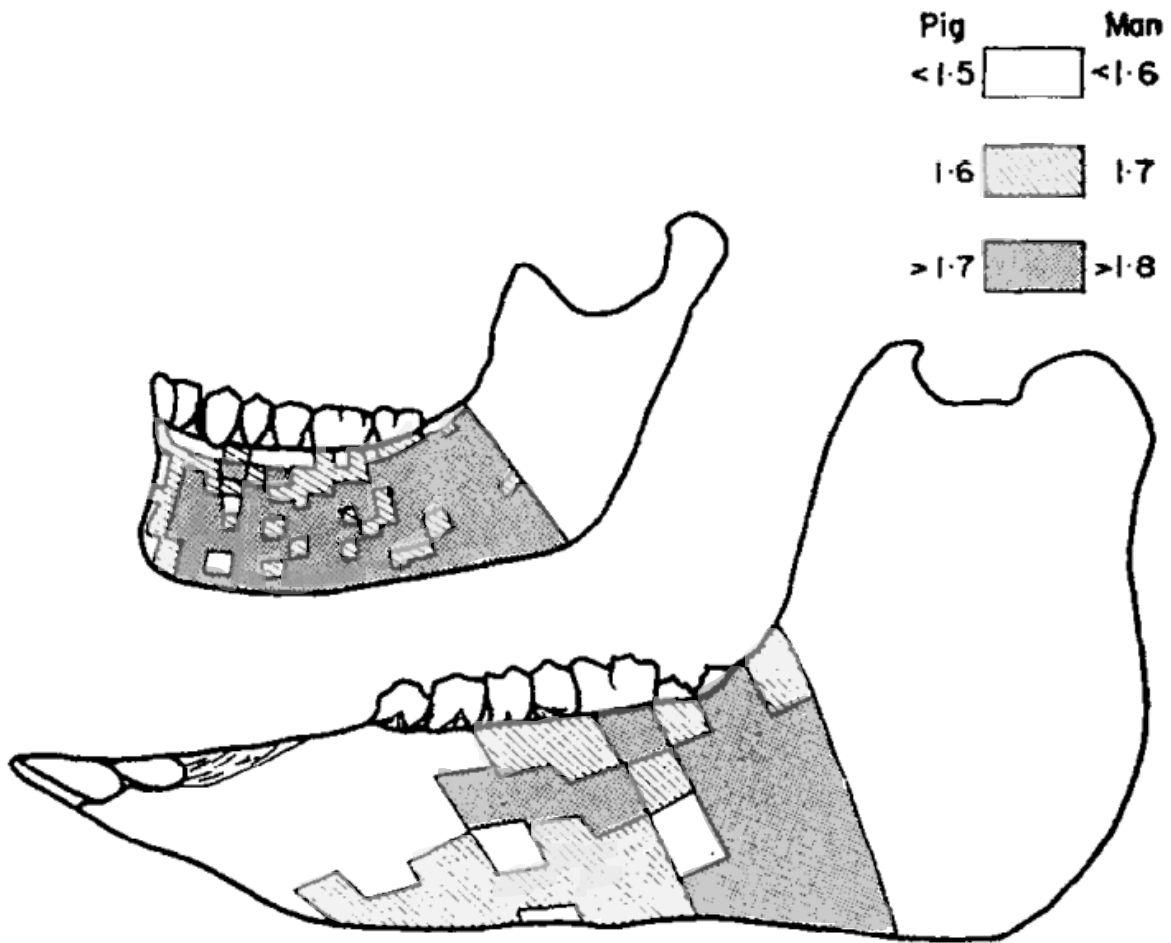


Figura 5. Comparación densidad por zonas en hueso mandibular humano y porcino.



## 8. MATERIALES Y MÉTODOS

### 8.1 Materiales

Un total de 12 (n=9 primer grupo y n=3 segundo grupo) micro implantes ortodóncicos ( 4 micro implantes de cada marca comercial) autoperforantes de tres marcas comerciales disponibles en el mercado mexicano (Borgatta Quick Plus; Dewimed O.S.A.S MINI screw; TD Orthodontics) fueron evaluados (Fig 6 y 7). Las características de cada micro implante se presentan en la Tabla 3.

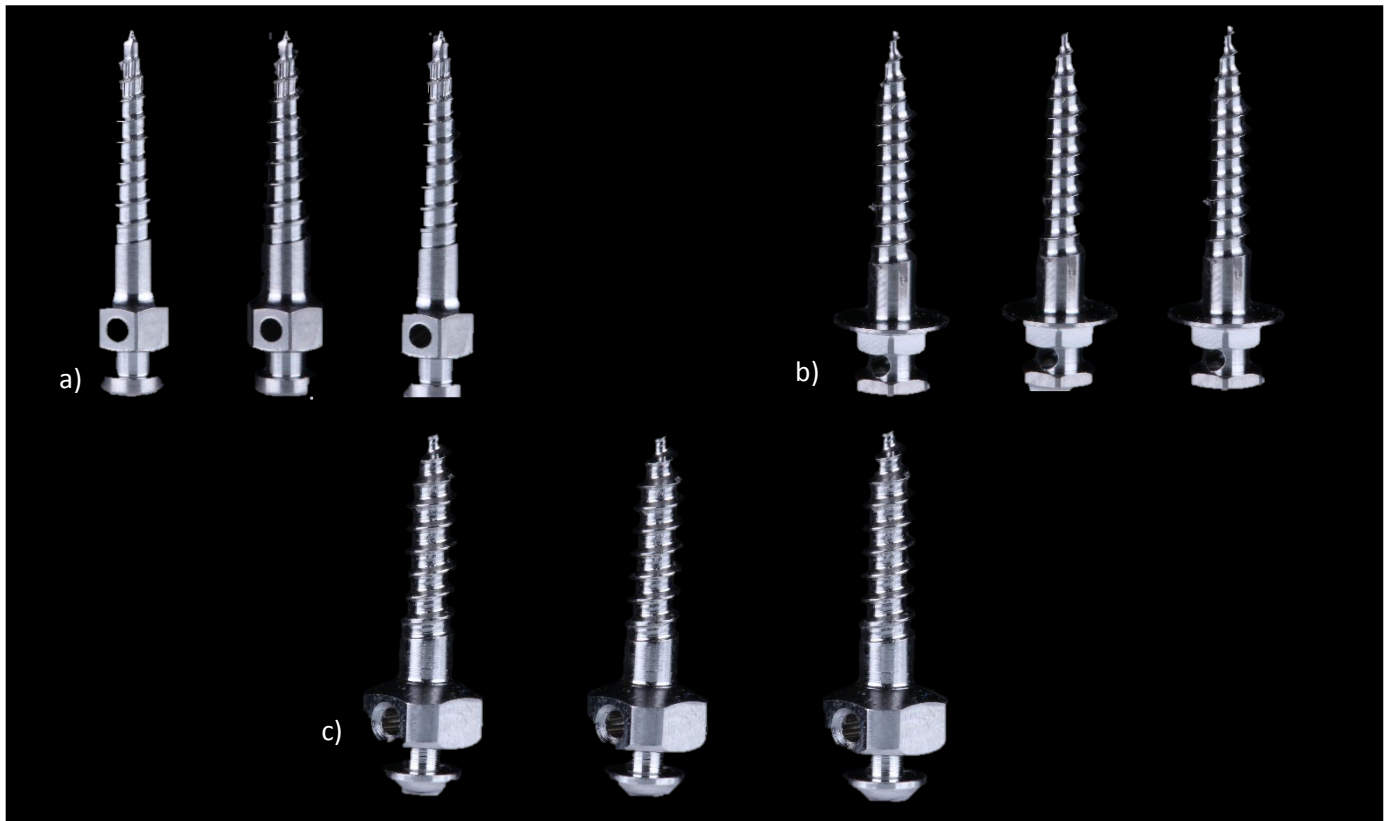


Figura 6. Micro implantes grupo 1 (posterior a su inserción), usados para la evaluación de torque máximo de inserción: a) Borgatta, b) Dewimed M.O.S.A.S y c) TD Orthodontics.

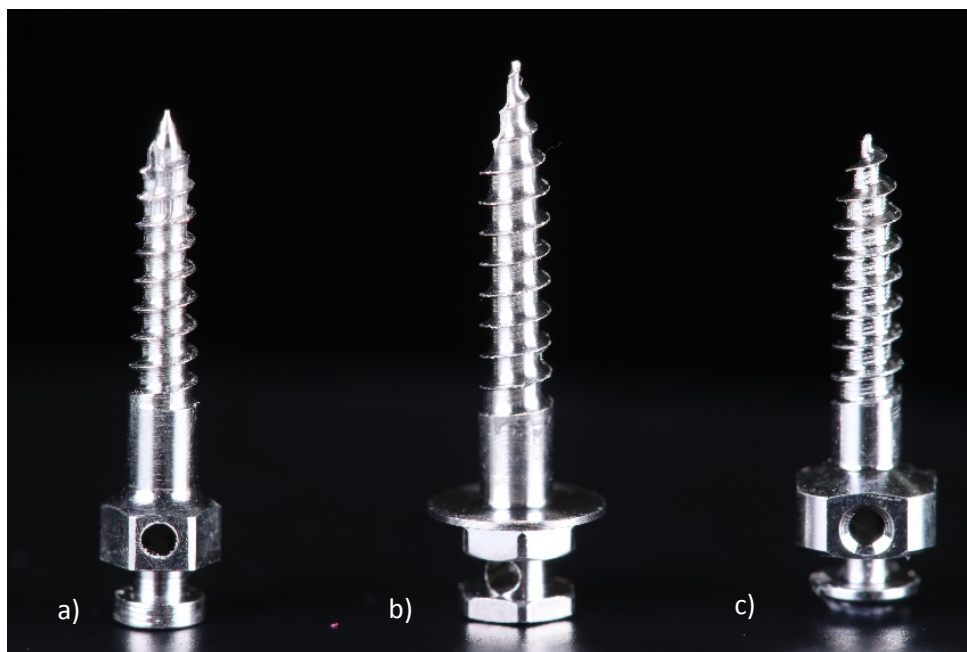


Figura 7. Micro implantes grupo 2 usados para la prueba de fractura. (a) Borgatta (b) Dewimed (c) TD

Tabla 3 Descripción de micro implantes autoperforantes utilizados

Tipo	Fabricante	Diámetro (mm)	Longitud cuerpo roscado (mm)	Aleación
QUICK PLUS MIP1607	Borgatta	1.6 mm	7 mm	Ti-6Al-4V
M.O.S.A.S	Dewimed	1.6 mm	8 mm	Ti-6Al-4V
TD	TD Orthodontics	1.5 mm	8 mm	Acero



Para la medición del torque durante la inserción de cada micro implante se utilizó un torquímetro manual modelo MTT03-50Z (Fig 8). Las especificaciones del torquímetro son presentadas en la Tabla 4. Dos adaptadores fueron diseñados por medio de un software digital (CREO 4.0) para la sujeción de los micro implantes en el torquímetro, fabricados en acero al cromo vanadio (Fig 9 y 10).



Figura 8. Torquímetro manual MTT03-50Z.

Tabla 4 Especificaciones del Torquímetro Manual Usado en esta Investigación

Modelo	MTT03-50Z	Medidor de torque, 50 OZFin / 36 kgFmm / 35 Ncm
Exactitud	±0.5% de escala completa	
Unidad de medida	Ncm	
Peso	0.8 kg	
País de origen	EE.UU	

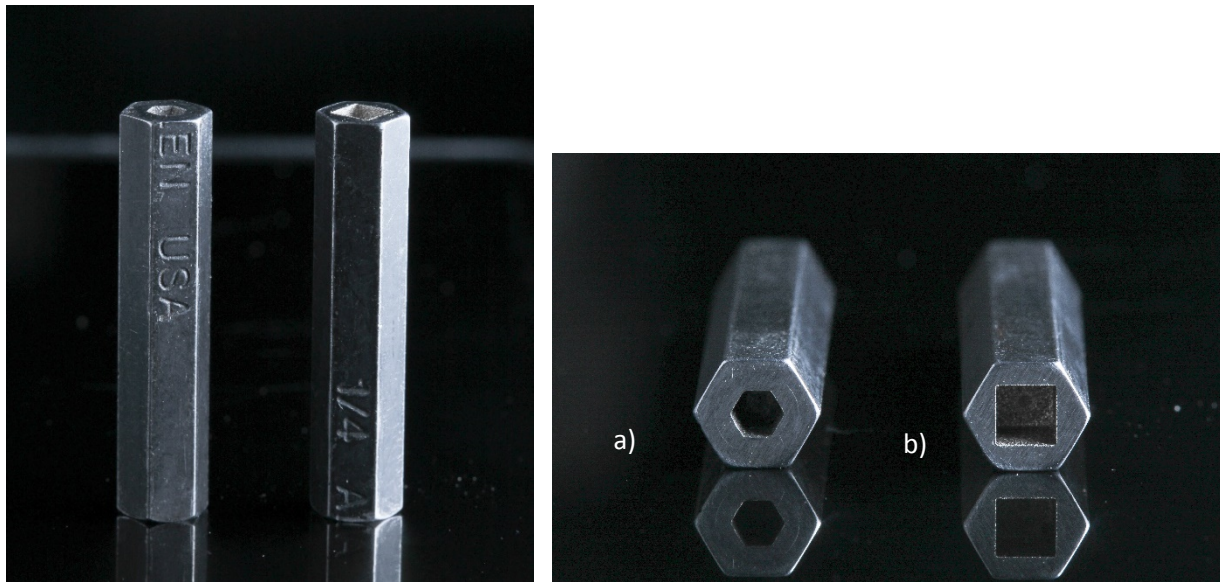


Figura 9. Adaptadores de 1/4 (entrada universal) para el torquímetro manual, vista frontal (izquierda). Adaptadores con entrada específica para la cabeza de cada micro implante (derecha): (a) Entrada para micro implantes Borgatta y Dewimed (b) Entrada para micro implantes TD.

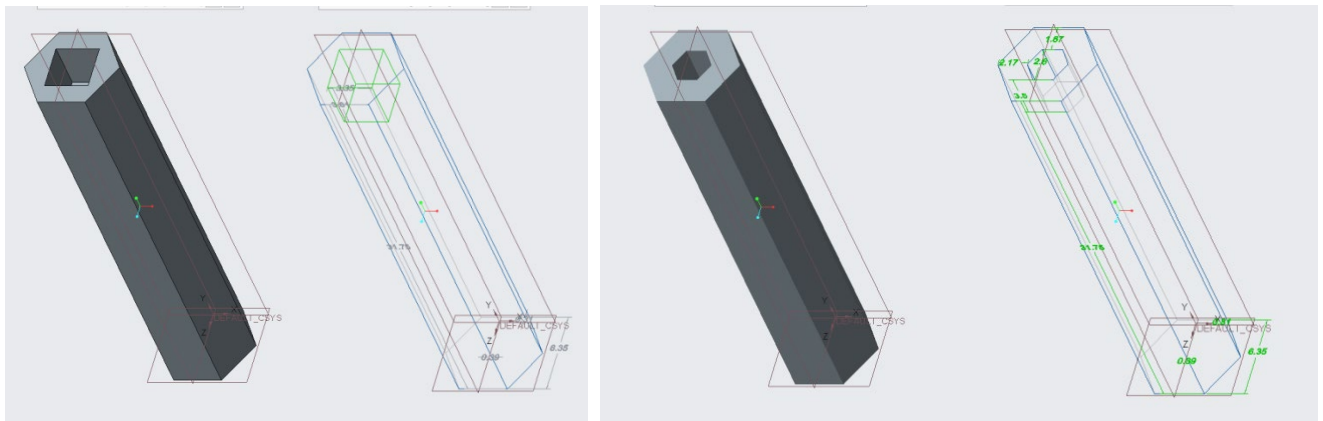


Figura 10. Diseño de adaptadores en Software Creo 4.0

Para la simulación de la inserción en tejido óseo mandibular humano se utilizó una mandíbula de origen porcino (Fig 11).

La documentación del procedimiento se realizó mediante una cámara réflex Canon 80D, un objetivo macro Canon 100 mm f/2.8 complementado con tubos extensores y dos speedlites Yognuo versión III y IV con dos softbox de 23x23 cm.

Para el análisis estadístico se empleó un sistema global para el análisis de datos IBM® SPSS® Statistics 21.



Figura 11. Mandíbula de origen porcino.

## 8.2 Métodos

Se conformó 1 grupo con un total de 9 micro implantes (3 mini implantes de cada casa comercial).

Los micro implantes fueron insertados en un segmento específico del hueso mandibular porcino con la finalidad de probar la resistencia a la fractura de cada casa comercial en determinada densidad ósea (hueso cortical del proceso alveolar) (Fig 12).



Figura 12. Región de inserción en hueso mandibular porcino.





La mandíbula de cerdo se obtuvo de un expendio local. Previamente a la fase experimental, la mandíbula se mantuvo en refrigeración dos días antes a  $-4^{\circ}\text{C}$  para conservar sus propiedades. El día de la fase experimental, se descongeló y se preparó para el retiro de tejido blando exponiendo solo el tejido óseo.

Para la inserción de cada micro implante se ajustó el adaptador correspondiente en el torquímetro (MTT03-50Z) al cuál previamente se le realizaron ajustes de calibración para recolección de datos exactos. Cada micro implante fue colocado para su fácil identificación en viales de plástico, estos fueron nombrados en base a la inicial de la marca comercial y numerados respecto al número de micro implantes de cada marca (ej. T1: TD micro implante 1, T2: TD micro implante 2) (Fig 13).



Figura 13. (a) Micro implantes colocados en viales para su almacenamiento durante la prueba experimental. (b) Viales nombrados y numerados para su identificación.

La resistencia a la fractura se midió registrando los valores de torque proporcionados por el torquímetro en unidades Newtons centímetro (Ncm). Se realizó la inserción manualmente por medio de la colocación de los micro implantes en su adaptador correspondiente y los valores de torque de cada micro implante fueron registrados en dos tiempos (momento de cambio de resistencia a la inserción y momento de completa inserción de la rosca activa del micro implante o fractura en caso dado).

La inserción se realizó replicando la técnica clínica manual (Fig 14), con el torquímetro en ajuste giratorio a favor de las manecillas del reloj, en configuración para el registro



automático de picos de torque máximo durante la medición (torque máximo que permite registrar el dispositivo: 35 Ncm).



Figura 14. Micro implantes insertados en el hueso mandibular porcino.

El procedimiento fue documentado mediante una cámara réflex (Canon 80D) configurada de la siguiente manera: Sensibilidad ISO 200, velocidad de obturación 1/125, F14, 5,300°K. Potencia de Flash: 1/8.



### **9. CRITERIOS DE INCLUSIÓN**

Dentro de los criterios de inclusión para las pruebas de torsión se contemplaron microimplantes ortodóncicos nuevos en empaque sellado, disponibles en el mercado comercial mexicano, con una longitud del cuerpo o rosca activa de 8 mm aproximadamente, un diámetro variable entre 1.5 mm y 1.6 mm y fabricados en acero o titanio grado V.



## **10. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN**

Se consideran los siguientes:

Aquellos micro implantes que no cumplían con estándares de calidad aceptables (daños de fábrica, deformaciones, fracturas o reutilizados), micro implantes no disponibles en el mercado odontológico mexicano, micro implantes fabricados en otro material que no fuera acero o titanio grado V.



## 11. VARIABLE DEPENDIENTE

- Fractura de micro implantes



## 12. VARIABLES INDEPENDIENTES

- Torque
- Tipo de hueso
- Marcas comerciales de micro implantes
- Diseño del micro implante
- Aleación



### **13. ANÁLISIS ESTADÍSTICO**

Los resultados requirieron de un análisis de varianza (ANOVA) de una vía con prueba de Tukey ( $p < 0.001$ ) para determinar las diferencias estadísticas entre los micro implantes.

La toma de registros de torque fue capturada en Excel para Microsoft 365 y procesada para la obtención de resultados mediante IBM® SPSS® Statistics 21.



## 14. RESULTADOS

Los resultados requirieron de un análisis de varianza (ANOVA) de una vía con prueba de Tukey ( $p < 0.001$ ) para determinar las diferencias estadísticas ente los micro implantes.

Los valores de torque registrados durante la inserción de cada micro implante se muestran en la Tabla 5.

Tabla 5. Registro de torque durante la inserción.

<b>Marca Comercial</b>	<b>Código de micro implante</b>	<b>de Cambio de resistencia a la inserción (Ncm)</b>	<b>Torque máximo alcanzado (Ncm)</b>
<b>Borgatta MIP1607</b>	B1	8.35	14.45
	B2	8.25	14.25
	B3	7.90	12.55
<b>Dewimed M.O.S.A.S</b>	D1	8.75	19.25
	D2	10.45	18.05
	D3	8.85	18.55
<b>TD Orthodontics</b>	T1	9.35	19.05
	T2	8.05	19.10
	T3	9.55	19.25

En la Tabla 6 se muestran los valores promedio y la desviación estándar de la muestra, así mismo, en la Tabla 7 se encuentran los valores promedio y la desviación estándar por marca comercial evaluada.

Ningún micro implante resultó fracturado en las pruebas de torsión en el sitio de inserción seleccionado. (Fig 15)





Figura 15. Micro implantes después de su inserción y evaluación.



Tabla 6. Valores promedio y desviación estándar de la muestra.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar	Varianza
Cambio de resistencia a la inserción (Ncm)	9	7.90	10.45	8.8333	.82614	.682
Torque máximo alcanzado (Ncm)	9	12.55	19.25	17.1667	2.64244	6.983
N válido (por lista)	9					

Tabla 7. Valores promedio y desviación estándar por marca comercial.

	Marca					
	Borgatta MIP1607		Dewimed M.O.S.A.S		TD Orthodontics	
	Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar
Cambio de resistencia a la inserción (Ncm)	8.17	.24	9.35	.95	8.98	.81
Torque máximo alcanzado (Ncm)	13.75	1.04	18.62	.60	19.13	.10

En el diagrama de cajas se aprecian diferencias entre los promedios de los tres grupos en la variable de torque máximo alcanzado, resultando con mejor promedio la marca TD Orthodontics. (Fig 16)

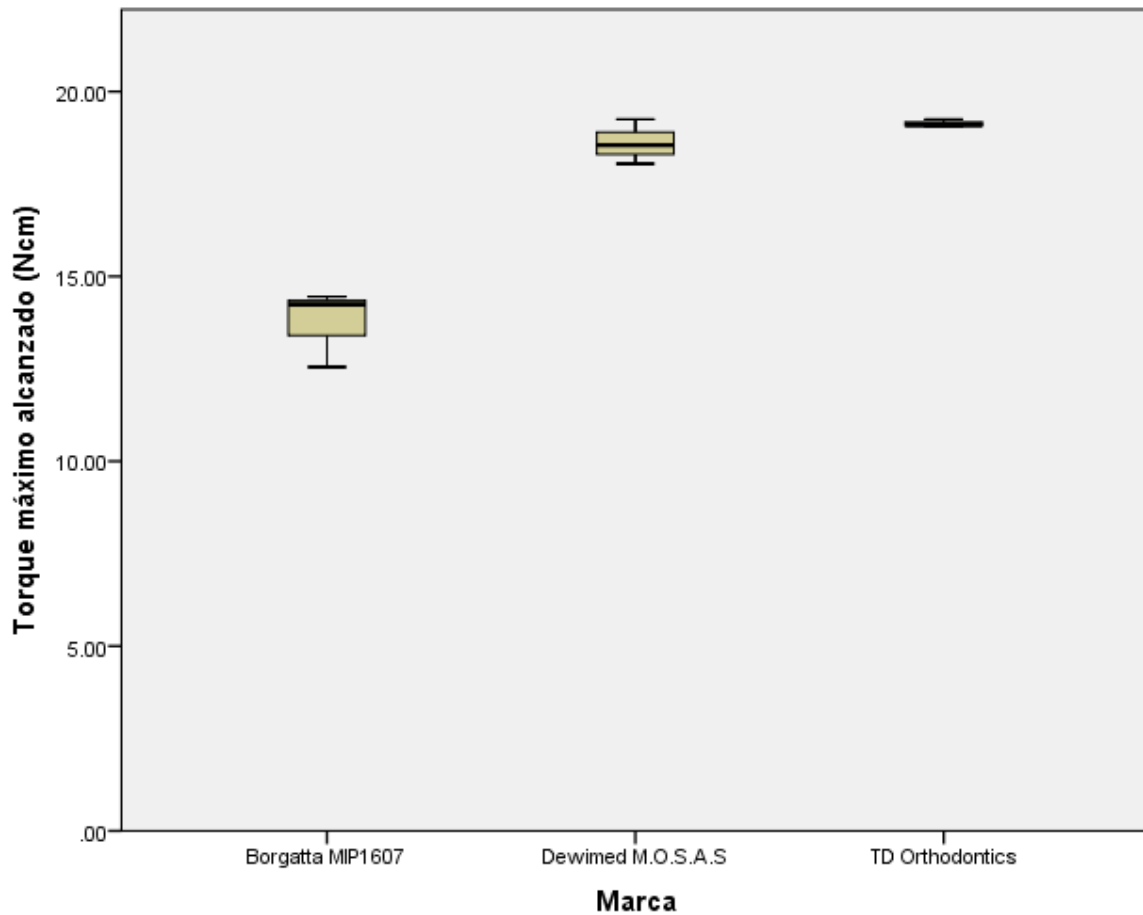


Figura 16. Diagrama de cajas de la diferencia de promedio entre los 3 grupos de marcas comerciales en el torque máximo alcanzado.

En la Figura 17, se aprecia el diagrama de cajas correspondiente a las diferencias entre los promedios de los tres grupos en la variable de cambio de resistencia a la inserción, resultando con mejor promedio la marca Dewimed.

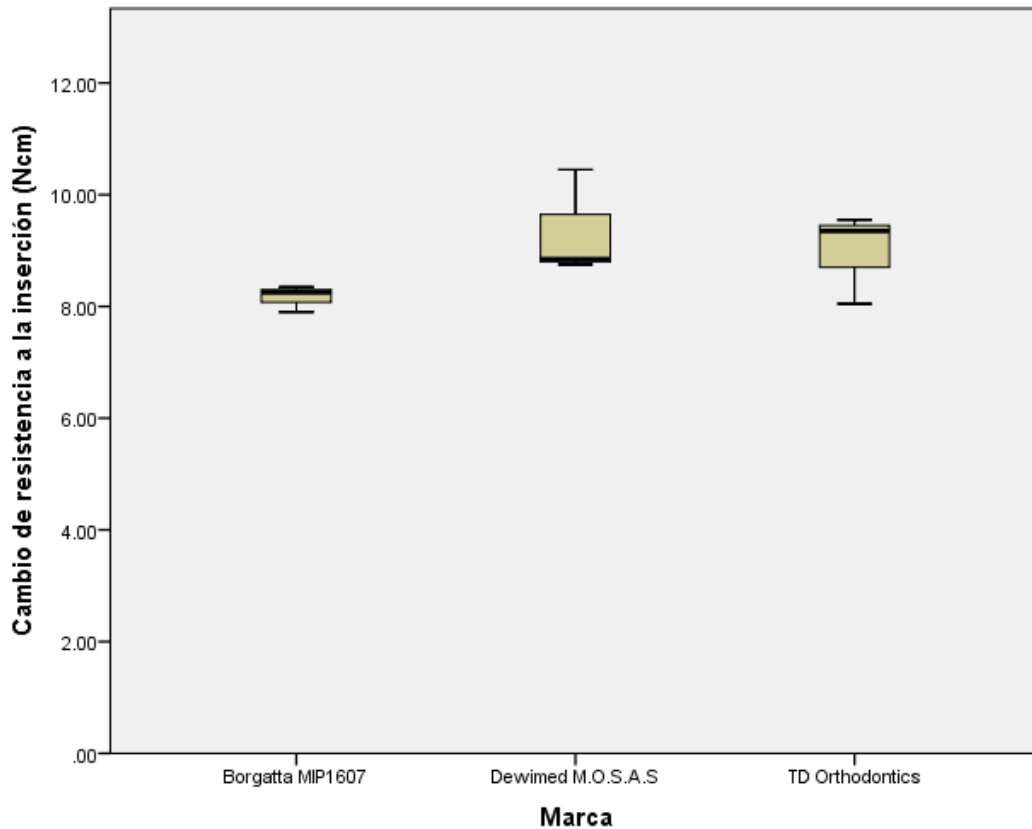


Figura 17. Diagrama de cajas de la diferencia de promedio entre los 3 grupos de marcas comerciales en el cambio de resistencia a la inserción.

### Prueba de ANOVA

#### Variable cambio de resistencia a la inserción

En los resultados descriptivos muestrales se aprecia que el promedio de la prueba en el grupo de mini tornillos para el cambio de resistencia a la inserción que se abordó con la marca Borgatta es de 8.1667 con una desviación estándar de .23629, mientras que con Dewimed M.O.S.A.S es de 9.3500 con una desviación estándar de .95394 y finalmente la marca TD Orthodontics con promedio de 8.9833 con una desviación estándar de .81445. Es decir que la marca Dewimed M.O.S.A.S resulta con el mayor alcance de torque durante el cambio de resistencia a la inserción. Tabla 8.



Tabla 8. Cambio de resistencia a la inserción, promedio de marcas comerciales.

Cambio de resistencia a la inserción (Ncm)

	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Borgatta MIP1607	3	8.1667	.23629	.13642	7.5797	8.7536	7.90	8.35
Dewimed M.O.S.A.S	3	9.3500	.95394	.55076	6.9803	11.7197	8.75	10.45
TD Orthodontics	3	8.9833	.81445	.47022	6.9601	11.0065	8.05	9.55
Total	9	8.8333	.82614	.27538	8.1983	9.4684	7.90	10.45

La prueba de Levene sobre homogeneidad de varianzas entre los tres grupos arrojo una significancia de .079 que es el valor asociado al estadístico de contraste y como resulta mayor que .01, luego , al nivel de confianza del 99%, no se rechaza la hipótesis nula de igualdad de varianzas. Esto significa que, para el análisis de varianza ANOVA, el supuesto de homogeneidad de varianzas se cumple. Tabla 9.

Tabla 9. Prueba de Levene

**Prueba de homogeneidad de varianzas**

Cambio de resistencia a la inserción (Ncm)

Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
4.002	2	6	.079

El estadístico de prueba para el análisis de varianza ANOVA es la f de Fisher, cuyo valor en este caso fue de 2.027 con un valor probabilístico asociado de significancia igual a .213, con un nivel de confianza de 99%. Al menos una de las tres marcas tiene diferente



promedio en los resultados de cambio de resistencia a la inserción, pudiendo afirmar esto con un 99% de confianza. Tabla 10

Tabla 10. Estadístico de prueba, F de Fisher (cambio de resistencia a la inserción).

**ANOVA**

Cambio de resistencia a la inserción (Ncm)

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	2.202	2	1.101	2.027	.213
Dentro de grupos	3.258	6	.543		
Total	5.460	8			

El posicionamiento de las medias del cambio de resistencia durante la inserción para las tres marcas comerciales. (Fig 18)

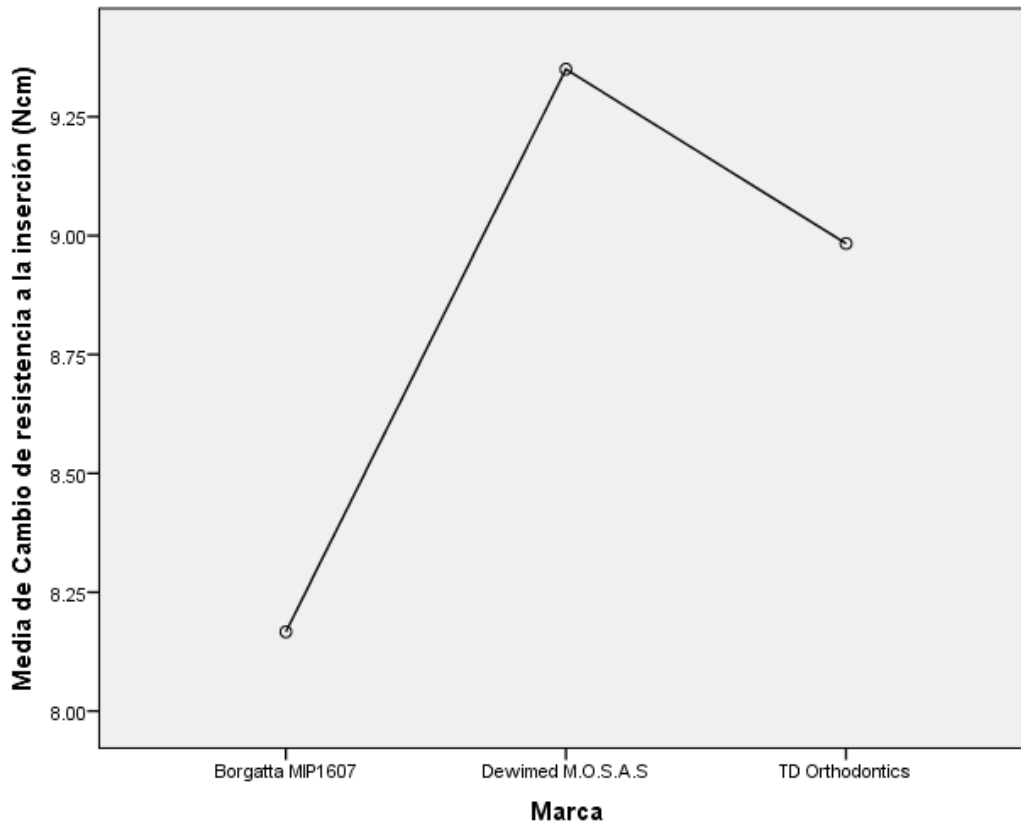


Figura 18. Análisis de medias en el cambio de resistencia a la inserción.

## Prueba de ANOVA

### Variable torque máximo alcanzado

En los resultados descriptivos muestrales se aprecia que el promedio de la prueba en el grupo de mini tornillos para la variable del torque máximo alcanzado que se abordó con la marca Borgatta es de 13.7500 con una desviación estándar de 1.04403, mientras que con la marca Dewimed M.O.S.A.S es de 18.6167 con una desviación estándar de .60277 y finalmente la marca TD Orthodontics con promedio de 19.1333 con una desviación estándar de .10408, nos dice que la marca TD Orthodontics resulta con el mayor valor de torque alcanzado durante la inserción. Tabla 11.



Tabla 11. Variable torque máximo alcanzado durante la inserción.

**Descriptivos**

Torque máximo alcanzado (Ncm)

	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Borgatta MIP1607	3	13.7500	1.04403	.60277	11.1565	16.3435	12.55	14.45
Dewimed M.O.S.A.S	3	18.6167	.60277	.34801	17.1193	20.1140	18.05	19.25
TD Orthodontics	3	19.1333	.10408	.06009	18.8748	19.3919	19.05	19.25
Total	9	17.1667	2.64244	.88081	15.1355	19.1978	12.55	19.25

La prueba de Levene sobre homogeneidad de varianzas entre los tres grupos arroja una significancia de .000 que es el valor asociado al estadístico de contraste y como resulta menor que .01, luego , al nivel de confianza del 99%, se rechaza la hipótesis nula de igualdad de varianzas. Esto significa que para el análisis de varianza ANOVA, el supuesto de homogeneidad de varianzas no se cumple.

El estadístico de prueba para ANOVA es la f de Fisher, cuyo valor en este caso fue de 54.277 con un valor probabilístico asociado de sig. igual a .000. Con un nivel de confianza de 99% se puede afirmar que al menos una de las tres marcas tiene diferente promedio en los resultados de torque. Tabla 12.





Tabla 12. Estadístico de prueba, F de Fisher (torque máximo alcanzado).

**ANOVA**

Torque máximo alcanzado (Ncm)

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	52.932	2	26.466	54.227	.000
Dentro de grupos	2.928	6	.488		
Total	55.860	8			

La grafica muestra el posicionamiento de las medias de recuperación para las tres marcas bajo análisis. (Fig 19).

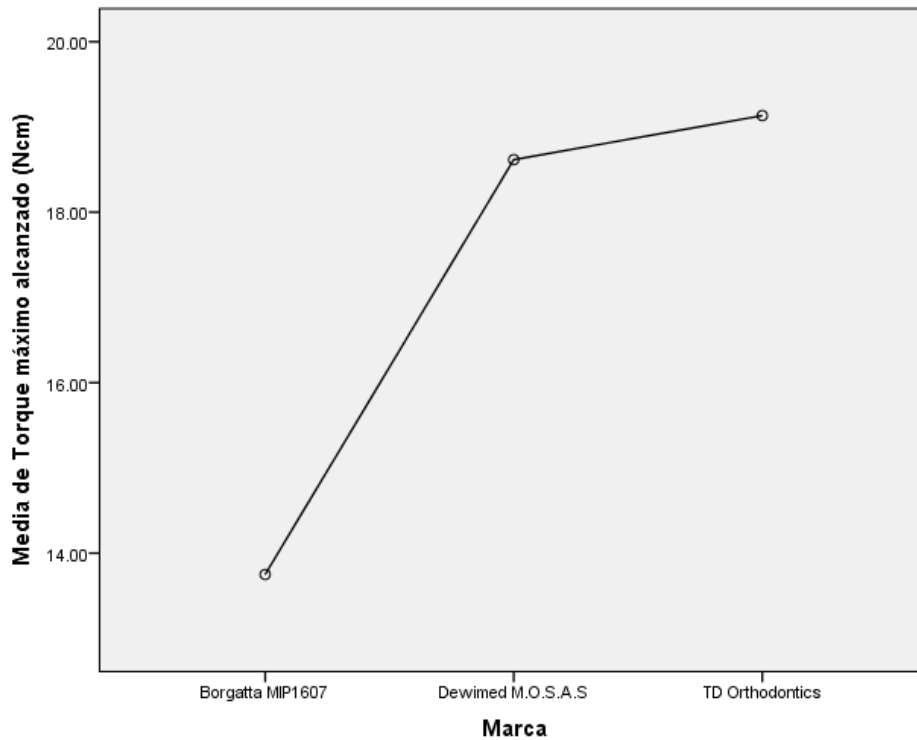


Figura 19. Medias del torque máximo alcanzado: análisis de las 3 marcas comerciales.

Los valores de media geométrica se muestran en el grafico para las variables de resistencia a la inserción y torque máximo en comparativo por marcas, se obtienen valores de media entre 13.75 para la marca B, de 18.62 para la marca D y 19.13 para la



marca TD en la variable de torque máximo alcanzado y en la variable de cambio de resistencia a la inserción de 8.17 a 9.35. (Fig 20)

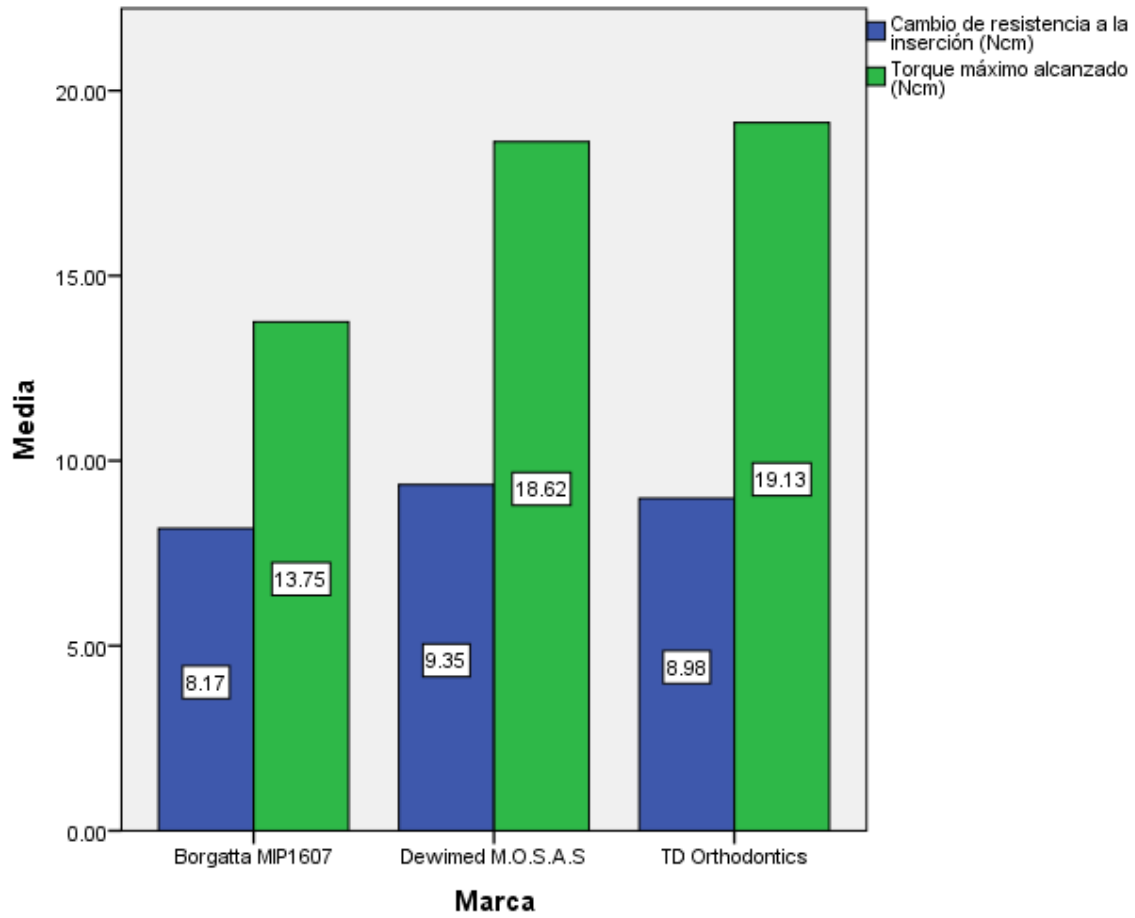


Figura 20. Análisis de medias entre las 3 marcas comerciales.



## 15. DISCUSIÓN

Mediante el análisis estadístico y utilizando la prueba de varianza ANOVA de una vía con prueba de Tukey para determinar las diferencias entre los 3 grupos muestrales evaluados, se determina que los valores de torque alcanzados durante el inicio de la inserción hasta el cambio de resistencia, el cual es alcanzado aproximadamente a la mitad de la inserción del micro implante, aumenta en la marca comercial Dewimed M.O.S.A.S en contraste con las otras dos, pero, sin ser significativo (sig .079) con un promedio de 9.35 Ncm. Siendo este un valor subjetivo detectado por el operador al percatarse del cambio de resistencia en la inserción, los resultados obtenidos para esta variable pueden ser utilizados para analizar el torque que los micro implantes están alcanzando poco antes de ser insertados en su totalidad.

Whang et. al, mencionan que el torque de inserción total alcanzado durante la práctica clínica varía entre 7.2 – 13.5 Ncm, lo cual, con los datos obtenidos en este estudio se puede establecer, que aún a la mitad de la inserción de los micro implantes evaluados, seguimos dentro del rango alcanzado en paciente.(1) Por otro lado, Wilmes et. al.(3) mencionan que para los micro implantes de 1.6 mm de diámetro, un torque de inserción recomendado rondaría entre los 5 y 10 Ncm para evitar el riesgo a fractura. Si comparamos el valor de torque obtenido a la mitad de inserción con el torque recomendado por Wilmes, Dewimed M.O.S.A.S estaría a muy poco de alcanzar el riesgo de fractura por cumplir con el diámetro de micro implante que ellos mencionan, y por los resultados obtenidos de torque máximo de inserción en esta marca y en las otras, no fue así. De acuerdo con Motoyoshi et. al.(37) los micro implantes con diámetro de 1.5 mm y una longitud de 8 mm deberían de experimentar un torque de inserción entre 7.2 y 13.5 Ncm.

El objetivo de esta investigación fue medir la resistencia a la fractura mediante la obtención y comparación de torques máximos de inserción alcanzados por los micro implantes. A diferencia de otros estudios similares realizados en donde los micro implantes son sometidos a inserciones incomparables con lo realizado en la práctica clínica por el hecho de ser insertados mediante máquinas motorizadas que alcanzan velocidades que superan las 50 rpm, incluso superando en ocasiones las 900 rpm para



registrar los torques de fractura, la finalidad de esta fase experimental se centró en reproducir lo más similar posible la técnica clínica usada en pacientes midiendo en tiempo real los valores torsionales máximos alcanzados e insertando manualmente los micro implantes para comprobar el resultado de alcanzar o no una fractura.

Whang et. al.(1) mencionan también en su investigación que los valores de velocidad alcanzados manualmente en la inserción de micro implantes comprenden entre 4 a 8 rpm. Wilmes et. al. (3) recomiendan no exceder las 20 rpm durante la inserción.

Los resultados obtenidos para la variable de torque máximo de inserción revelan una diferencia significativa entre los grupos comparados (sig 0.000). Al resultar menor que 0.001 se rechaza la hipótesis nula.

El torque máximo de inserción experimentó un aumento en comparación con el torque registrado durante el cambio de resistencia. El promedio para el torque máximo que experimentó la marca Borgatta fue de 13.75 Ncm, seguido de la marca Dewimed con 18.62 Ncm y finalmente la marca TD con el mayor promedio de torque de inserción: 19.13 Ncm. La razón en estas diferencias puede deberse a la aleación de fabricación del micro implante. Borgatta y Dewimed son marcas que fabrican micro implantes de titanio grado V mientras que TD, es fabricado en acero. Por ser una aleación con mayor densidad y mayor módulo de elasticidad se asocia a un mayor estrés durante la inserción lo que provoca al mismo tiempo, un aumento en el valor torsional. Que se incremente el torque de inserción alerta al riesgo de fractura, pero que haya alcanzado el torque más alto de las tres marcas comerciales y la fractura no se haya producido nos indica también que por ser fabricado en acero, este presenta un buen desempeño mecánico en mayores densidades óseas. Esto concuerda con Wilmes et. al, quien mencionan que, para reducir el riesgo a fractura, los micro implantes de acero presentan una mayor resistencia a momentos de fuerza superiores en comparación con aquellos fabricados en titanio.(3)

Aunque los micro implantes de Borgatta y Dewimed son fabricados en titanio grado V, también existen diferencias en el registro de torque máximo de inserción resultando Dewimed con el mayor promedio. Esto puede deberse a que no solo la aleación es un factor a considerar cuando se evalúa la respuesta mecánica de estos dispositivos, si no,



otros factores tales como el diseño del micro implante, específicamente, la forma del cuerpo roscante. Ambas marcas son diseños de micro implantes autoperforantes, pero en una comparación de la forma entre el cuerpo roscado de cada uno, Dewimed parece tener una forma más cónica en comparación a Borgatta, el cual semeja ser más cilíndrico. Smith et. al.(38) así como Susuki et.al.(39) sugieren que formas cónicas suelen alcanzar un torque mayor durante su inserción que las formas cilíndricas. Quraishi et. al.(40) por otro lado, concluyen que los micro implantes cilíndricos se fracturan a un valor significativamente más alto que aquellos de forma cónica. Coincidiendo con Smith, se podría explicar entonces la razón de las diferencias alcanzadas en torsión entre Borgatta y Dewimed, aun siendo del mismo material de manufactura.

Dalla Rosa et. al.(41) así como otros autores mencionan que existe relación entre el diámetro del micro implante y su rendimiento o comportamiento mecánico.(2,3,5)

Dalla Rosa menciona también en su estudio, una clasificación de micro implantes por diámetro: pequeño (1.3 mm, 1.4 mm, 1.5 mm), mediano (1.6 mm, 1.7 mm) y grande (1.8 mm, 1.9 mm, 2.0 mm). Sus resultados muestran los torques de fractura para los tres grupos siendo 25.9 Ncm para diámetros pequeños, 33.9 Ncm para diámetros medianos y 54.2 Ncm para diámetros mayores.(41) Estos resultados presentan similitudes con la prueba de fractura que se realizó como complemento en esta investigación en donde se obtuvieron torques de fractura entre 29.7-35 Ncm.

La selección de diámetros entre 1.5 a 1.6 mm y longitud de 8 mm para esta investigación fue debido a que es el tamaño de micro implantes seleccionados en muchos otros estudios. Esto por ser un diámetro y longitud común y fácil de encontrar en la mayoría de las marcas comerciales. Prates da Nova et. al.(5) realizaron una evaluación de torques de inserción en donde el diámetro seleccionado de micro implantes fue de 1.6 mm por ser el tamaño considerado para aplicarse en todas las áreas de posible inserción.

Diferentes fabricantes proporcionan una guía de medidas de los micro implantes que comercializan, así como una sugerencia del sitio ideal para su colocación. La decisión de insertar los micro implantes en simulación de hueso mandibular fue debido a que este



presenta la mayor densidad ósea de los sitios disponibles para la colocación, por lo tanto, se corre un mayor riesgo de fractura.

El riesgo de fractura depende, según autores como Hosein et. al.(2), de factores como la geometría y el diseño del micro implante y según se presenten, la distribución de las fuerzas puede variar.

Lo ideal para disminuir este potencial de fractura es la elección de micro implantes con diámetro mayor a 1.5 mm. Yara Hosein menciona el gran beneficio de seleccionar micro implantes de 2 mm de diámetro en lugares con condiciones óseas muy densas.(2) La desventaja, es que, debido a la proximidad radicular, el espacio en el proceso alveolar se encuentra limitado para este tipo de diámetros.(3)

Dentro de los dos tipos de micro implantes que se encuentran de acuerdo a su método de inserción (auto perforantes y de pre perforación), existe una diferencia en el torque de inserción que ambos experimentan, los micro implantes autoperforantes alcanzan valores de torque más altos. Motoyoshi et. al.(37) encontraron que los torques durante la colocación de micro implantes que requieren una perforación previa radican entre 7.2 y 13.5 Ncm, y Susuki et. al. Encontraron valores de torque para micro implantes autoperforantes entre 14.5 Ncm y 15.7 Ncm. Estos valores son similares a los torques de inserción en este estudio (13.75 y 19.13 Ncm).

Quraishi et. al.(40) midieron el torque de inserción de micro implantes que fueron insertados en bloques de acrílico. Otros autores, han realizado sus pruebas experimentales en materiales como bloques de hueso artificial. bloques de resina o placas de policarbonato. (12,38,42,43) Para esta investigación, un ejemplar de hueso mandibular porcino fue utilizado debido a que es un utilizado ampliamente en cuestiones biomédicas. Powell et. al.(36) mencionan que los patrones de densidad ósea en porcinos son similares a los de humano.

Pithon et. al.(44) utilizaron también ejemplares provenientes de animales, en su caso hueso cortical femoral de porcino.



Aunque el hueso porcino y el hueso humano presenten patrones y similitudes en cuanto a la densidad, sigue siendo solo eso, una similitud. Se trata de reproducir lo más cercano posible un escenario realizado en la práctica clínica y trasladarlo al laboratorio, pero en ocasiones, es limitante hacer una reproducción tan fiel.

El uso de micro implantes para lograr un anclaje esquelético es efectivo, pero este, no está exento de complicaciones. La densidad ósea elegida para su colocación puede afectar la respuesta mecánica influenciando mayores alcances de torque y como consecuencia, produciendo su fractura. Instrumentos que midan el torque experimentado durante la inserción de estos dispositivos deberían de ser utilizados, sobre todo en zonas de alta densidad ósea.

La presente investigación se considera una prueba piloto para futuras investigaciones, y aunque el número de muestra es pequeño, se pudo dar a conocer un aproximado del torque máximo de inserción de tres marcas comerciales con alta demanda en su uso, así como un dato extra como complemento para conocer el torque de fractura que éstas presentan en el sitio con mayor riesgo por su densidad ósea.



## 16. CONCLUSIONES

Obtenidos y evaluados los resultados en esta investigación podemos concluir que:

1. La fuerza torsional que un micro implante experimenta durante su inserción está relacionada con el riesgo a su fractura.
2. El diseño del micro implante no es el factor más importante para que la fractura ocurra, la densidad ósea juega un papel crítico para que esto suceda.
3. Si el sitio ideal para la colocación de un micro implante resulta ser la mandíbula en la región posterior, a medida que se aleje de la línea mucogingival habrá que seleccionar diámetros de micro implantes mayores a 1.5 mm. Se sugiere un diámetro de 2 mm para evitar el riesgo de fractura por el grado de densidad ósea en el área.
4. Si durante el procedimiento de colocación de un micro implante en hueso mandibular se experimenta una elevada resistencia a la inserción, será prudente y de acuerdo a las recomendaciones del fabricante, valorar la opción de realizar una pre-perforación, aun cuando el micro implante sea de características auto perforantes, esto, con la finalidad de evitar alcanzar su torque de fractura y evitar complicaciones quirúrgicas.
5. Las tres marcas comerciales evaluadas en esta investigación: Borgatta, Dewimed y TD Orthodontics, pueden ser insertadas con seguridad en la zona cortical del proceso alveolar mandibular, pero con precaución al alejarse de ella.





## 17. BIBLIOGRAFÍA

1. Whang CZY, Bister D, Sherriff M. An in vitro investigation of peak insertion torque values of six commercially available mini-implants. *European Journal of Orthodontics*. 2011;33(6):660–6.
2. Hosein Y, Smith A, Dunning C, Tassi A. Insertion Torques of Self-Drilling Mini-Implants in Simulated Mandibular Bone: Assessment of Potential for Implant Fracture. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2016;e57–64.
3. Wilmes B, Panayotidis A, Drescher D. Fracture resistance of orthodontic mini-implants: A biomechanical in vitro study. *European Journal of Orthodontics*. 2011;33(4):396–401.
4. Assad-Loss TF, Kitahara-Céia FMF, Silveira GS, Elias CN, Mucha JN. Fracture strength of orthodontic mini-implants. *Dental Press Journal of Orthodontics [Internet]*. 2017;22(3):47–54.
5. Da Nova MFP, Carvalho FR, Elias CN, Artese F. Evaluation of insertion, removal and fracture torques of different orthodontic mini-implants in bovine tibia cortex. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*. 2008;13(5):76–87.
6. William M. Proffit, Henry W. Fields DMS. *El Anclaje y su Control*. In: Mosby, editor. *Ortodoncia contemporánea*. 5ta ed. España: Elsevier; 2013. p. 296–9.
7. Benavides S, Cruz P, Chang M. Microimplantes, una nueva opción en el tratamiento de Ortodoncia. *Odontología Vital*. 2016;25:63–75.
8. Beltrami R, Sfondrini F, Confalonieri L, Carbone L, Bernardinelli L. Miniscrews and Mini-Implants Success Rates in Orthodontic Treatments : A Systematic Review and Meta-Analysis of Several Clinical Parameters. 2015;(12):1–10.
9. Rodriguez EE, Casasa R, Natera A. Closed Coils. In: Cruz GCS, editor. *1001 Tips en Ortodoncia y sus Secretos*. 1era ed. Venezuela: AMOLCA; 2007. p. 109–12.
10. Bajaj R, Shenoy U, Banerjee S, Hazare A, Karia H, Atulkar M. Implants in Orthodontics- A Brief Review. *International Journal of Oral health and Medical research*. 2017;3(5):92–7.
11. Excellence NI for H and C. Mini / micro screw implantation for orthodontic anchor anchorage age. *National Institute for Health and Clinical Excellence*. 2007;1–6.
12. Hee-Moon K, Hyo-Sang P, Seong-Min B, Oh-Won K. Brochure for the Abso Anchor Orthodontic Microimplant. *Dentos*;2008. 6ed.
13. Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*. 1945;31(8):406–17.
14. Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery*. 1969;3(2):81–100.



15. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Smith RS, Mozsary PG. Osseous adaptation to continuous of rigid endosseous implants. *Am J Orthod.* 1984;86(2):95–111.
16. Smalley WM, Shapiro PA, Hohl TH, Kokich VG, Brånemark PI. Osseointegrated titanium implants for maxillofacial protraction in monkeys. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 1988;94(4):285–95.
17. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 1995;107(3):251–8.
18. R. K. No Title. *Journal clinical orthodontics.* 1997;31:763–7.
19. Balut N, Rotberg J, Calleja I, Agustín Zerón. *Mini Implantes como anclaje en ortodoncia.* 1era ed. Ripano; 2011. 3 p.
20. Gutiérrez Labaye P, Hernández Villena R, Perea García MA, Escudero Castaño N, Bascones Martínez A. Microtornillos: Una revisión. *Avances en Periodoncia e Implantología Oral.* 2014;26(1):25–38.
21. Lizandro. P, Garmas Y. Mini implantes, una opción para el anclaje en Ortodoncia. *Gaceta Médica Espirituana.* 2011;13(3):10.
22. Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: A comprehensive review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology.* 2007;103(5):6–15.
23. Singh K, Kumar D, Jaiswal R, Bansal A. Temporary anchorage devices -Mini-implants. *National Journal of Maxillofacial Surgery.* 2010;1(1):30.
24. Lario-Femenía J, Amigó-Mata A, Vicente-Escuder Á, Segovia-López F, Amigó-Borrás V. Desarrollo de las aleaciones de titanio y tratamientos superficiales para incrementar la vida útil de los implantes. *Revista de Metalurgia.* 2016;52(4):084.
25. Barros SE, Vanz V, Chiqueto K, Janson G, Ferreira E. Mechanical strength of stainless steel and titanium alloy mini-implants with different diameters: an experimental laboratory study. *Progress in Orthodontics.* 2021;22(1).
26. Bollero P, di Fazio V, Pavoni C, Cordaro M, Cozza P, Lione R. Titanium alloy vs. stainless steel miniscrews: An in vivo split-mouth study. *European Review for Medical and Pharmacological Sciences.* 2018;22(8):2191–8.
27. RMO. *Temporary Anchorage Devices: A Clinical Atlas.* Rocky Mountains Orthodontics. 1–36 p.
28. TAS V. *Guía De Trabajo 2013-1.* 2007;
29. Romero M, Veloso C, Krupp S. Evaluación de la calidad del hueso en sitios de implantes dentales con tomografía computarizada. *Acta Odont Venez.* 2016;54(2):1–9.



30. Fernandez-Tresguerres Hernandez-Gil I, Alobera Gracia MA, del Canto Pingarrón M, Blanco Jerez L. Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*. 2006;11(1):32–6.
31. Cano J, Campo J, Palacios B, Bascones A. Mecanobiología de los huesos maxilares. I. Conceptos generales. *Avances en Odontoestomatología*. 2007;23(6):347–58.
32. Latarjet M, Liard A. Huesos de la cara. In: Alvear M de, Alcocer A, editors. *Anatomía Humana*. 4a ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2006. p. 85,93.
33. Park HS, Lee YJ, Jeong SH, Kwon TG. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;133(1):30–7.
34. Trevisi Hugo TReginaldo. La excelencia en ortodoncia: Aparato Autoligado, Miniimplantes Y Extracciones De Segundos Molares. 2012. 155–200 p.
35. Štembírek J, Kyllar M, Putnová I, Stehlík L, Buchtová M. The pig as an experimental model for clinical craniofacial research. *Laboratory Animals*. 2012;46(4):269–79.
36. Powell K, Atkinson PJ, Woodhead C. Cortical bone structure of the pig mandible. *Archives of Oral Biology*. 1973;18(2):171–80.
37. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clinical Oral Implants Research*. 2006;17(1):109–14.
38. Smith A, Hosein YK, Dunning CE, Tassi A. Fracture resistance of commonly used self-drilling orthodontic mini-implants. *Angle Orthodontist*. 2015;85(1):26–32.
39. Suzuki EY, Suzuki B. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* [Internet]. 2011;139(5):669–78.
40. Quraishi E, Sherriff M, Bister D. Peak insertion torque values of five mini-implant systems under different insertion loads. *Journal of Orthodontics*. 2014;41(2):102–9.
41. Dalla Rosa F, Burmann PF, Ruschel HC, Vargas IA, Kramer PF. Evaluation of fracture torque resistance of orthodontic mini-implants. *Acta odontologica latinoamericana : AOL*. 2016;29(3):248–54.
42. Reimann S, Ayubi M, McDonald F, Bourauel C. Experimentelle Untersuchungen zum Bruchdrehmoment kieferorthopädischer Minischrauben. *Journal of Orofacial Orthopedics*. 2016;77(4):272–80.
43. Raji SH, Noorollahian S, Niknam SM. The effect of insertion angle on orthodontic mini-screw torque. *Dent Res J (Isfahan)*. 2014;11(4):448–44851.
44. Pithon M, Nojima L, Nojima M RA. No Title. *Oral Surgery*. 2008;84–7.

## 18. ANEXOS

### Prueba de fractura

Como complemento a la investigación, un micro implante de cada casa comercial fue insertado en una zona distinta al grupo principal con el objetivo de someterlos a una mayor estrés y en caso de ser fracturados, registrar el torque de fractura. (Fig 21) Tabla 13



Figura 21. Zona de inserción para prueba de fractura.

Tabla 13. Valores de torque máximo alcanzados por micro implantes en prueba de fractura.

TIPO	FABRICANTE	TORQUE MÁXIMO ALCANZADO	RESULTADO
QUICK PLUS MIP1607	Borgatta	29.70 Ncm	Fracturado
M.O.S.A.S	Dewimed	35 Ncm	Fracturado
TD	TD Orthodontics	35 Ncm	Fracturado



Por ser una densidad ósea mayor, cada muestra resultó fracturada. (Fig 22).



Figura 22. Micro implantes fracturados en prueba de torsión a diferente densidad ósea (de izquierda a derecha: Borgatta, Dewimed y TD).