

# Estudio in vitro de los factores determinantes de la estabilidad de los mini-implantes en ortodoncia (mios).

**Andre Walter Solana**

**ADVERTIMENT.** La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX ([www.tesisenxarxa.net](http://www.tesisenxarxa.net)) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

**ADVERTENCIA.** La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR ([www.tesisenred.net](http://www.tesisenred.net)) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

**WARNING.** On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX ([www.tesisenxarxa.net](http://www.tesisenxarxa.net)) service has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading and availability from a site foreign to the TDX service. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service is not authorized (framing). This rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.



**UNIVERSITAT INTERNACIONAL DE CATALUNYA  
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA**

**ESTUDIO IN VITRO DE LOS FACTORES  
DETERMINANTES DE LA ESTABILIDAD DE LOS  
MINI-IMPLANTES EN ORTODONCIA (mios)**

---

**Programa de Doctorado:**

Doctorado en Técnicas Clínicas y de Laboratorio en Odontología

Departamento de Odontología

**TESIS DOCTORAL**

Andre Walter Solana

2016

**Directores:**

**Dr. Andreu Puigdollers Pérez**

**Dr. Javier Fernandez Bozal**

A mi esposa

A mis hijos Patricia y David

A mis maestros

A mi familia y Amigos

**Siempre parece imposible hasta que se hace**

(Nelson Mandela)

## **AGRADECIMIENTOS:**

Realizar una tesis doctoral supone recorrer un camino largo, difícil y complejo, que sólo es abordable con grandes dosis de ilusión, apoyo y ayuda exterior.

Y por ello quiero agradecer, no como una obligación o un compromiso, sino porque siento la necesidad de hacerlo, a mi familia, a mis amigos, a los de siempre y a los que he conocido gracias a la realización de esta tesis doctoral, a todos aquellos que me han ayudado, apoyado y animado, en los momentos más difíciles que han sido muchos.

En especial:

A mi esposa Marta por su apoyo incondicional.

A mis hijos Patricia y David, por su alegría y sus sonrisas.

A mis Padres que siempre han creído en mi.

A mis hermanos en especial a Jörg, un colaborador insustituible.

A mis amigos y familiares que son los que me soportan día a día y los que conocen mis ideales y mis objetivos.

A los directores de esta tesis:

Prof. Dr. Andreu Puigdollers por sus enseñanzas

Prof. Dr. Javier Fernández por sus aportaciones a la misma

Al Prof. Dr. Luis Gil del departamento de materiales la UPC por su inestimable ayuda en la parte de los elementos finitos.

A la Prof. Dra. Mercè Martí por sus ánimos, apoyo y colaboración.

Al Dr. Heinz Winsauer, por sus ánimos, apoyo y ayudas técnicas proporcionadas.

A todos los profesores del Departamento de Ortodoncia, por formar un gran equipo.

Gracias a todos

## **1 INDICE:**

<b>1</b>	<b>MOTIVOS Y JUSTIFICACIÓN</b> .....	<b>12</b>
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTOS</b> .....	<b>18</b>
2.1	Historia de los MIOs en ortodoncia y su evolución: .....	19
2.2	Definición de MIO (Escuela de Europa vs. Asia) .....	23
2.3	Clasificación de los MIOs .....	24
2.3.1	Clasificación según la superficie de contacto entre MIO y hueso: .....	24
2.3.2	Clasificación según el tamaño y la forma: .....	25
2.3.3	Clasificación según su modo de utilización o aplicación: .....	26
2.4	Uso Clínico de los MIOs .....	26
2.4.1	Anclaje óseo para el movimiento dental simple .....	26
2.4.2	Anclaje óseo y movimientos dentales muy complejos: intrusión y distalización de molares .....	27
2.4.3	Anclaje óseo para el movimiento de estructuras óseas faciales (movimientos ortopédicos): .....	29
2.5	Estabilidad de los MIOs .....	33
2.5.1	Estabilidad Primaria: .....	34
2.5.2	Estabilidad Estructural .....	38
<b>3</b>	<b>HIPÓTESIS</b> .....	<b>40</b>
<b>4</b>	<b>OBJETIVOS:</b> .....	<b>42</b>
4.1	Objetivo general .....	43
4.2	Objetivos del primer, segundo y tercer estudio .....	43
<b>5</b>	<b>MATERIAL Y MÉTODOS.</b> .....	<b>44</b>
5.1	Estudio de la estabilidad primaria de los MIOs: .....	45
5.1.1	Material .....	45
5.1.2	Análisis .....	48
5.1.3	Análisis estadístico de la Estabilidad Primaria .....	50
5.2	Estudio de la estabilidad estructural de los MIOs: Método computacional mediante elementos finito .....	51
5.2.1	Material .....	51
5.2.1.1	MEF en breve .....	52

5.2.1.2 Fase de pre-procesamiento y preparación del modelo para análisis de MEF.....	54
5.2.1.2.1 Geometrías .....	54
5.2.1.2.2 Propiedades de los materiales .....	55
5.2.1.2.3 Restricciones .....	56
5.2.1.3 Fase de análisis o cómputo de la solución .....	57
5.2.1.3.1 Convergencia de la malla .....	57
5.2.1.4 Fase de visualización .....	62
<b>5.3. Estudio de la estabilidad del brazo anterior del disyuntor híbrido (MIO + aditamento + alambre) hasta el límite de su resistencia mecánica ante una carga lateral: .....</b>	<b>63</b>
5.3.1 Material y Método .....	63
5.3.2 Análisis y medición del comportamiento mecánico del MIO ante una carga lateral extrema.....	69
5.3.3 Medición con microscopía electrónica de barrido (MEB) del solapamiento del aditamento con la cabeza del MIO y del diámetro interno del MIO a nivel de cuello. ....	71
5.3.4 Control de las variables .....	72
<b>6 RESULTADOS : .....</b>	<b>74</b>
<b>6.1 Estudio de la estabilidad primaria de los MIOs .....</b>	<b>75</b>
<b>6.2 Estudio de la estabilidad estructural.....</b>	<b>81</b>
6.2.1 Influencia del ángulo de incidencia .....	82
6.2.2 Estrés, deformación e influencia del GCO .....	83
<b>6.3 Estudio de la estabilidad de los componentes del brazo anterior de los disyuntores híbridos (MIOs de 2mm + aditamentos +</b>	

<b>alambres) hasta el límite de su resistencia mecánica ante una carga lateral .....</b>	<b>92</b>
<b>7 DISCUSION:.....</b>	<b>102</b>
<b>7.1 Estudio de la estabilidad primaria de los MIOs .....</b>	<b>104</b>
7.1.1 MIOs de tamaño pequeño y sus aplicaciones clínicas.....	108
7.1.2 MIOs de tamaño medio y sus aplicaciones clínicas .....	109
7.1.3 MIOs de tamaño grande y sus aplicaciones clínicas.....	110
<b>7.2 Estudio de la estabilidad estructural obtenida por datos computacionales: .....</b>	<b>112</b>
7.2.1. Influencia del ángulo de incidencia en la fuerza perpendicular....	112
7.2.2. Influencia del grosor del hueso cortical y del Módulo de elasticidad en el hueso esponjoso .....	114
7.2.3. Interpretación de los resultados en términos de la literatura y sus aplicaciones clínicas cuando las deformaciones se sitúan en el punto A y el estrés en el punto C (espiga).....	115
7.2.3.1. Valoración del estrés en los MIOs y sus aplicaciones clínicas...	115
7.2.3.2. Valoración de la deformación en los MIOs y sus aplicaciones clínicas .....	118
7.2.3.3. Consideración de la varianza en el estrés en el punto C (a nivel de la espiga) y evaluación de la deformación en el punto y sus aplicaciones clínicas .....	120
<b>7.3 Estudio de la estabilidad de los componentes del brazo anterior de los disyuntores híbridos (MIOs de 2mm + aditamentos + alambres) hasta el límite de su resistencia mecánica ante una carga lateral.....</b>	<b>122</b>
7.3.1. Estabilidad de los alambres de sujeción y su aplicación clínica.....	123
7.3.2. Estabilidad de los aditamentos y su aplicación clínica.....	127

7.3.3. Estabilidad del MIO de grandes dimensiones en los brazos anteriores del disyuntor híbrido y su aplicación clínica.....128

**8 CONCLUSIONES ..... 130**

**9 BIBLIOGRAFIA ..... 134**

**10 ANEXOS .....146**

**Abreviaturas:**

D1 = diámetro interno o espiga

D2 = diámetro externo

DH = disyuntor híbrido

FA = fuerza de arrancado

FT = fractura a la torsión

GCO = grosor de cortical ósea

JM / TD = Jeil Medical / Tiger Dental

MEB = microscopía electrónica de barrido

MIO = mini-implante de ortodoncia

PSM- BLA = PSM - Bonded Length Abutment

PSM- SLA = PSM - Screw on Length Abutment

SCF = sistema creador de la fuerza (tornillo de expansión)

STF = sistema transmisor de la fuerza

TI = torque de inserción



## **1 MOTIVOS Y JUSTIFICACIÓN**

## Fundamentos

---

Los movimientos dentarios en ortodoncia son el resultado de la aplicación de fuerzas sobre los dientes. Toda fuerza, de acuerdo con la tercera ley de Newton, tiene asociada una fuerza de reacción igual y de sentido contrario, que en muchas situaciones clínicas puede producir movimientos no deseados. Para controlar la fuerza de reacción se introduce en la mecánica ortodóncica el concepto de anclaje, definido como la resistencia al movimiento de un diente o grupo de dientes sobre los que se aplica una fuerza.

Cuando movemos un diente ortodóncicamente la fuerza de reacción se intenta distribuir entre los dientes que forman la unidad de anclaje. Cuanta mayor superficie radicular sumen esos dientes en comparación con el diente que queremos mover, menor será el movimiento no deseado de la zona de anclaje. La unidad de anclaje se puede reforzar con aparatología ortodóncica como elásticos intermaxilares, barra palatina, tracción extra oral y otros métodos aplicados en los tratamientos de ortodoncia convencional.

Sin embargo, el anclaje exclusivamente dental no siempre es capaz de absorber toda la fuerza de reacción mientras estamos aplicando la fuerza ortodóncica. En el anclaje dental intervienen muchos otros factores que escapan al control del ortodoncista y la unidad de anclaje puede desplazarse en mayor o menor medida y comprometer el objetivo del plan de tratamiento. Por esta razón se considera que el control del anclaje durante el tratamiento ortodóncico es fundamental para conseguir el movimiento dental deseado y exige en muchos casos una gran colaboración por parte del paciente y una planificación rigurosa por parte del ortodoncista.

Desde finales de los años noventa se introdujo en el arsenal terapéutico el anclaje esquelético en forma de miniplacas y microtornillos o mini-implantes. Los mini-implantes de ortodoncia (MIOs) son unos pequeños tornillos de una aleación de titanio que se insertan en el hueso de los maxilares. Su principal característica es que prácticamente no se mueven cuando se aplica una fuerza sobre ellos, proporcionando un anclaje que permite mover los dientes a voluntad del ortodoncista sin que la fuerza de reacción produzca un movimiento

indeseable del resto de los dientes. La fuerza de reacción la soporta el mini-implante o los dientes de anclaje reforzados por el mini-implante.

Los MIOs han representado uno de los grandes avances de la ortodoncia en los últimos 15 años porque nos permiten un perfecto control de la fuerza de reacción sin necesidad de colaboración por parte del paciente. Y además nos permiten realizar movimientos dentarios que eran hasta hace muy poco tiempo casi imposibles con una ortodoncia convencional, como la intrusión y la distalización de molares.

Si a estas indicaciones añadimos la facilidad en su colocación, que sólo precisa anestesia local en la zona donde se va a colocar, que su uso es solo temporal y que su coste es relativamente bajo, los MIOs son un instrumento que cada vez se utiliza más. Además su incorporación a los tratamientos puede incluso llegar a evitar extracciones dentales (inevitables en tratamientos donde solo se dispone de anclaje dental), y a su capacidad como anclaje óseo para poder mover estructuras óseas faciales de una forma más pura y segura.

Desde la popularización de los MIOs en la clínica ortodóncica se ha suscitado no solo un gran interés clínico sino también comercial. Cada vez existen más fabricantes de MIOs y mayor variedad de diseños, diámetros y longitudes. Desafortunadamente los MIOs no siempre son totalmente estables, e incluso pueden fallar y desinsertarse por completo durante su uso. El índice de supervivencia de los MIOs durante las primeras 2-3 semanas después de su colocación oscila entorno al 70-80% <sup>1,2</sup> o incluso es inferior al 67% cuando coinciden varios factores a la vez como la colocación simultánea de varios MIOs o la colocación en pacientes jóvenes <sup>3,4</sup>.

La estabilidad de un MIO una vez colocado, está en estrecha relación con la profundidad de inserción y el diámetro del MIO<sup>5-7</sup>. Sin embargo, poco se sabe de cómo afectan a la estabilidad del mini-implante los diferentes diámetros, la forma (cilíndrica o cónica) o el diseño (características de la rosca) cuando se colocan a una misma profundidad <sup>8,9</sup>.

El diseño del MIO (cónico vs. cilíndrico) también es un tema de controversia en relación con la estabilidad. Las formas cónicas proporcionan mayor estabilidad que las cilíndricas por desarrollar un mayor efecto de “cuña” en el hueso una vez colocado. Ahora bien, sabemos muy poco acerca de cuánto mejora dicha estabilidad, y qué conicidad es la apropiada y si realmente resulta una ventaja o desventaja mecánica en función de la densidad ósea y/o tipo de fuerza que se aplica (lateral o de tracción). Podemos medir la estabilidad indirectamente mediante pruebas basadas en la medición del torque de inserción. Los valores ideales del torque de inserción de los MIOs en estudios clínicos humanos donde se obtienen los mayores índices de supervivencia se sitúan en torno a 10-12 Ncm<sup>10</sup>. Sin embargo, en estos estudios apenas se hace hincapié en las formas y diseños de los MIOs ni en la densidad ósea donde son colocados. Prácticamente solo tienen en cuenta el diámetro y el tipo de fuerza ortodóncica que se aplica clínicamente, que es casi siempre una fuerza lateral muy simple de unos pocos gramos (100-200g). Con estas fuerzas ortodóncicas tan ligeras, prácticamente todos los MIOs funcionan bien y correctamente, pero todavía no se han estudiado cuáles son los MIOs más apropiados ante diferentes magnitudes de fuerzas tanto laterales como oblicuas o verticales-

Los tornillos de pequeño diámetro resisten menos las fuerzas laterales e incluso pueden romperse o fracturarse a la torsión cuando son insertados en un hueso más denso<sup>6,10</sup>. Sin embargo, no queda claro qué otros factores morfológicos, aparte del diámetro, influyen en la generación de tensiones, deformaciones o fracturas cuando se aplica una fuerza de rotación o fuerza lateral, ni tampoco dónde está el límite de la fractura para un diseño y diámetro determinado (cónico vs. cilíndrico)

Además de las pruebas mecánicas, actualmente disponemos de tecnologías como el Análisis de Elementos Finitos (FEM) que nos permiten conocer mejor el comportamiento mecánico estructural cuantificando la resistencia estructural en los MIOs. Mediante la simulación se puede calcular,

para un diseño de tornillo determinado, el estrés en su estructura y las deformaciones ante una carga lateral. Con diferentes diseños con mismos o idénticos diámetros, la simulación permite distinguir y cuantificar numéricamente la estabilidad y establecer comparaciones.

Los MIOs también se emplean actualmente para realizar movimientos ortopédicos que precisan de fuerzas cuyas magnitudes son mucho más intensas que en los movimientos dentales. En estas nuevas situaciones clínicas, la estabilidad estructural constituye una piedra angular del tratamiento. Sin embargo, no disponemos de estudios que nos indiquen sus límites reales de carga máxima, dónde está el límite de fractura del mismo ni el diseño de tornillo más apropiado ante situaciones clínicas que requieran fuerzas laterales muy intensas como en los casos de disyunciones maxilares.

El propósito de esta línea de investigación y proyecto de Tesis Doctoral sobre las propiedades mecánicas de los MIOs es intentar dar respuesta a algunas de las situaciones de investigación y clínicas comentadas. En concreto: 1) Estudiar los factores y características morfológicas que intervienen en la estabilidad primaria de diferentes diseños de MIOs analizados in vitro. 2) Cuantificar el comportamiento mecánico estructural de diferentes MIOs estudiados con elementos finitos. 3) Estudiar la estabilidad y límite de resistencia mecánica de los diferentes componentes de los disyuntores híbridos que emplean MIOs de anclaje.



## **2 FUNDAMENTOS**

## 2.1 Historia de los MIOs en ortodoncia y su evolución:

La idea de utilizar tornillos óseos de Vitallium (aleación de Cromo-cobalto Molibdeno) por parte de los Drs. Gainsforth y Higley<sup>11</sup> como anclaje óseo se remonta a 1945. Se colocaron en la rama ascendente de la mandíbula en 6 perros de raza Beagle para retraer los caninos. Su primer uso clínico, usando también tornillos de Vitallium, lo realizaron Creekmore y Eklund<sup>12</sup> (1983) que los colocaron en la espina nasal anterior para tratar una mordida profunda severa.

El desarrollo de los implantes dentales se inició en la década de los 70 por el Dr. Per-Ingvar Brånemark<sup>13,14</sup> (1970, 1982), que observó que se producía una unión entre el tejido óseo y la superficie de unos instrumentos de titanio que había introducido para el estudio de la microcirculación ósea. A este fenómeno le llamó osteointegración. Desde entonces, el uso de implantes en odontología representa uno de los grandes hitos de la historia de nuestra profesión.

El Dr. Eugene Roberts<sup>15-18</sup> empezó a demostrar en animales de experimentación que los implantes dentales son excelentes zonas de anclaje para mover dientes. El implante tras la aplicación de una carga lateral, reaccionaba con “aposición ósea”, tal y como indicaba el Dr. Vincent Kokich<sup>19</sup> (1996). Según este autor, el mensaje biomecánico favorable en la interfase hueso-implante proporciona de este modo el fenómeno mecánico de “*anclaje óseo*”.

La incorporación de la implantología en los años 90<sup>20,21</sup> a la práctica diaria de la odontología y las características del implante una vez osteointegrado, que se comporta como un diente anquilosado, han revolucionado las posibilidades de la ortodoncia en la rehabilitación de la boca parcialmente desdentada, ya que los implantes no solo servirán para reemplazar los dientes ausentes, sino que serán un buen anclaje para corregir

las malposiciones de los dientes remanentes y facilitar el trabajo del odontólogo rehabilitador (Fig.1).

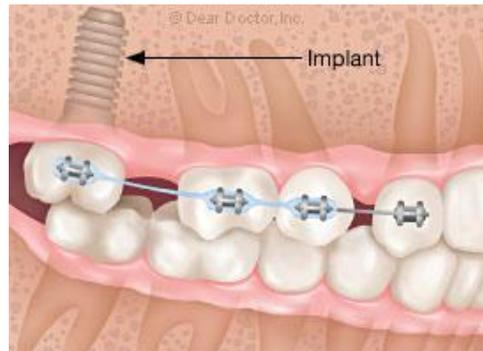


Figura 1.- Movimiento dental y ortodóncico a partir del anclaje conseguido con un implante dental.

Ya en esas fechas (1995) se colocaban implantes en ubicaciones alternativas al hueso alveolar, como el espacio retro molar o el paladar<sup>22,23</sup>. A diferencia de los alveolares, los implantes en estos espacios debían ser mucho más cortos. Una serie de trabajos de investigación, primero con animales de experimentación y después en humanos, sirvieron para demostrar que los implantes cortos, incluso de 4 o 6 mm de longitud, resistían las fuerzas de ortodoncia prolongadas y se osteointegraban sin problemas<sup>24</sup>. El anclaje directo desde el implante o indirecto desde una barra palatina sujeta a un implante abrió, todavía más, las posibilidades de tratamiento en pacientes con necesidades de anclaje no convencionales<sup>25</sup>. Sin embargo, aunque más cortos, estos nuevos implantes no se podían colocar en cualquier lugar de los maxilares.

En 1997 Kanomi<sup>26</sup> publicó un artículo que introducía la idea de unos mini-implantes de titanio para la colocación máxilo-mandibular. En el fondo se trataba de la misma idea que los implantes palatinos (onplant) pero aplicada a implantes convencionales «mini», sin necesidad de 2 tiempos quirúrgicos.

Los Drs. Costa A, Raffaini M y Melsen<sup>27</sup> en 1998, utilizaron con éxito los MIOs como anclaje óseo en tratamientos ortodóncicos y desde entonces su

uso como técnica de anclaje no hace más que extenderse de forma rápida y progresiva, y en el 2000 aparecen los mini-implantes de ortodoncia (MIOs) para uso comercial, con un diseño más cómodo para el paciente y para el ortodoncista. Por lo tanto a partir del año 2000, la técnica de mover dientes con mini-implantes se empieza a extender y aparecen los primeros estudios realizados en el ámbito universitario<sup>2</sup>. También en esa época se publican los primeros trabajos de mini-implantes colocados en las zonas máxilo-mandibulares, primero a nivel alveolar-vestibular, entre las raíces de los dientes, y después en otras zonas como el paladar duro y zonas retromolares<sup>28,29</sup>. Al incrementar las zonas de colocación se multiplican las posibilidades de realizar nuevos movimientos ortodóncicos que ofrecieron nuevas soluciones clínicas.

Entre los años 2000 y 2010 los estudios y publicaciones han permitido comprender mejor el comportamiento biomecánico de los MIOs para usos exclusivamente ortodóncicos. Se han publicado estudios donde se analizaron la estabilidad primaria, la estabilidad secundaria, la biomecánica, el índice de supervivencia de los mismos tras ser colocados, etc., proporcionando una información muy detallada de sus usos y limitaciones<sup>6,30,31</sup>. La utilización de esta técnica se populariza entre los ortodoncistas, ya que son un elemento versátil, económico y fácil de colocar y retirar. Ya no se utilizan exclusivamente para aquellos casos y movimientos más difíciles, si no que ahora se pueden usar dentro de la rutina ortodóncica normal. Realmente la solución a los problemas de anclaje de antaño pasa por el uso de los implantes y microtornillos.

A partir del año 2010 aparecen publicaciones, principalmente en Alemania, basadas en la utilización de disyuntores maxilares para corregir los maxilares estrechos. La expansión rápida del maxilar (RME = rapid maxillary expansión) que normalmente usa anclaje dental se rediseña para incorporar los MIOs como anclaje óseo con fines ortopédicos<sup>32,33</sup>. Estos disyuntores, son

híbridos (DH) ya que su anclaje se basa en una parte de tipo dental y otra de tipo ósea con los MIOs colocados en el paladar anterior (Fig. 2).

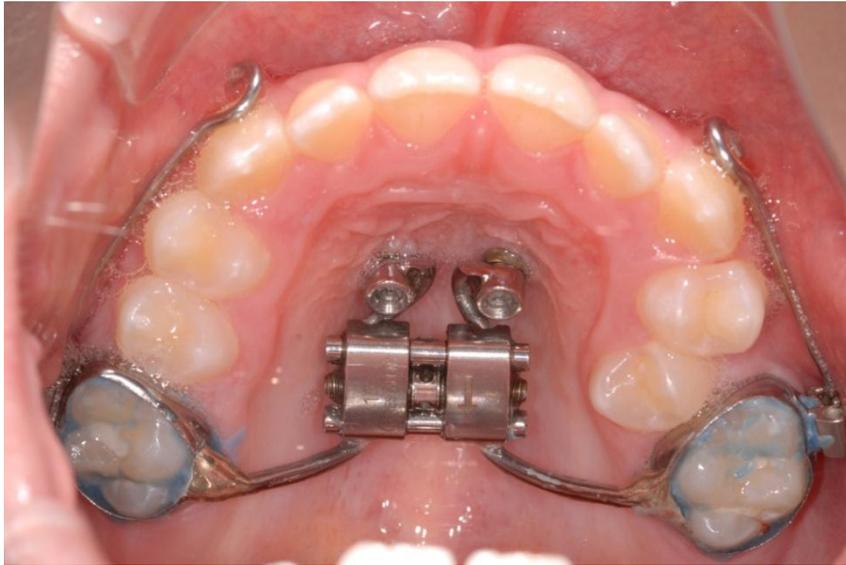


Figura 2.- Disyuntor hyrax híbrido diseñado por el Dr. Wilmes: Anclaje óseo en la parte anterior del paladar y anclaje dental en la parte posterior de los primeros molares.

Otros estudios demuestran que se puede mover el maxilar en sentido no solamente transversal si no sagitalmente<sup>34</sup>. Nos encontramos en un escenario donde el ortodoncista ya no solo es capaz de mover dientes, sino que también puede mover de una forma más predecible las estructuras óseas medio-faciales en pacientes en crecimiento. En definitiva gracias a los MIOs correctamente anclados y con fuerzas mucho mayores es posible mover los huesos faciales<sup>30</sup>. La nueva generación de disyuntores maxilares ya no utilizan los dientes como fuente de anclaje, sino que utilizan los MIOs como fuente de anclaje óseo puro. Estos últimos son los denominados disyuntores maxilares

“puros” o exclusivamente anclados en hueso maxilar<sup>35</sup>. Estos nuevos retos son los que en estos momentos despiertan más interés y suscitan nuevos debates en la comunidad científica ortodóncica cuyo paradigma reside en estos momentos en la realización de una ortodoncia junto con una ortopedia dento-facial mínimamente invasiva.

## 2.2 Definición de MIO (Escuela de Europa vs. Asia)

Aunque hace ya algunos años que se introdujeron en el campo de la ortodoncia los denominados microtornillos, micro-implantes o mini-implantes ortodóncicos, no existe todavía una única denominación sino varias debido a sus diferentes orígenes: el desarrollo del implante dental o los mini-implantes quirúrgicos de osteosíntesis<sup>36</sup>. En general, el término microtornillo es más utilizado en Europa, mientras el término mini-implante de ortodoncia tiene un uso más generalizado en los países Asiáticos (Japón, Korea y China).

Independientemente de la nomenclatura, todos ellos tienen una característica en común: “son unos tornillos pequeños, que se insertan a nivel óseo en los maxilares y que permiten al ortodoncista obtener un anclaje o punto de apoyo fijo para mover los dientes. No suelen tener un tratamiento de superficie ya que su uso es de carácter temporal y permiten su remoción de una forma más simple y sencilla”. Por este motivo se clasifican también como TADs (temporary anchorage device) o anclajes de uso temporal<sup>37</sup>.

El término microtornillo tiene su origen de la cirugía cráneo facial para la fijación y utilización de materiales aloplásticos<sup>38</sup>. Desde entonces, diseños muy similares aparecieron hace unos 12 años en el mercado dental, y aunque originariamente se colocaban entre las raíces de los dientes o para fijar estructuras óseas craneales. Debido a su pequeño tamaño (los hay de 1.2mm de diámetro) posiblemente sea este el origen de su nombre: microtornillo de ortodoncia. Sobre todo si establecemos lógicamente una comparación con los

otros tornillos de uso odontológico de mucho mayor diámetro como son los implantes dentales.

Sin embargo, el prefijo micro desde el punto de vista etimológico y de una manera estricta tampoco se ajusta perfectamente ya que micro es todo aquello en el cual debe utilizarse un microscopio para su visualización. Quizás de ahí esta controversia semántica entre unos y otros.

La utilización del término mini-implante<sup>26</sup> puede resultar más apropiado, aunque dicho prefijo no permite una distinción clara con los implantes dentales, debido a que entre estos últimos también los hay de diámetros muy pequeños (2.5mm aprox.) como por ejemplo cuando son colocados para suplantar incisivos inferiores en incisivos laterales superiores o inferiores. Aunque últimamente y de forma tímida están apareciendo en el mercado mini-implantes de ortodoncia con tratamiento de superficie y con aditamentos que se acoplan en la cabeza del tornillo, igual que en los implantes dentales, la manera de distinguirlos claramente es mediante el término explicativo “ortodónico” en alusión a sus indicaciones terapéuticas. Por todo lo anteriormente expuesto consideremos que el término etimológico más apropiado es el de mini-implante de ortodoncia (MIO), término que usaremos a lo largo de todo este trabajo.

## **2.3 Clasificación de los MIOs**

La clasificación de los MIOs sugerida por el Dr. Labauskaite<sup>39</sup> se efectúa a varios niveles:

### **2.3.1 Clasificación según la superficie de contacto entre el MIO y hueso:**

Es una clasificación que tiene en cuenta el origen evolutivo del MIO. Un primer grupo tiene un origen en el desarrollo proveniente del implante dental osteointegrado<sup>36</sup> y por lo tanto tienen un tratamiento de la superficie para incrementar el contacto entre implante/hueso. En este grupo se incluyen:

## Fundamentos

---

- Mini-implantes ortodóncicos<sup>40,41</sup>
- Implantes retromolares<sup>42</sup>
- Implantes palatinos<sup>43</sup>

A pesar de estar osteointegrados, son implantes con diámetros mayores de 3mm y cortos y pueden removerse con una llave de torque de remoción sin la utilización de trefinas especiales.

Un segundo grupo proviene de la cirugía maxilofacial<sup>12,26,27</sup> y por lo tanto se parecen mucho a los utilizados en las placas de osteosíntesis. Éstos últimos, son más delgados y largo, y no tienen tratamiento de la superficie mecanizada. Por lo tanto el grado de unión con el hueso es mucho menor.

### 2.3.2 Clasificación según el tamaño y la forma:

Los MIOs pueden tener formas muy diferentes. Pueden ser cónicos, cilíndricos o con forma de disco (Onplant)<sup>44</sup>. También los hay con formas prostodóncicas, parecidos a los implantes dentales pero con un tamaño más reducido y los hay con formas singulares como la forma de cilindro grueso, corto y hueco por dentro para aumentar la superficie del implante por la parte externa e interna<sup>45</sup>.

La clasificación según su tamaño se realiza en función a su diámetro. Pueden clasificarse en:

Pequeños (entre 1.2- 1.4mm)

Medianos (1.5- 1.6mm)

Grandes (1.8-2.0mm).

### **2.3.3 Clasificación según su modo de utilización o aplicación:**

Lo normal es que tengan un uso exclusivamente ortodóncico, pero los hay también para usos prostodóncicos, como por ejemplo en prótesis completas implanto-soportadas<sup>46</sup>.

El uso clínico de los MIO puede realizarse a 2 niveles: movimientos puramente dentales de uno o varios dientes, o movimientos de estructuras óseas faciales.

## **2.4 Uso clínico de los MIOs**

### **2.4.1 Anclaje óseo para el movimiento dental simple**

Para realizar movimientos dentales predecibles y precisos es necesario disponer de un anclaje fiable y estable. El anclaje en ortodoncia ha sido definido<sup>47</sup> como el grado y la naturaleza de resistencia al desplazamiento ofrecido por una estructura anatómica cuando se usa con el propósito de realizar un movimiento dental.

Normalmente, son los dientes las estructuras anatómicas usadas como anclaje para mover otros dientes a una posición más deseada, aunque también pueden usarse aparatos extraorales para mejorar y aumentar el anclaje. Dichos anclajes extraorales, requieren de la forzosa colaboración del paciente para ser eficaces<sup>47</sup>.

El número, la forma, el tamaño y la longitud de la raíz de un diente determina el grado de anclaje dental, teniendo en cuenta que los diferentes dientes tienen diferentes valores de resistencia al movimiento dental<sup>47</sup>. Sin embargo, a pesar de que el ortodoncista estima el grado de resistencia al movimiento de un grupo de dientes para conseguir mover otro grupo de dientes, como sucede en los casos de extracciones de premolares se pueden

producir movimientos indeseables de los dientes de anclaje que comprometerán los objetivos fijados en el plan de tratamiento.

En resumen, una de las principales dificultades en la práctica diaria del ortodoncista a la hora de tratar las maloclusiones es la búsqueda de una fuente de anclaje estable. Estas dificultades técnicas de pérdidas de anclaje “inesperadas” se pueden resolver satisfactoriamente con el anclaje óseo<sup>36</sup>.

#### **2.4.2. Anclaje óseo y movimientos dentales muy complejos: distalización e intrusión de molares**

Existen movimientos dentales que con la aparatología ortodóncica clásica convencional son muy difíciles de conseguir. Tales movimientos son: la distalización de molares y la intrusión.

La distalización de molares antes de la irrupción de los MIOs se efectuaba con la ayuda de aparatología ortodóncica auxiliar como péndulos y arcos extraorales<sup>47,48</sup>. En muchos casos requerían mucha cooperación del paciente, eran poco predecibles y la distalización conseguida era mínima entre 1-2 mm como máximo. Actualmente con los MIOs podemos distalizar de una forma fácil y predecible los molares hasta 4-5mm<sup>49</sup>. Aunque la distalización también puede realizarse con miniplacas<sup>50</sup>, parece ser que la utilización de los MIOs está mucho más extensa debido a que los MIOs funcionan correctamente y debido a la mayor aceptación por parte del ortodoncista y por parte del paciente. Basta con un apoyo y una fuerza lateral ligera de unos 250 gramos sobre el MIO para producir dicho movimiento<sup>51</sup>. La fuerza que se aplica sobre la cabeza del MIO es una fuerza lateral, que dura varios meses, y esto hace que la estabilidad del MIO en el hueso y su diseño particularmente sean de vital importancia para evitar movimientos indeseados o desplazamientos y pérdidas de estabilidad<sup>51</sup> (Fig. 3).



Figura 3.- Distalizador de molares tipo Top-Jet (a) antes de su colocación en el maxilar (b) colocación del aparato en el maxilar: se aprecia el anclaje óseo palatino por medio de un MIO y la adaptación y colocación del aparato Top-Jet sobre la cabeza del MIO.

Algo parecido sucede con la intrusión de los molares. Consiste en mover los molares hacia dentro del hueso dento-alveolar o en sentido contrario a la erupción normal. La aplicación de la fuerza se hace sobre la cabeza del MIO y es una fuerza puramente de tracción vertical y en dirección opuesta. Es una fuerza que realiza una tracción hacia afuera o de arrancado sobre el MIO y es una manera indirecta de valorar la estabilidad primaria que consigue un determinado diseño de MIO. En este sentido, al realizar una fuerza de intrusión de 250g sobre los molares (acción) se produce una fuerza aplicada sobre la cabeza del MIO en dirección opuesta de la misma magnitud (reacción)<sup>52</sup>. Dicha fuerza de reacción es equivalente a la fuerza de arrancado o de extrusión. Son movimientos que se están realizando desde hace muy poco tiempo sobre todo en aquellos casos en los que se requiera el cierre de las mordidas abiertas (Fig. 4)

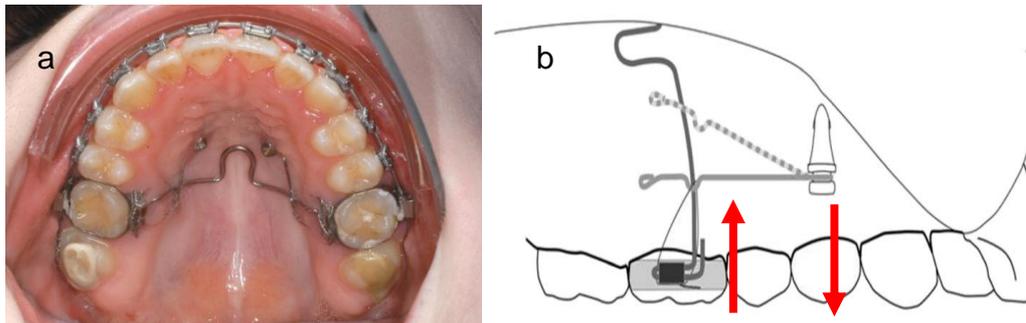


Figura 4.- Mecanismo de intrusión de molares. El anclaje óseo con un MIO palatino permite aplicar una fuerza con un brazo de palanca alámbrico que intruye los molares por medio de una barra palatina. (a) visión oclusal clínica de la intrusión de los molares y (b) esquema de funcionamiento en una visión lateral.

#### 2.4.2 Anclaje óseo con MIOS para el movimiento de estructuras óseas faciales (movimientos ortopédicos):

Entendemos como movimientos ortopédicos a aquellos procedimientos destinados en mover estructuras óseas cráneo-faciales. Se realizan en pacientes preadolescentes que están todavía en crecimiento. El anclaje exclusivamente dental mediante un disyuntor con mecánica de protracción del maxilar y elásticos en edades muy tempranas ( alrededor de los 8-10 años) permite el movimiento de estructuras medio-faciales <sup>53,54</sup>. Tienen el inconveniente que el movimiento óseo que se consigue es mucho menor que el movimiento dental <sup>55</sup>.

El anclaje óseo respecto al anclaje dental es una alternativa segura y eficaz para facilitar el movimiento óseo de estructuras dento-faciales. Dicho anclaje puede realizarse con miniplacas o con MIOs y su diana principal es mover estructuras faciales a través del movimiento que se consigue al incidir sobre las suturas maxilares y peri-maxilares en pacientes que todavía están creciendo <sup>55-65</sup>. A pesar de que este efecto se consigue también con el anclaje puramente dental, la evidencia científica parece señalar que con los anclajes puramente óseos dichos movimientos son más extensos, amplios y puros <sup>56</sup>. Esto evita el inconveniente de movimientos dentales indeseados y susceptibles

de complicaciones debido a que se realizan movimientos de los dientes más allá de los límites normales pre-establecidos. Principalmente el crecimiento del maxilar superior sobre el cual se puede incidir en mayor o menor medida ocurre a nivel de tres suturas: la sutura fronto-maxilar, la sutura cigomática-maxilar y la sutura ptérido-palatina<sup>55-60</sup> (Fig.5).

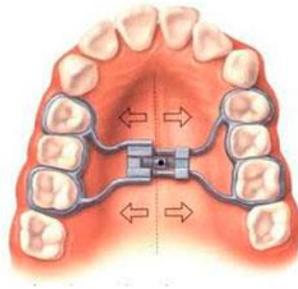


Figura 5.-Disyuntor tipo hyrax clásico (solo anclaje dental) para realizar una expansión rápida del maxilar

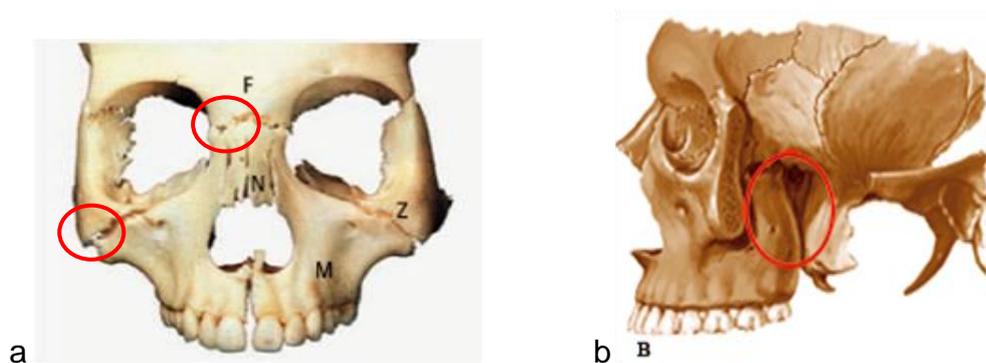


Figura 6.-Tercio medio-facial. Representación del hueso maxilar en relación a otras estructuras óseas faciales por medio de diferentes suturas, principalmente: (a) visión frontal: sutura fronto-maxilar y cigomático-maxilar, (b) visión lateral: sutura ptérido-maxilar.

Surge entonces la idea de realizar un disyuntor que combina en su diseño el anclaje óseo por medio de un MIO a nivel del paladar anterior (brazo anterior) y el anclaje dental por medio de los primeros molares a nivel posterior (brazo posterior). Por este motivo se le denomina disyuntor híbrido (DH) (Fig. 7 a-c). Este aparato que presenta un anclaje óseo anterior con un MIO de 2mm de diámetro consigue realizar movimientos ortopédicos del maxilar de forma más pura y minimiza o anula el movimiento dental. La evidencia científica parece corroborarlo<sup>56</sup>. El movimiento ortopédico transversal se consigue con la activación del tornillo de expansión (Fig. 7 b-c), mientras que el movimiento ortopédico del maxilar se consigue con la tracción extraoral de una máscara facial con la ayuda de unos elásticos que van colocados en la bandas de los molares que forman parte del brazo posterior del DH (Fig. 7 d). El brazo anterior que posee el MIO anclado en el hueso del paladar anterior, evita la migración anterior del aparato durante la protracción del maxilar y evita por tanto el efecto no deseado del movimiento dental.

La colocación de estos MIOs en el paladar anterior del DH es muy sencilla. Basta con unas pocas gotas de anestesia local infiltrativa para su colocación. No requiere cirugía y su colocación y remoción también es muy simple. Además su coste es relativamente bajo y por tanto está bien aceptado por parte del niño y de los padres.

Debido al enorme éxito de este aparato, también se está empezando a colocar en adultos jóvenes, y es aquí donde radica uno de los inconvenientes y controversia en su diseño: la estabilidad del propio aparato y del propio MIO colocado en el paladar anterior en pacientes adolescentes jóvenes. Como los MIOs son de pequeñas dimensiones y están sometidos a fuerzas muy intensas durante periodos largos de tiempo (meses o años), éstos son más propensos a las deformaciones, fracturas, a la movilidad tras su colocación y a la reabsorción ósea por estrés óseo. Pueden surgir aflojamientos, rechazos y caídas<sup>1,63</sup>. Para mejorar su índice de supervivencia, todos los esfuerzos objeto

de estudio van encaminados en conocer mejor cómo funcionan los MIOs desde el punto de vista biomecánico y se quiere conocer mejor dónde están los límites de carga del propio MIO. Se ha visto que el índice de supervivencia del MIO en términos de aflojamiento es de alrededor del 70%<sup>1,59-62</sup>.

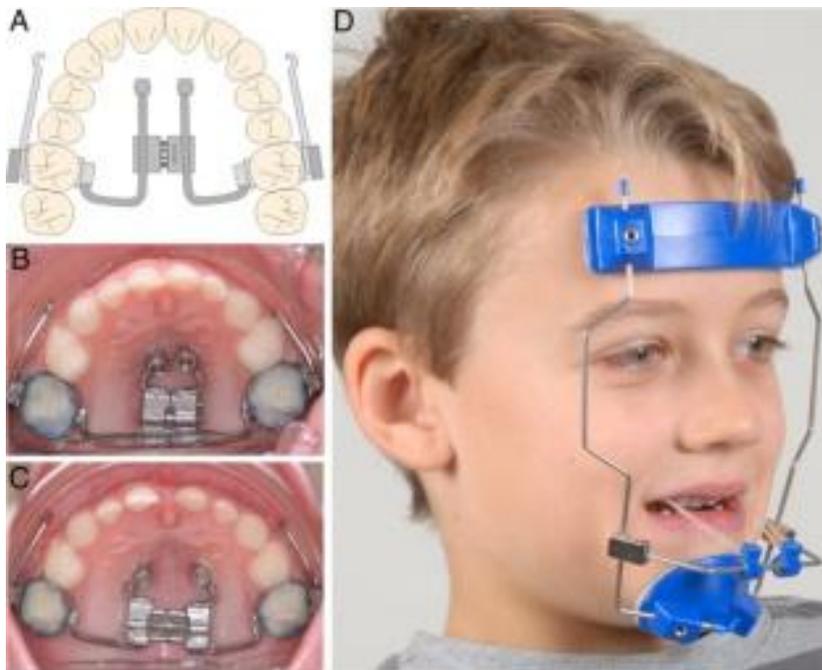


Figura 7.-Disyuntor híbrido (DH) (anclaje óseo anterior y anclaje dental posterior) con sus ganchos en molares para tracción del tercio medio-facial con una máscara facial. (a) diseño del disyuntor híbrido con sus brazos anteriores óseo-soportados con MIOs anclados en el paladar anterior y sus brazos posteriores anclados en los molares, con sus ganchos de tracción (b) situación clínica del DH antes de su activación, (c) activación transversal del DH y (d) tracción extraoral del maxilar con la ayuda de máscara facial y elásticos.

En la actualidad<sup>35</sup>, y de forma experimental, se están empezando a probar en pacientes adultos jóvenes disyuntores puramente óseos con 4 o 6 MIOs palatinos (Fig.8). La fuerza de aplicación lateral, todavía es mayor y a pesar de que empiezan a aparecer casos clínicos exitosos, se desconoce que

fuerza es capaz de resistir el aparato y el MIO con su aditamento de conexión. En este sentido, el estudio de la estabilidad de los diferentes componentes del aparato es muy importante, pero también la estabilidad primaria y estructural del MIO.

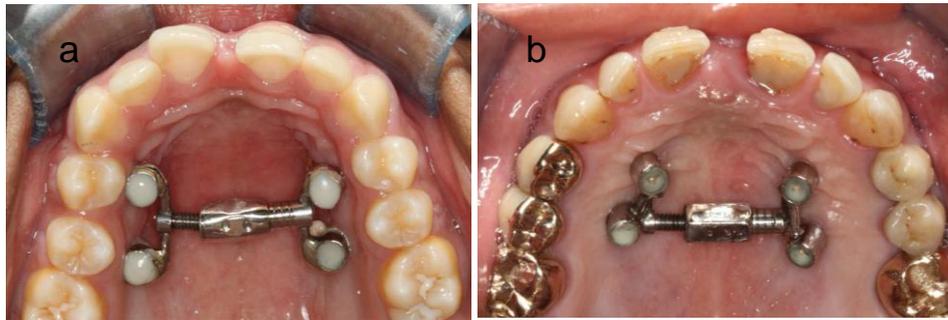


Figura 8.-Disyuntor palatino con 4 MIOs tipo MICRO 4 (anclaje óseo puro, sin anclaje dental) para pacientes adultos jóvenes, donde (a) muestra un MICRO 4 con alambres simples y (b) un MICRO 4 reforzado con alambres dobles.

## 2.5 Estabilidad de los MIOs

Durante la colocación de los MIOs en los huesos maxilares, el ortodoncista puede encontrarse con multitud de situaciones clínicas diferentes como son: zonas de difícil acceso con diferentes variables de inserción y de inclinación<sup>66,67</sup>, diferentes grosores de corticales con diferentes densidades óseas<sup>68,69</sup>, diferentes alturas óseas<sup>3,70</sup>, zonas de colocación entre los pequeños espacios inter-radicales o bien zonas amplias de hueso como a nivel palatino<sup>71</sup> pero con grandes diferencias de grosores de mucosa gingival<sup>72</sup>. Si a esto se le añade que la mecánica ortodóncica puede ser muy diferente, bien ortodóncica o bien ortopédica, no es de extrañar que clínico se encuentre con MIOs con formas y diseños muy diferentes.

### 2.5.1 Estabilidad Primaria:

La estabilidad de un MIO una vez colocado, está en estrecha relación con la profundidad de inserción y con las dimensiones del diámetro del MIO<sup>5-7</sup>. La estabilidad primaria o mecánica es la resistencia y rigidez de la unión hueso-implante antes de producirse la osteointegración<sup>73,74</sup>. Se considera una necesidad mecánica para evitar el micro-movimiento inicial en la interfase hueso-implante.

Tan pronto como un MIO se coloca en el hueso maxilar o mandibular, ciertas áreas de la superficie del implante estarán en contacto directo con el hueso. La estabilidad primaria va depender de tres factores:

- El tamaño y diseño del implante<sup>8,75,76</sup>
- El procedimiento quirúrgico utilizado y la pericia del operador<sup>76</sup>
- De la densidad y dureza del hueso<sup>5,74,77</sup>

La mejor manera para valorar la estabilidad de los MIOs es la realización de diferentes tests y pruebas mecánicas que son capaces de medir y dar valores a la estabilidad primaria del tornillo<sup>30</sup>. Autores como Wilmes<sup>30,78</sup> comparan cómo las características morfológicas y los diferentes diseños afectan a dicha estabilidad. Se ha demostrado que depende mucho del tamaño del MIO y de la profundidad de inserción<sup>79,80</sup>, pero poco se sabe en qué proporción se ve comprometida dicha estabilidad en función de otros parámetros como<sup>10,30,81</sup>: la profundidad de la rosca, la forma de la rosca, la forma del tornillo (cilíndrico o cónico), la forma del cuello, la longitud del tornillo, el paso de rosca y la estabilidad estructural en función de la profundidad de inserción y de la fuerza de aplicación. Estos parámetros objetos de estudio son cada vez más importantes.

#### 2.5.1.1 Estabilidad primaria ante diseños y formas diferentes

Hay pocos estudios que comentan cómo influye el diseño y las características morfológicas de los MIOs en la estabilidad<sup>79,82,83</sup>. Básicamente, existen dos formas de MIOs: Cónicos o cilíndricos. Esta descrito que los MIOs con formas cónicas proporcionan mayor estabilidad durante su inserción en comparación con los cilíndricos ya que los torques de inserción son mayores<sup>30,72,84-86</sup>. Pero, hay diferentes conicidades, diferentes densidades óseas y diferentes corticales<sup>3,81,87</sup> y es sabido que torques excesivos producen respuestas y remodelaciones óseas desfavorables como sucede en la implantología dental<sup>10,88</sup>. No queda claro si la forma, cilíndrica o cónica proporciona mayor estabilidad a la fractura ante una carga lateral.

#### 2.5.1.2 Estabilidad primaria y torque de inserción:

Una manera indirecta de valorar la adecuada estabilidad primaria del MIO tras su colocación es cuantificar y conocer qué intensidad de fuerza se debe aplicar para enroscarlos. Dicha fuerza de enroscado se denomina torque de inserción. A mayor diámetro, mayor es el TI<sup>30,89</sup>. Según la literatura científica, parece ser que el torque de inserción (TI) más apropiado en pacientes adultos que proporciona mayores índices de supervivencia ronda en torno a los 10 Ncm<sup>10,81</sup>. En este sentido, apenas se explica si es mejor el diseño cónico o cilíndrico y sólo se explica que el TI es mayor en los diseños cónicos. Estudios in vitro demuestran que torques de inserción > 10 Ncm proporcionan mayor estabilidad del MIO al desplazamiento ante una carga lateral<sup>90</sup> y que torques excesivos producen respuestas con remodelamientos óseos excesivos y pérdidas prematuras de los MIOs<sup>88</sup>. No hay datos que indiquen que TI es el adecuado para diferentes densidades óseas y tampoco que TI es el adecuado según la edad del paciente. En lo que si se está de acuerdo y está bien sustentado por la literatura científica es que el mejor consejo en niños a los que se les colocan MIOs, es que una vez colocados se ha de esperar 3 meses antes de proceder a su carga para facilitar una mejor

cicatrización ósea<sup>3</sup>. En definitiva, no hay una correlación clara en la literatura científica entre TI, índice de supervivencia y diseño del MIO y densidad ósea.

### **2.5.1.3 Estabilidad y riesgo de fractura ante fuerzas de torsión:**

Existen situaciones clínicas de riesgo de fractura del MIO durante el proceso de inserción, especialmente cuanto menor sea su diámetro. Dicho riesgo de fractura, denominado fractura a la torsión (FT), se produce por exceso de aplicación del torque durante su inserción a medida que la fricción aumenta entre la superficie del tornillo y del hueso. Dicho riesgo se incrementa básicamente por tres factores: al aumentar la profundidad de inserción, al aumentar la conicidad y al aumentar la densidad ósea. Si además se disminuye el diámetro del tornillo, su estructura puede ser demasiado frágil y se fractura. Esto está bien descrito para los MIOs comprendidos entre 1.2 y 1.3mm de diámetro y no se recomiendan su uso para colocaciones posteriores en mandíbula<sup>83,90-92</sup>. El presente estudio, pretende conocer mejor estos límites de fractura a la torsión para cada tipo y diseño de MIO analizado (diámetro-dependiente) y pretende además analizar dónde se puede mejorar el diseño de cara al futuro. A día de hoy, se disponen de pocos datos técnicos respecto de donde está el límite de fractura en función de su diseño (cónico vs. cilíndrico) y de cuáles son las características morfológicas más importantes que hay que tener en cuenta durante su colocación.

### **2.5.1.4 Estabilidad primaria ante una fuerza de tracción vertical:**

Otro parámetro que nos permite analizar la estabilidad primaria de un MIO, es el análisis de su fuerza de agarre frente una tracción puramente vertical. Es sabido que es diámetro- dependiente, pero no sabemos su magnitud entre diferentes tamaños ni su relación frente a diseños y tamaños de roscas distintos. Aunque este parámetro de estabilidad se usa poco clínicamente, debe justificarse su cuantificación y medición al relacionarse con

movimientos ortodóncicos difíciles de realizar como es el de la intrusión molar. Requiere para su realización de fuerzas ligeras de intrusión de 250g<sup>52</sup>. Todos los estudios que valoran la FA de los MIOs se basan en estudios *in vitro*<sup>79,93</sup> en los que los MIOs cónicos obtienen resultados menores<sup>94</sup>, parece ser que desde el punto de vista mecánico funcionan todos ellos bien, aunque nada se sabe de cómo funcionan *in vivo* con aplicación de cargas verticales de varios meses de duración. El estudio pretende analizar la capacidad que tienen los MIOs en contrarrestar dichas fuerzas de arrancado vertical (FA, pullout strength = POS en inglés) teniendo en cuenta los diferentes diseños y diámetros de los MIOs.

#### 2.5.1.5 Estabilidad primaria ante fuerzas laterales

Al principio la fuerza aplicada sobre el MIO era muy ligera, pues sólo se pretendía mover un diente o grupos de dientes de una forma más o menos sencilla. Prácticamente todos los MIOs funcionan correctamente con fuerzas laterales ligeras (100-300g) para estos movimientos dentales sencillos<sup>79,82,93</sup>. Para mejorar la estabilidad primaria basta con incrementar el diámetro y la longitud de inserción, aunque no en todas las situaciones clínicas podemos aplicar esta premisa. Surgen por estos motivos diseños y formas muy diferentes sin saber a ciencia cierta qué diseño es más apropiado para una u otra cosa. En los últimos 3-4 años, se ha comprobado también la utilidad de los MIOs para movimientos ortopédicos dento-faciales para disyuntores ortopédicos óseo-soportados, pasando de aplicar fuerzas ligeras y simples a fuerzas laterales más complejas, con mayores exigencias mecánicas. En estas situaciones se emplean magnitudes de fuerzas mucho más elevadas, fuerzas ortopédicas de hasta 10 kg<sup>95-97</sup> y es en esta situación cuando se somete al MIO a condiciones extremas de carga lateral. El estudio minucioso de diseños, formas y dimensiones para tales fines es muy limitado o simplemente no existe y no se dispone en la actualidad de mucha información, por ello es objeto de estudio en su último apartado. Se sabe que ante fuerzas tan extremas los MIOs que mejor funcionan son los de mayores dimensiones, los de 2.0mm de

diámetro porque son más estables desde el punto de vista estructural y funcional<sup>35, 98-100</sup>. Se conoce muy poco sobre donde está el límite de carga antes de ocurrir la deformación y/o la fractura<sup>66</sup>. Este último aspecto es muy importante para el ortodoncista, ya que se quiere saber si el MIO es suficientemente estable, si puede desplazarse o deformarse o por el contrario fracturarse ante fuerzas laterales de tal cuantiosa magnitud.

### 2.5.2 Estabilidad Estructural

La estabilidad estructural es la capacidad de un cuerpo, en este caso de un tornillo, sometido a varias fuerzas de alcanzar un estado de equilibrio mecánico. Las combinaciones de fuerzas o acciones bajo las cuales una estructura no es estable se denominan inestabilidades y la más característica en materiales metálicos es la inestabilidad elástica. La inestabilidad elástica se refiere a un conjunto de fenómenos de no linealidad geométrica que se manifiesta en que los desplazamientos en un elemento estructural no son proporcionales a las fuerzas aplicadas. Esto se pone de manifiesto al comprobar que dentro de ciertos rangos de desplazamientos y fuerzas las ecuaciones que modelan al elemento estructural presentan no linealidad. La inestabilidad elástica se refiere por tanto a fenómenos de no linealidad como el pandeo, la abolladura, la inestabilidad de arcos, etc.<sup>101,102</sup>.

Con la ayuda de las nuevas tecnologías y simulaciones informatizadas por elementos finitos, podremos conocer mejor aquellos parámetros que proporcionen mayor estabilidad estructural, como son el estrés sometido en la estructura y sus deformaciones cuando se aplican fuerzas laterales<sup>103,104</sup>. La simulación demuestra la importancia que tiene el diámetro en la estabilidad estructural<sup>103</sup>. Los estudios no entran en el análisis del tipo de forma de la espira con una mayor ventaja mecánica, quizás debido a la escasa influencia que tienen las espiras tan diminutas en el diseño de la malla en relación a la

## Fundamentos

---

estabilidad. Sin embargo, los estudios con implantes dentales convencionales, con espiras y diámetros mucho mayores, parece ser que la forma de la espira tiene una influencia en la estabilidad<sup>105,106</sup>.

Este método de estudio está bien establecido y extendido en las investigaciones para implantes dentales convencionales<sup>107-110</sup> pero son muy escasos los estudios realizados con elementos finitos en los MIOs<sup>111,112</sup>.

Este aspecto de estabilidad estructural es particularmente importante para aquellos MIOs sometidos a fuerzas ortopédicas intensas (80), para los que deben de estudiarse de una forma más profunda dónde están las tensiones estructurales y los límites de carga antes que ocurran deformaciones o fracturas.

### **3 HIPÓTESIS**

## Objetivos

---

- 3.1. Hipótesis nula ( $H_{01}$ ):** No existen diferencias en los 12 MIOs analizados en diferentes pruebas mecánicas y tienen la misma estabilidad primaria ante la fractura a la torsión, la fuerza de arrancado y torque de inserción.

**Hipótesis alternativa ( $H_{11}$ ):** Existen diferencias en la estabilidad primaria entre los diferentes MIOs en la pruebas mecánicas realizadas.

**(Primer estudio)**

- 3.2. Hipótesis nula ( $H_{02}$ ):** No existen diferencias mecánicas estructurales ante una fuerza lateral entre los diferentes 10 MIOs analizados mediante simulación con elementos finitos.

**Hipótesis alternativa ( $H_{12}$ ):** Hay diferencias estructurales mecánicas entre los diferentes MIOs analizados en una carga lateral con elementos finitos.

**(Segundo estudio)**

- 3.3. Hipótesis nula ( $H_{03}$ ):** No existen diferencias en el límite de resistencia mecánicas ante una fuerza lateral entre 3 diferentes sistemas de MIOs analizados.

**Hipótesis alternativa ( $H_{13}$ ):** Hay diferencias mecánicas entre los 3 diferentes MIOs analizados en el límite de resistencia mecánicas ante una carga lateral.

**(Tercer estudio)**

#### **4 OBJETIVOS:**

## Objetivos

---

### 4.1 Objetivo general

Estudiar la estabilidad y el comportamiento mecánico de los MIOs con diferentes diseños, tamaños y formas a 8mm de profundidad de inserción, sobre los cuales se aplican diferentes tipos de fuerzas ortodóncicas (fuerzas laterales, fuerzas axiales, fuerzas de torsión) mediante tests *in vitro*.

### 4.2 Objetivo del primer estudio

1- Estudiar y comparar qué factores y características morfológicas intervienen en la **estabilidad primaria** de 12 MIOs con diferentes diseños mediante diferentes pruebas mecánicas *in vitro* que se encargan de medir la fuerza de arrancado (FA), el torque de inserción (TI) y la fractura a la torsión (FT).

### 4.3 Objetivo del segundo estudio

2- Valorar, comparar y cuantificar el **comportamiento mecánico estructural** de 10 diferentes MIOs que son estudiados con elementos finitos ante una fuerza ortodóncica lateral de 1N.

### 4.4 Objetivo del tercer estudio

3- Analizar, cuantificar y comparar la **estabilidad** de los diferentes componentes **del brazo anterior del disyuntor híbrido (MIO de 2mm de diámetro, Aditamento y Alambre)** de 3 sistemas diferentes ante la aplicación de una fuerza lateral hasta el límite de su resistencia mecánica.

## **5 MATERIAL Y MÉTODOS.**

Material y métodos

**5.1 Estudio de la estabilidad primaria de los MIOs:**

Walter A, Winsauer H, Marcé-Nogué J, Mojal S, Puigdollers A. Design characteristics, primary stability and risk of fracture of orthodontic mini-implants: Pilot scan electron microscope and mechanical studies. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2013 Sep. 1;18 (5):e804-10.

**5.1.1 Material**

El estudio de la estabilidad primaria se ha realizado con una muestra de 240 MIOs de titanio (Ti)-aleación (Ti-6Al-4Va), de **12 diseños diferentes** y de 8 fabricantes diferentes (Tabla 1, Fig. 9).

Grupo	Nº	Diametro mm	Lengitud mm	Tipo	Fabricante
Pequeños	1	1.2	10	Abso Anchor®	SH 1211-10 Dentos Daegu, Korea
	2	1.3	11	MAS Microbite Micerium	S.p.A Avegno, Italy
Medios	3	1.5	11	MAS Microbite Micerium	S.p.A Avegno, Italy
	4	1.5	11	Mondeal-PSM	PSM Tuttlingen, Germany
	5	1.5	10	Tekka CV H2	Brignais, France
	6	1.5	11	Spider Screw® K1,HDC	Sarcedo, Italy
	7	1.6	10	Tomas® -pin SD-N 10	Dentaurum Inspringen, Germany
	8	1.6	10	Dual-Top™Jeil	Seoul, Korea
Grandes	9	1.8	10	3M Unitek™	St Paul, MN, USA
	10	2.0	10	Dual-Top™Jeil	Seoul, Korea
	11	2.0	11	Tekka CV H2	Brignais, France
	12	2.0	11	Mondeal-PSM	PSM Tuttlingen, Germany

Tabla 1.- Clasificación de los MIOs estudiados



Figura 9.- Disposición de los 12 MIOs analizados según tamaños

En primer lugar se procedió al estudio y medición de las características morfológicas de los MIOs de la muestra, con microscopia electrónica de barrido (SEM, (Quantas 200, EEUU). Se determinaron con SEM las siguientes características morfológicas:

- El paso de rosca (pitch, distancia entre las espiras)
- La profundidad de la rosca (thread depth)
- El ángulo de la rosca (thread angle)
- El diámetro interno o menor (inner diameter, D1) El estudio del diámetro interno o espiga se realizó con una magnificación entre 25-30 aumentos.
- El diámetro mayor o externo (outer major diameter, D2). El estudio de las espiras se realizó con una magnificación entre 120-140 aumentos (Fig.10).
- La longitud del MIO (L1-L3). Distingue la parte roscada de la no enroscada y su longitud total (Fig. 11).

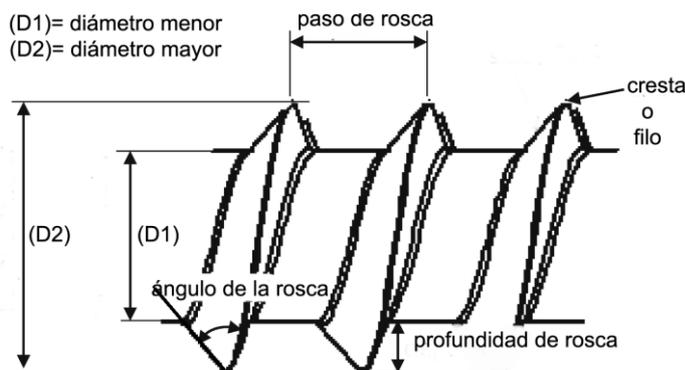


Figura 10.-Características morfológicas: diámetros, longitudes y ángulos

## Material y métodos

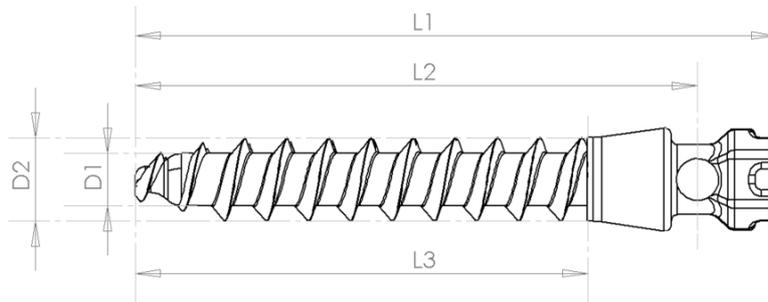


Figura 11. Diámetros y longitudes de un MIO. (D1) es el diámetro interno o espiga (D2) es el diámetro mayor o total, (L3) es la longitud del MIO que contiene las roscas, (L2) es la longitud del tornillo hasta la zona donde se aplica la fuerza o punto B, y (L1) es la longitud total del MIO o el punto A si se aplica la fuerza en la parte más externa del MIO.

Los MIOs fueron colocados y enroscados de forma perpendicularmente a la superficie del hueso artificial, a 8mm. de profundidad, en unos bloques de **hueso artificial** (Sawbone™ Pacific Research Laboratories Inc., EEUU) de dimensiones 120 x 30 x 30mm (Fig. 12). Este hueso artificial simula un hueso esponjoso de elevada densidad 35 pcf con las siguientes características mecánicas: densidad de 25 libras por pie cúbico,  $g/cc=0,40$ , la compresión (resistencia a 12,9 Mpa, módulo de 317 Mpa), la tensión (fuerza de 8,8 Mpa, el módulo de 39,9 MPa) y de cizalla (fuerza de 5,9 Mpa, el módulo de 6,8 Mpa).



Figura 12.- Muestra de los bloques de hueso artificial y con la colocación de los diferentes MIOs.

### 5.1.2 Análisis

Los tests mecánicos se efectuaron en el laboratorio de Investigación científica de la Universitat Internacional de Catalunya bajo la supervisión del Prof. Dr Andreu Puigdollers. Los tests mecánicos de fuerza de arrancado, FA, (POS, pullout strength) y de torque de inserción, TI (insertion torque, IT) realizados, son similares a los realizados en la literatura científica por otros autores (68, 91, 94), utilizando también un hueso artificial (8). La FA y el TI se midió con los MIOs colocados a 8mm de profundidad, teniendo en cuenta que el grosor gingival oscila entre 3-5mm. Dicha inserción de los MIOs, se llevó a cabo sin fresa piloto previa, a una velocidad 12s/360°. La FA (10 idénticos MIOs para cada bloque) se midió con la **máquina de testar universal Galdabini 1890** servo-hidráulica (Italia) (Fig. 13). Las cabezas de los MIOs fueron fijadas y agarradas con un instrumento diseñado expresamente para este fin (Fig. 13), y el procedimiento de arrancado se realizó a una velocidad de 1mm / min.

## Material y métodos

---



Figura 13.- Máquina universal Galdabini 1890 servo-hidráulica y mecanismo de agarre para realizar la fuerza de arrancado o de extracción de los MIOs colocados a 8mm de profundidad.

La medición del TI (5 MIOs de cada marca comercial por bloque artificial), se llevó a cabo con la máquina digital **Mecmesin AFT** (0-500 N / cm, Inglaterra) (Fig. 14), y la medición de la fractura a la torsión, FT ( TF, torsional fracture) se realizó con la misma máquina pero en un bloque de metacrilato de dimensiones 120 x 90 x 25mm (5 MIOs de cada marca comercial). Este último test provoca un aumento del torque de inserción brusco, simulando una cortical gruesa y de elevada densidad y por lo tanto provoca la fractura de los tornillos durante el enroscado, siendo dicho test muy parecido al utilizado por otros autores<sup>91</sup>. La inserción de los MIOs en el metacrilato se realizó con una fresa piloto previa (0.5 - 1mm menor que el diámetro del MIO) a 8mm de profundidad y la FT se provocó a una velocidad de enroscado de 3seg. / 360° hasta provocar su fractura (Fig. 15).



Figura 14.-Máquina Mecmesin para medir el torque de inserción y para medir el torque de fractura



Figura 15.-Bloque de metacrilato para realizar las fracturas de torsión

### **5.1.3 Análisis estadístico de la Estabilidad Primaria**

Para detectar las diferencias entre FA, TI y FT entre los 12 diferentes diseños de MIOs y establecer múltiples comparaciones, se utilizó el análisis estadístico de ANOVA con Dunnett T3. Se calculó el coeficiente de correlación de Spearman ( $\rho$ ) para establecer relaciones entre la FA, TI y FT y las

## Material y métodos

---

diferentes características morfológicas entre los diferentes MIOs. Para comparar las diferencias entre los 3 tests y la forma de la espiga del tornillo (cilíndrico o cónico) se utilizó el T de Student impar. Los valores de  $P < 0.05$  se consideran estadísticamente significativos. Todos los análisis se llevaron a cabo con el programa estadístico y la versión SPSS 15.0 (SPSS Inc., Chicago, IL).

### 5.2 Estudio de la estabilidad estructural de los MIOs: Método computacional mediante elementos finitos

Marcé-Nogué J, Walter A, Gil LI, S, Puigdollers A. Finite element comparison of 10 orthodontic microscrews with different cortical bone parameters. *Int J Oral Maxillofac. Impls* 2103; 28: e177-e189.

#### 5.2.1 Material y método

Para el análisis computacional del comportamiento mecánico de los MIOs se han empleado los mismos diseños que en el estudio anterior. Los 10 MIOs estudiados son los etiquetados con los números: 1, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 10, 11, 12. Los MIOs con los números 2 y 9 no pudieron ser incluidos a tiempo en el estudio para su cálculo computacional.

El objetivo de la investigación<sup>1</sup> era determinar el comportamiento mecánico de los MIOs realizando un análisis de la estabilidad estructural mediante el **método de los elementos finitos** (MEF en castellano o FEM en inglés). El MEF es un método matemático de análisis computacional que permite hacer un estudio numérico de las distribuciones de tensiones y deformaciones en sólidos elásticos. La evaluación de las tensiones y las

---

<sup>1</sup> Esta parte de la investigación se efectuó con la colaboración de los investigadores Dr. Jordi Marcé y Dr. Lluís Gil del CER LITEM Laboratori per a la Innovació Tecnològica d'Estructures i Materials de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Departamento de Resistencia de Materiales y Estructuras en la Ingeniería, en la Escuela Superior de Ingenierías Industrial y Aeronáutica de Terrassa, con el apoyo.

deformaciones permite inferir cuál es el comportamiento resistente de las piezas al ser sometidas a esfuerzos mecánicos. Dichos resultados **permiten evaluar la seguridad de los diseños y tomar decisiones** acerca de la geometría, posición, colocación, etc. de los MIOs.

#### 5.2.1.1 El MEF en breve

Para poder realizar un análisis computacional del modelo de cada MIO mediante el método de elementos finitos MEF, **el ordenador transforma las formas continuas de los sólidos tridimensionales en puntos discretos** donde se va a exigir el cumplimiento de las leyes físicas del problema. Por ello, la primera etapa del análisis comprende la **generación de una malla** discreta que divide al dominio continuo en pedazos llamados elementos finitos. En esta nueva geometría, hecha a trozos, los nodos de la malla se convierten en elementos representativos del comportamiento del conjunto continuo. En ese momento, el método considera que si se conoce la respuesta del problema en los nodos, se está en condiciones de predecir el comportamiento en cualquier otro punto del dominio.

La discretización del modelo obtenido junto con la **asignación de las propiedades de los diferentes materiales y de las restricciones** que influyen en él, tiene como resultado la obtención de una malla. Para cada modelo se ha creado una malla de elementos tetraédricos y hexaédricos que está compuesta por un número discreto de puntos o nodos (Figura 16). Los **desplazamientos de los nodos**, serán las incógnitas fundamentales del problema que **permite el cálculo del análisis estructural** por elementos finitos.

Material y métodos

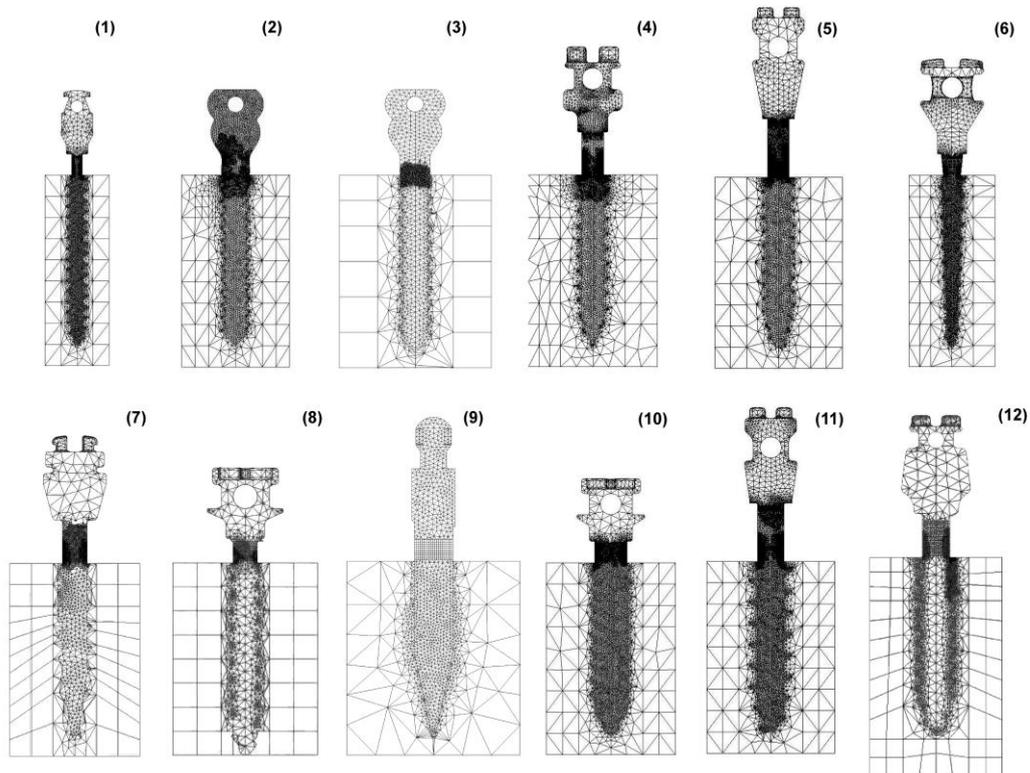


Figura 16.- Diseño de la malla con elementos finitos de los 12 MIOs analizados (se excluyeron del cálculo los MIOs nº 2 y 9).

A partir de las propiedades de los materiales y de la malla, el problema físico del continuo se transforma en un sistema de ecuaciones de la forma.

$$F = K \cdot u.$$

Donde  $F$  representa el conjunto de restricciones en forma de fuerzas que actúan sobre el dominio y se denomina vector de fuerzas y reacciones.  $K$  es la llamada matriz de rigidez que comprende la geometría, los materiales y la conectividad entre los diferentes pedazos de la discretización. Finalmente,  $u$  es el llamado vector de desplazamientos y contiene las restricciones en los movimientos y las incógnitas de los movimientos en los nodos de la malla.

Al aplicar las restricciones sobre las fuerzas y los desplazamientos se obtiene un sistema resoluble de ecuaciones y se está en condiciones de **determinar el movimiento de cada punto** del sólido a partir de cada pedazo de elemento finito.

Asimismo, en función de los desplazamientos nodales y de las propiedades constitutivas del material se puede definir el estado de deformación del elemento en cada punto del continuo. El cálculo de las tensiones en la estructura se determina aplicando directamente el valor de las deformaciones en la ecuación constitutiva elástica de cada material.

El estudio computacional se realiza en 3 fases empleando el software de cálculo por elementos finitos ANSYS.

#### **5.2.1.2 Fase de pre-procesamiento y preparación del modelo para análisis de MEF**

En esta fase se definen los modelos de cálculo de los distintos MIOs. Cada modelo de cálculo consta de una etapa de **generación de la geometría**, posteriormente se introducen las propiedades materiales, a continuación se definen las restricciones y se deja el modelo preparado para la etapa de cálculo.

##### **5.2.1.2.1. Geometrías**

Para generar la geometría del sólido objeto de análisis se sigue el siguiente procedimiento. En primer lugar se obtiene una imagen ampliada (x3- x5 aumentos) mediante técnicas de **microscopio óptico** (Carl Zeiss, Primo Star, Alemania) de los 10 MIOs que se van a estudiar. De esta forma se obtiene una **descripción morfológica de detalle** de las características geométricas del MIO. A partir de la imagen obtenida en el microscopio se

## Material y métodos

---

procede a generar una imagen virtual computarizada que denominamos geometría del modelo.

La imagen virtual se crea mediante un programa de apoyo tipo CAD. En el mercado existen numerosos productos de software que permiten **dibujar sólidos en 3D**, el único requisito es que el programa debe guardar la imagen virtual en un formato que posteriormente pueda ser leído por el programa de MEF; por ejemplo, DWG o IGES. En este estudio se empleó SolidWorks para generar la geometría y se guardó en formato IGES.

Se reprodujo la geometría 3D de cada MIO objeto de análisis intentando reproducir todos los detalles de curvaturas, roscados, superficies, etc. que se habían observado en el microscopio óptico.

En el análisis se debía introducir la interacción del MIO con el hueso. El MIO quedó definido con la estrategia anterior. Para introducir el hueso se creó un bloque de tipo paralelepípedo en cuyo interior se insertó el MIO. De esta manera quedaron definidos dos dominios del problema, el MIO y el bloque de hueso.

### 5.2.1.1.2 Propiedades de los materiales

Para realizar la simulación y el cálculo de la estabilidad estructural es necesario introducir las propiedades mecánicas de los diferentes materiales que interaccionan en el problema. Dado que la simulación se realizará en el ámbito de la elasticidad, las propiedades mecánicas relevantes del problema son: el **módulo de elasticidad de Young (E)** que mide la elongación de los materiales y el **coeficiente de Poisson ( $\nu$ )**<sup>113,114</sup> que mide la contracción lateral del material en una dirección perpendicular a la elongación. Los valores asociados a los huesos que se van a emplear en el análisis se han obtenido de la literatura científica<sup>114,121</sup>(Tabla 2).

	E [MPa]	$\nu$
Hueso cortical	17000	0,3
Hueso esponjoso	90	0,3
Titanio quirúrgico	110000	0,35

Tabla 2.- Propiedades mecánicas de los materiales usados en el modelo 3-D de elementos finitos.

### 5.2.1.2.3 Restricciones en el análisis

Las restricciones que se han introducido en el modelo para realizar los análisis han comprendido la aplicación de una **carga lateral de 1 N a 8 y 6 mm de profundidad con un grosor de cortical ósea (GCO) de 1, 2 y 3 mm.**

Asimismo, se ha considerado que el efecto del MIO es local y por consiguiente, en el contorno externo del bloque que representa el hueso se han tomado todos los movimientos como impedidos. La idea es equivalente a pensar que el hueso es un dominio casi infinito comparado con la zona puntual donde está aplicado el MIO.

Para mejorar la simulación y analizar la sensibilidad de la unión entre el MIO y el hueso se ha definido el comportamiento del contacto de las superficies de interfase (Fig. 17). En términos generales, dos superficies separadas entre 2 materiales distintos se consideran que están en contacto mutuo cuando cada material permanece en contacto de una forma tangencial sin que se produzca penetración entre ambos. Así, la superficie de contacto entre el titanio del MIO con el hueso esponjoso se ha modelado como una unión fija, pegada o de tipo de osteointegración, mientras que la unión con el hueso cortical se ha realizado un contacto de fricción entre superficies.

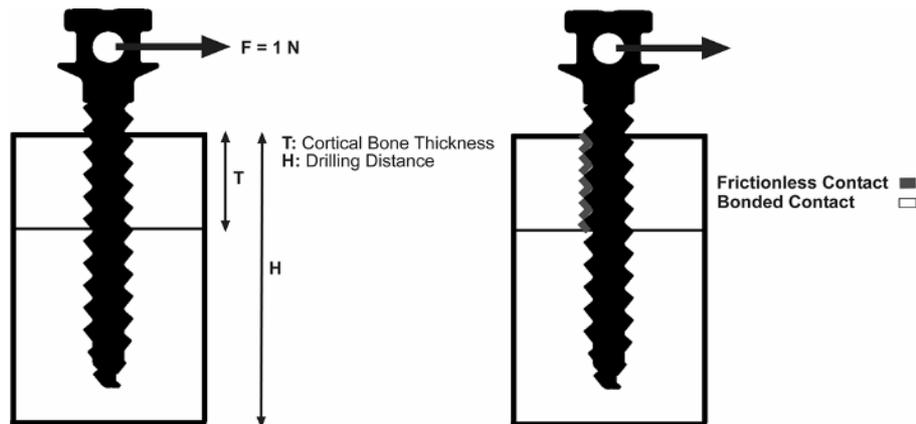


Figura 17.- (a) Parámetros Geométricos estudiados en el hueso cortical y (b) contactos aplicados en el modelo de elementos finitos

Por tanto, el contacto de osteointegración entre los 2 cuerpos se caracteriza por tener una adherencia perfecta y no dejar microespacios. Con estas condiciones no es necesario añadir ninguna ley de fricción. Por contra, en la zona de contacto con el hueso cortical se caracteriza por presentar pequeños microespacios y permite un deslizamiento tangencial entre las superficies. En este segundo escenario se ha definido un contacto de tipo menor según la ley:

$$F \text{ tangencial} = K \text{ normal} \times \text{penetración} + \mu.$$

### 5.2.1.3 Fase de análisis o cómputo de la solución:

#### 5.2.1.3.1. Convergencia de la malla

La calidad de solución en el MEF depende de la llamada calidad de malla. Una malla grosera representará una aproximación burda al problema y

conducirá a resultados lejanos a la realidad del continuo. Por el contrario, una malla densa aumentará la cantidad de incógnitas y, a pesar de mejorar el resultado, puede ser computacionalmente cara en tiempo.

Para realizar los cálculos se partió de una malla inicial poco densa que se generó automáticamente desde el menú de generación de malla del problema. Posteriormente, el propio programa ANSYS refinó de forma automática la malla para buscar la mejora en la solución. Como parte del proceso de solución se emplearon herramientas de convergencia del propio software (el llamado método adaptativo h). La estrategia h consistió en aumentar la densidad de malla y modificar el tamaño de los elementos sin variar el grado de polinomio de la aproximación. El software de simulación de elementos finitos controla el nivel de precisión de los resultados a partir de las tensiones objetivas seleccionadas; asimismo, emplea un motor para identificar y refinar el modelo en aquellas zonas dónde la solución mejora con un remallado de mayor intensidad. En este caso, la malla de la caña fue objeto de especial atención ya que es el lugar dónde se deseaba evaluar el estado de tensiones con mayor precisión.

La norma de error de la malla está basada en el criterio de energía de Zienkiewicz-Zhu y se aplicó sobre las distribuciones de tensiones y se controló su valor en cada elemento para acotar y mejorar la convergencia<sup>107</sup>. Cuando el valor de la norma no era satisfactorio en un elemento particular (Ecuación 1) se creaba una nueva malla refinada para evaluar de nuevo los valores de tensión.

$$\left( \frac{\sigma_{i+1} - \sigma_i}{\sigma_i} \right) < \left( \frac{e}{U + e} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (\text{Ecuación 1})$$

En esta ecuación 1, el índice “i” denota el número de iteración, “σ” es la tensión de Von Mises, “e” es el error de la energía y “U” es la energía de deformación. Estos resultados se compararon entre las iteraciones “i” e “i + 1”. La iteración incluyó un análisis completo en el que se realizaron un estudio adaptativo tipo h para remallado y resolución del modelo. El error de energía se

## Material y métodos

obtuvo de la evaluación de los valores de tensión en los nodos de los  $N$ -elementos del dominio (Ecuación 2), donde  $D$  es la matriz de tensión-deformación y  $\Delta\sigma$  el vector de error en tensiones. En  $\Delta\sigma$  (Ecuación 3), se obtiene el valor del vector de la tensión del nodo  $n$ -ésimo del elemento  $i$ -ésimo, para dicha expresión la  $\sigma$  es el vector de tensiones y para evaluar el vector promedio de tensiones en el nodo  $n$  se consideran el número de elementos  $N_e$  de conexión con el nodo  $n$ -ésimo.

$$e = \sum_{i=1}^N \frac{1}{2} \int_V \Delta\sigma^T D^{-1} \Delta\sigma dV \quad (\text{Ecuación 2})$$

$$\Delta\sigma_n^i = \frac{\sum_{i=1}^{N_e} \sigma_n^i}{N_e} - \sigma_n^i \quad (\text{Ecuación 3})$$

El análisis del cálculo de la estabilidad estructural se efectuó con la ayuda del **software Package ANSYS 12.0**. Los resultados obtenidos se expresaron en términos de desplazamientos, deformaciones y tensiones. Los desplazamientos representan los movimientos relativos que tiene el MIO con respecto de la masa ósea. Se han definido tres partes donde se considera interesante el análisis del MIO (Fig. 18):

Parte A: Desplazamiento desde la parte más externa del tornillo

Parte B: Desplazamiento desde donde se aplica la fuerza

Parte C: Desplazamiento registrado de la parte extraósea del tornillo más adyacente al hueso

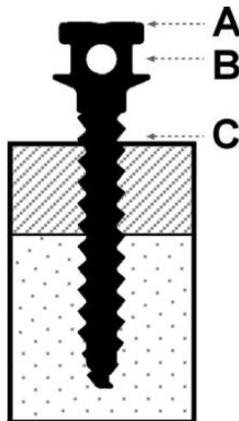


Figura 18.-Puntos específicos del tornillo donde se registran los desplazamientos ante una carga lateral.

El otro tipo de resultados representativos corresponde a la obtención de resultados numéricos para las deformaciones ( $\epsilon$ ) y las tensiones ( $\sigma$  equivalente mediante criterio de Von Mises).

Debe tenerse en cuenta que el ángulo de incidencia de la fuerza perpendicular aplicada es un parámetro aleatorio (Fig.19).

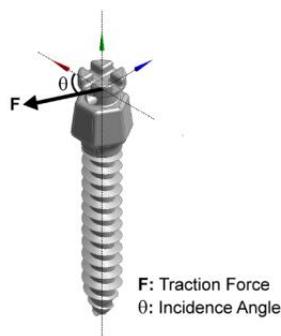


Figura 19.-Modelo del ángulo de incidencia en la fuerza de tracción

Esto es debido a que en un corte transversal de un MIO la superficie es irregular (cambio en la geometría) y que el ángulo de incidencia utilizado varía entre 0 y 360° y es irremediamente aleatorio. Por tanto, el resultado puede ser muy diferente (Fig. 20). Por esta razón, y teniendo en cuenta los diferentes resultados que pueden obtenerse al variar el ángulo de incidencia, se lleva a

Material y métodos

cabo un análisis estadístico para cada posición diferente de cada MIO, y los resultados obtenidos se analizan en una distribución normal con su correspondiente desviación estándar (Fig. 21).

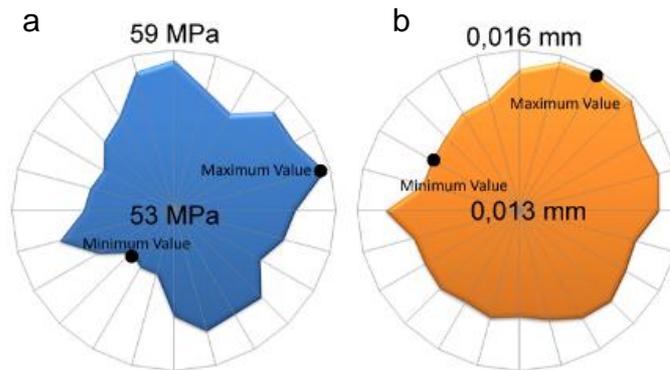


Figura 20.-Variaciones de (a) los valores máximos de estrés de von Mises a nivel del cuello de la espiga y (b) y de las deformaciones totales máximas a nivel de la cabeza del MIO dependiendo del ángulo de incidencia de la fuerza para el modelo n.º 4.

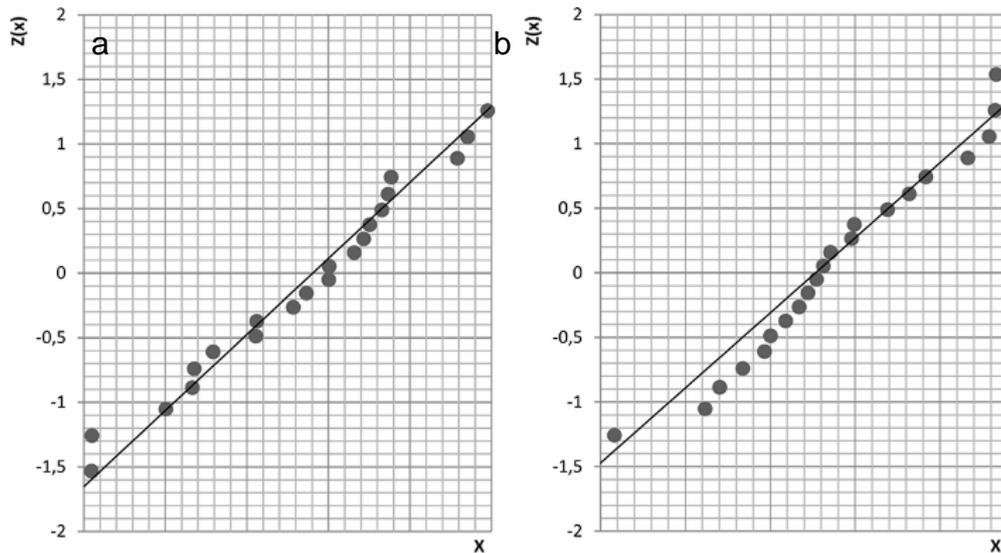


Figura 21.-Función de la distribución acumulativa para (a) el máximo estrés de Von Mises en la espiga y (b) de las deformaciones máximas para el MIO Nr.4.

### 5.2.1.4 Fase de visualización

Los resultados numéricos pueden ser estudiados utilizando **herramientas visuales** dentro del ambiente de FEA para ver y para identificar completamente las implicaciones del análisis (Fig. 22). Herramientas numéricas visuales y **gráficas** permiten la localización precisa de la información tanto de las tensiones mecánicas (MPa) como los desplazamientos (mm, Deformation en inglés) al ser mejor identificadas (Fig. 22).

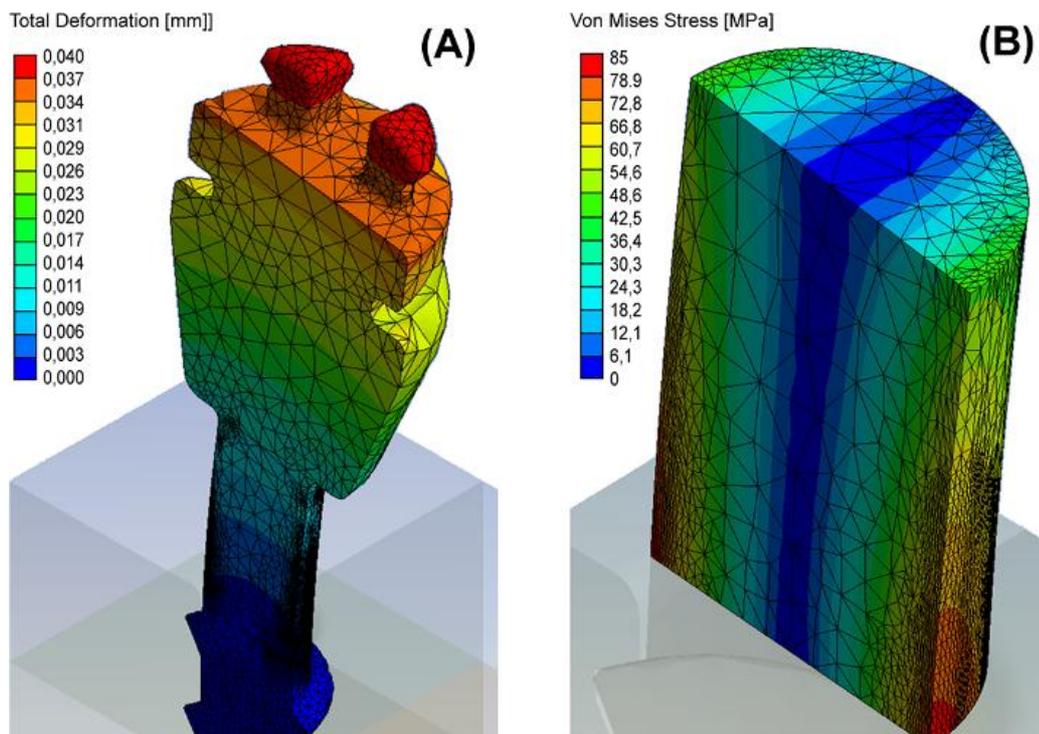


Figura 22.-Ejemplo de simulación de elementos finitos que calcula deformaciones (a) y estrés (b) en la estructura del MIO

### 5.3 Estudio de la estabilidad de los componentes del brazo anterior de los disyuntores híbridos (MIOs + aditamentos + alambres) hasta el límite de su resistencia mecánica ante una carga lateral:

European Journal of Orthodontic 2016. Walter A, Winsauer H, Mojal S, Puigdollers A. Stability determinants of the bone-borne force transmitting components used in three different RME hybrid hyrax expanders– an in vitro study

#### 5.3.1 Material y Métodos

Este estudio *in vitro* pretende estudiar el comportamiento mecánico y la morfología del brazo anterior de aquellos disyuntores híbridos (DHs) óseo-soportados que van colocados en el paladar anterior a una profundidad de inserción del MIO de 8mm (Fig. 23).

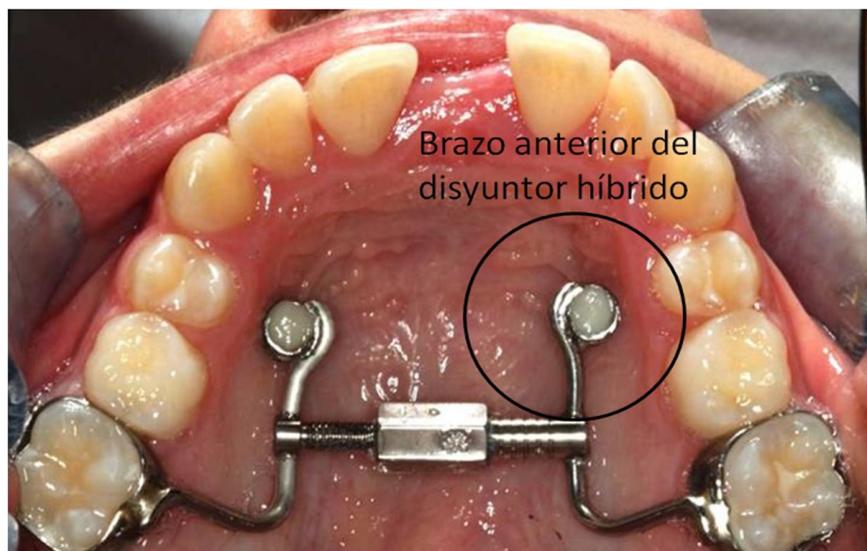


Figura 23.-Disyuntor híbrido óseo-soportado. En círculo se observa el brazo anterior "estándar" de un disyuntor híbrido.

El DH tiene en la parte central un tornillo de expansión por donde se realizan las activaciones del aparato y también está formado por unos brazos anteriores y otros posteriores por donde se transmite la fuerza de expansión. Los brazos anteriores, que también se denominan sistema transmisor de la fuerza (STF), están constituidos por 3 elementos: el MIO de 2mm de diámetro, el aditamento y el alambre de sujeción, mientras que al tornillo de expansión se le denomina sistema creador de la fuerza (SCF).

El SCF en este estudio es el brazo de carga de la máquina Galdabini que aplica una fuerza lateral a una cierta distancia sobre el STF (brazo anterior) y genera unas fuerzas y momentos que son objeto de estudio en este trabajo (Fig. 24 a y b).

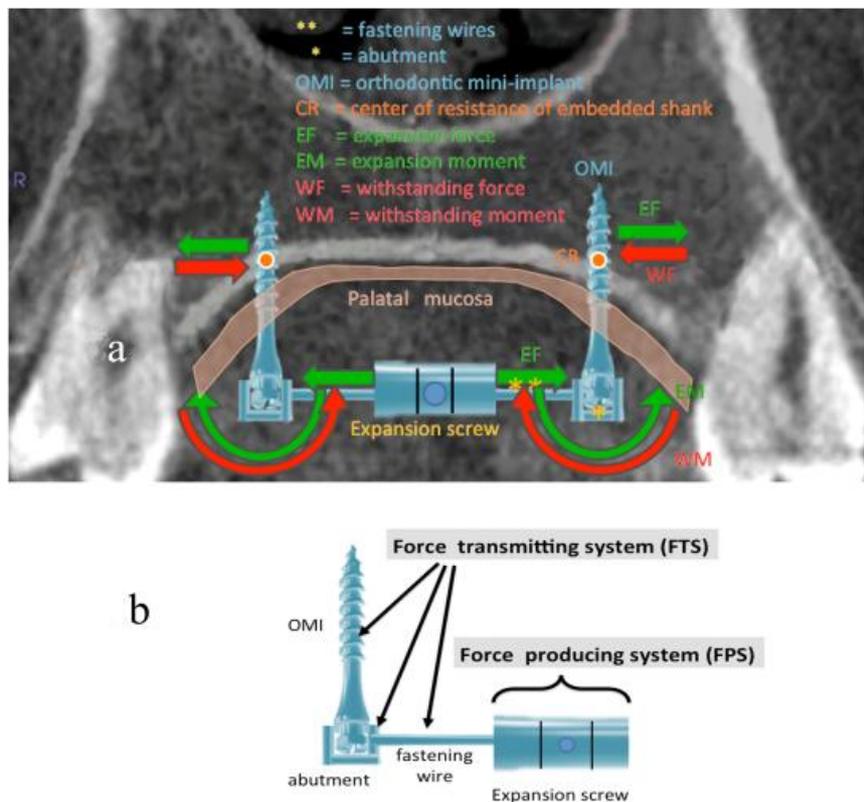


Figura 24.- Esquema y representación del Sistema transmisor de la fuerza (STF o brazo anterior del DH) y del sistema creador de la fuerza (SCF, tornillo de expansión o brazo de la máquina Galdabini), (a) momentos y fuerzas generadas durante una carga lateral, (b) componentes del STF (MIO+ aditamento + alambre de sujeción).

## Material y métodos

Los DHs con anclaje óseo en el paladar anterior que cumplen los criterios de inclusión son 3:

- a) DH del Dr. Wilmes (PSM<sup>®</sup> con MIO n<sup>o</sup> 11) (Fig. 25 a)
- b) DH del Dr. Ludwig (Forestadent<sup>®</sup>, con un MIO nuevo en este estudio) (Fig. 25 b)
- c) DH del Dr. Winsauer (Jeil Medical<sup>®</sup>/ Tiger Dental<sup>®</sup>, con el MIO n<sup>o</sup> 10) (Fig. 25 c).

Otros disyuntores y diseños óseo-soportados se han excluido de este estudio (Moon expander y Lagravère expander) ya que su anclaje óseo se sitúa a una profundidad menor de 5 mm y a nivel del paladar posterior.



Figura 25.- DHs óseo-soportados en la parte anterior del paladar, (a) diseño del DH del Dr. Wilmes con marca comercial PSM<sup>®</sup>, (b) diseño de DH del Dr. Ludwig con la marca comercial de Forestadent<sup>®</sup> y (c) diseño de DH del Dr. Winsauer con la marca comercial Jeil Medical – Tiger Dental (JM<sup>®</sup> / TD<sup>®</sup>).

Para este estudio se han utilizado **70 brazos anteriores** compuestos por: MIOs, aditamentos y alambres de sujeción. En todos los test el alambre ha sido Dentaurum<sup>®</sup> 1.5 de acero inoxidable (Ispringen, Alemania). Se han distribuido de la siguiente manera para realizar la carga lateral:

- 18 brazos anteriores ( 6 para cada marca comercial) con un alambre de sujeción “**estándar**” o **simple** (Fig. 25 a-c). Este alambre con estas dimensiones es el utilizado de forma rutinaria en los DH convencionales.

- 30 brazos anteriores **reforzados con doble alambre** de sujeción (10 para cada marca comercial) donde los alambres estándar están colocados **“uno al lado del otro”** (Fig. 26 c, 27 b).

- 12 brazos anteriores **reforzados con doble alambre** de sujeción que están colocados **“uno al lado del otro”** pero con **aditamentos de PSM modificados** ( 6 para cada una de las 2 versiones). La modificación se realizó para tener en el estudio un control de las variables (Fig. 27 c).

Por último se realizó en la máquina Galdabini el test de flexión mecánico (ISO 15841:2006, Spain) con 3 puntos de apoyo (separación de 14mm entre extremos) tanto para el alambre estándar como para los alambres dobles. Con este test se obtuvo el diagrama de carga / flexión para conocer mejor las propiedades mecánicas de los alambres.

El **alambre estándar** fue sometido a **dos pruebas**, con tres cargas en cada una, que son: a) **test de flexión mecánico con 3 puntos** de apoyo donde el mandril de la máquina Galdabini realiza la deformación en la parte central del alambre (Fig. 26 a, y b) test con la activación del propio tornillo de expansión donde el tornillo de actúa de manera muy parecida al propio mandril de la máquina Galdabini ( Fig. 26 b).

Los **alambres dobles** fueron también sometidos a **dos pruebas** en el test de flexión con 3 puntos de apoyo ( Fig. 26 c y d), con tres cargas en cada una: a) el test con los dos alambres colocados en la posición **“uno al lado del otro”** donde el mandril de la máquina Galdabini realiza la deformación en la parte central (Fig. 26 c) y b) el test con los alambres colocados **“uno encima del otro”** donde el mismo tornillo de expansión realiza la carga durante sus activaciones (Fig. 26 d). En esta última colocación de los alambres, el SCF es el tornillo de expansión, que durante su activación actúa de una manera muy parecida al mandril o brazo de carga de la máquina Galdabini. Este test pretende averiguar cómo influye la colocación de los 2 alambres de sujeción en la rigidez con respecto al brazo alámbrico estándar. Finalmente, hay que tener

## Material y métodos

en cuenta que **los tests de carga lateral realizados con doble alambre en los brazos anteriores del los DHs en este estudio se realizaron exclusivamente con los alambres colocados “uno al lado de otro”**. El trabajo con los alambres posicionados “uno encima del otro” no se ha realizado en este momento ya que formará parte de un estudio posterior.

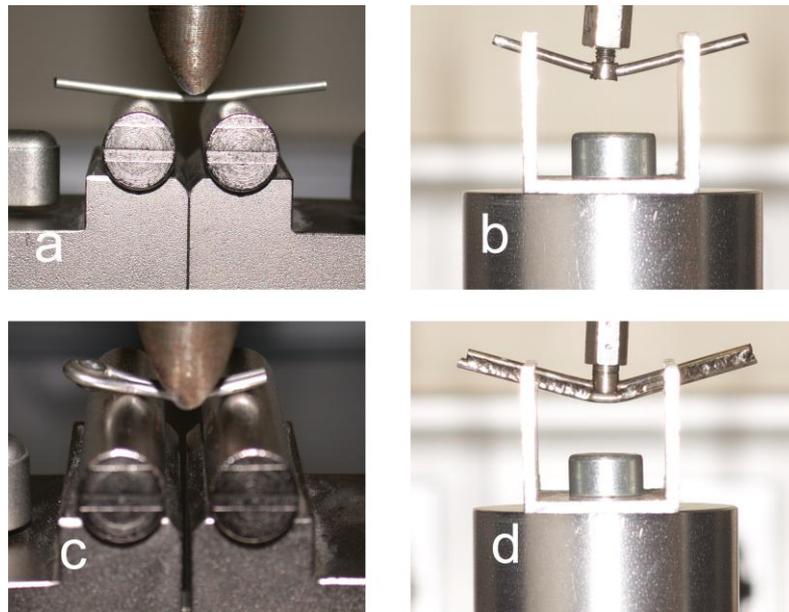


Figura 26.- Test de flexión con 3 puntos de apoyo realizado en la máquina Galdabini. con alambre de 1,5 mm de diámetro (a) test con mandril y con un alambre estándar (b) test con tornillo de expansión y con un alambre estándar (c) test con mandril y con doble alambre (1,5 mm de diámetro cada uno) colocados cada alambre “uno al lado del otro” durante la carga, (d) test con tornillo de expansión (simulando mandril de carga) y con los alambres “colocados uno encima del otro” durante la carga.

### Aditamentos:

El alambre de sujeción de cada brazo anterior se une al aditamento de cada sistema mediante una soldadura láser en frío (Dentaurum<sup>®</sup> Desktop Compac, Ispringen, Alemania).

Cada MIO presenta un **aditamento** que es diferente en cada marca comercial cuya unión a la cabeza del MIO puede realizarse de forma enroscada

(PSM<sup>®</sup>) o cementada (Forestadent<sup>®</sup> y JM/TD<sup>®</sup>) (Fig. 27 a y b). La **unión enroscada**, fija el aditamento con un pequeño tornillo de conexión interno, como se aprecia en el sistema de PSM<sup>®</sup>. El sistema de Forestadent<sup>®</sup> presenta la **unión cementada** del aditamento con forma de capuchón sobre la cabeza del MIO. El cemento que se utiliza en este sistema es un cemento de composite autopolimerizable (Reliance phase II<sup>®</sup>, USA.). El aditamento que utiliza el sistema de Jeil, es un collar o cilindro (Tiger dental<sup>®</sup>) que se fija y adapta a la cabeza del MIO también con una unión tipo cementada (Fig. 27 a). El brazo anterior (unión del MIO con su correspondiente aditamento y doble alambre de conexión) de cada marca comercial que se estudió se presenta en la figura 27 b. Debido a que el sistema de PSM<sup>®</sup> presenta una conexión enroscada parcial, se han realizado unas **modificaciones en los aditamentos** para conseguir una fijación equivalente a los otros sistemas como un control de las variables del estudio (Fig. 27 c). Estas modificaciones son por un lado el aditamento enroscado original de PSM alargado y el aditamento cementado de Tiger Dental<sup>®</sup> adaptado a la cabeza del MIO de PSM<sup>®</sup> (ver descripción más adelante).



Figura 27.- (a) MIOs y sus correspondientes aditamentos antes de su colocación, (b) brazos anteriores con doble alambre “ uno al lado del otro” del DH de los 3 sistemas testados y (c) aditamentos del tornillo de PSM modificados con una versión alargada enroscada (foto de la izquierda) y una versión alargada cementada ( las 2 fotos de la derecha).

### 5.3.2 Análisis y medición del comportamiento mecánico del brazo anterior de los 3 sistemas de DHs ante una carga lateral extrema.

El test de carga lateral del brazo anterior del DH tanto para un alambre estándar como para 2 alambres colocados “uno al lado del otro” se realizó con la máquina Galdabini, donde el brazo de carga de la máquina sujeta la estructura alámbrica (uno o dos alambres). Dicho brazo de carga realiza en el **test un desplazamiento de hasta 6mm**, simulando la activación del tornillo de expansión (Figura 28 a-c.)

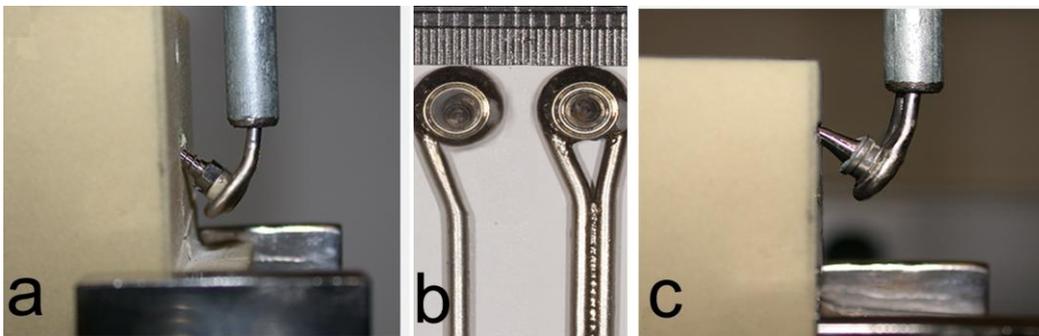


Figura 28.- Brazo anterior del DH unido al brazo de carga de la máquina Galdabini durante una carga lateral donde (a) la simulación se realiza con un simple o **alambre estándar**, (b) los aditamentos están soldados con un alambre o con 2 alambres y (c) la simulación se realiza con **2 alambres colocados “uno al lado del otro”**.

Para la simulación *in vitro* de la carga lateral, los MIOs han sido introducidos en **bloques de hueso artificial** ( Sawbones<sup>®</sup>, 30 pcf, USA) a una profundidad de 8mm (Fig. 28 y 29 a).

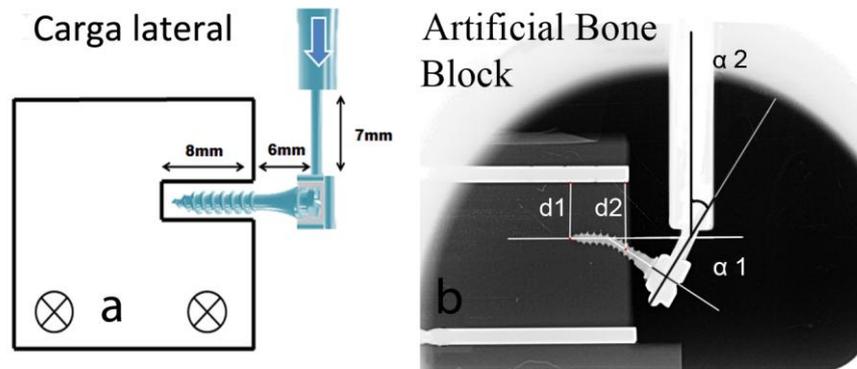


Figura 29. (a) Imagen de la aplicación de la carga lateral del brazo anterior del DH con las mediciones de profundidad de inserción del MIO y la longitud del brazo de palanca, y (b) imagen radiográfica que muestra las deformaciones (MIO, aditamento y doble alambre) del brazo anterior del DH con los puntos y ángulos de medición analizados en relación a líneas de referencia.

La parte que sobresale del MIO con su correspondiente aditamento donde se aplica la fuerza es de 6 mm para todas las pruebas y actúa como **brazo de palanca**, y es procedimiento muy similar al realizado *in vivo* durante las activaciones del aparato expensor (Fig. 28 a y 29).

Se realizaron además, 6 **pruebas radiográficas de los brazos anteriores con doble alambres** de cada tipo de brazo anterior a 0, 3 y 6mm de recorrido de carga. Dichas pruebas radiográficas permiten observar, medir y cuantificar movimientos y deformaciones durante la carga lateral entre los diferentes sistemas para valorar mejor su comportamiento mecánico. Para ello, cada bloque de hueso artificial, posee un testigo radiológico horizontal (broca de 2mm de diámetro) perfectamente paralela al MIO de 2,5 mm de diámetro y a una distancia separada de 7mm. La **distancia 1 (d1)** mide la distancia comprendida entre la punta del MIO y el borde inferior del testigo radiológico o línea de referencia. La **distancia 2 (d2)** mide la distancia vertical en la superficie externa del bloque entre la línea de referencia horizontal y el centro del MIO. El **ángulo  $\alpha 1$  ( $\alpha 1$ )** mide el ángulo formado entre la línea horizontal inicial del eje del MIO antes de la carga y después de la carga a 3 y 6mm de recorrido. Este ángulo mide el grado de deformación del MIO. El **ángulo  $\alpha 2$**

( $\alpha_2$ ) mide el ángulo comprendido entre los alambres de sujeción y el brazo de carga de la máquina de Galdabini que inicialmente es cero ya que los alambres de sujeción son una continuación del brazo de carga. Este ángulo mide el grado de deformación de los alambres de sujeción durante la carga (Fig. 29 b).

### 5.3.3 Medición con microscopía electrónica de barrido (MEB) del solapamiento del aditamento con la cabeza del MIO y del diámetro interno del MIO a nivel de cuello.

Las imágenes tomadas con microscopía electrónica de barrido **MEB** (scan electron microscope = SEM), permiten cuantificar y analizar los diámetros internos de los MIOs y además permiten visualizar **y medir la cantidad de solapamiento** entre la conexión del aditamento con la cabeza del MIO (Fig. 30 a-d) para los 3 sistemas analizados. Los aditamentos cementados de Forestadent® y de Tiger Dental® presentan un **solapamiento completo** sobre la cabeza del MIO (Fig. 30 b y c), mientras que el aditamento de PSM® original sólo es **parcial** (Fig. 30 a). Debido a esta última característica, se realizaron y modificaron los aditamentos para el tornillo de PSM con el fin de asegurar un solapamiento completo y asegurar un control de las variables en el estudio.

Los **diámetros internos** de los diferentes MIOs se han medido a 4 mm por debajo del cuello, que se corresponde al punto de unión del tornillo con el hueso (Fig. 30 d).

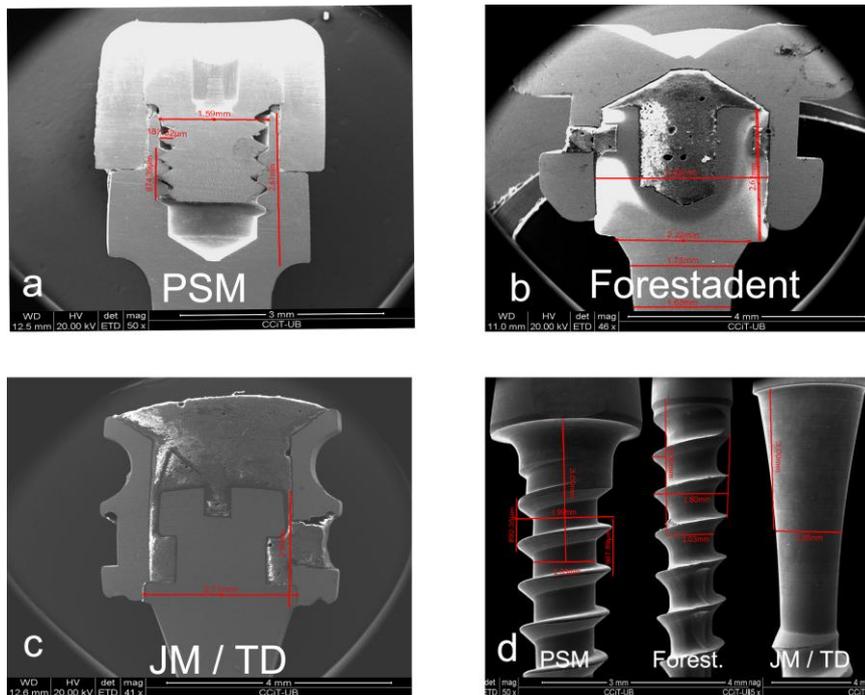


Figura 30. Imágenes (x50) y mediciones con MEB de los aditamentos, solapamientos y diámetros de los MIOs. (a) aditamento de PSM<sup>®</sup> (Dr. Wilmes) con **solapamiento parcial** y fijación con tornillo, (b) aditamento de Forestadent<sup>®</sup> (Dr. Ludwig) con unión cementada y **solapamiento completo** (c) aditamento de JM / TD<sup>®</sup> (Dr. Winsauer) con unión cementada y **solapamiento completo** y (d) mediciones de los diámetros internos a 4 mm de profundidad desde la base de la cabeza del MIO.

### 5.3.4 Control de las variables :

Se escogieron 12 tornillos de PSM<sup>®</sup> y se efectuaron las siguientes modificaciones con 2 versiones. En la *versión enroscada* se alargó el aditamento de PSM<sup>®</sup> original al unir el segmento mas distal del adaptador de contraángulo por medio de soldadura láser (Fig. 31 a). La *versión cementada* alargada (Fig. 31 b) consistió en adaptar el aditamento cilíndrico de Tiger Dental<sup>®</sup> sobre la cabeza del MIO de PSM<sup>®</sup> después de mínimos ajustes de limado en dicha zona (Fig. 31 c). De esta forma se consiguió un solapamiento completo de los aditamentos alargados sobre la cabeza del MIO de PSM<sup>®</sup>.

## Material y métodos

Estas versiones de los aditamentos alargados y modificados de **PSM-BLA**, (cementada o bonded length abutment), y **PSM-SLA** ( enroscada o screwed on length abutment) permiten realizar un control de las variables en el test de resistencia máxima de carga lateral. Estas versiones modificadas también fueron sometidas a MEB para analizar y cuantificar su solapamiento (Fig. 31 a y b).

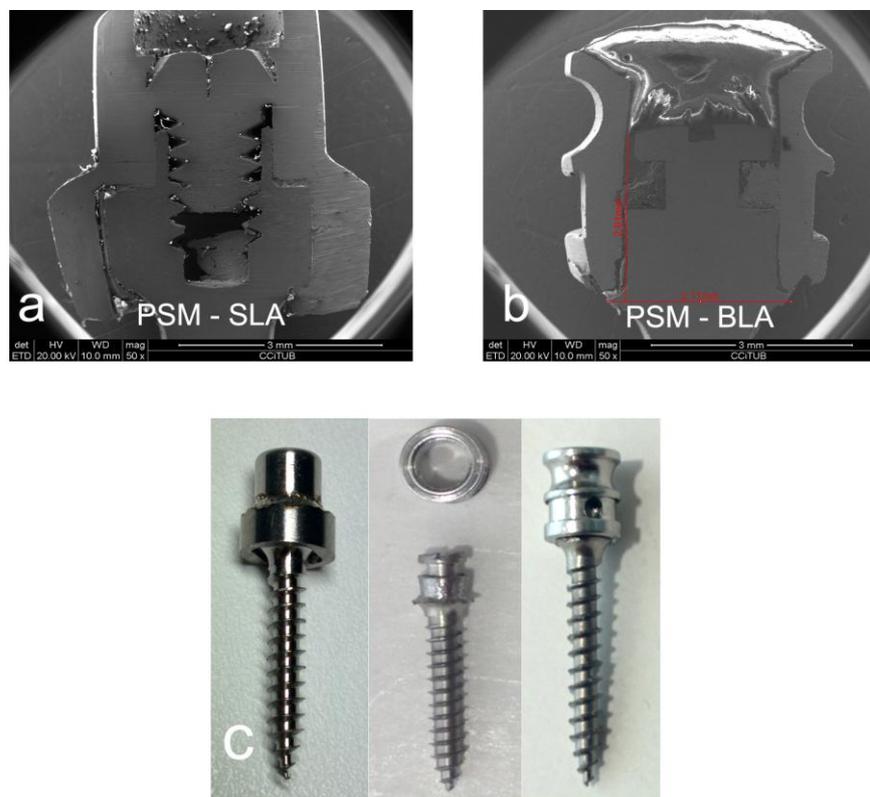


Figura 31. Imágenes del control de variables para los aditamentos modificados que van colocados sobre el MIO de PSM, donde (a) se muestra la versión enroscada con MEB, (b) se muestra la versión cementada con el aditamento de Tiger Dental y (c) visión macroscópica de ambos aditamentos sobre el MIO de PSM.

Resultados

---

## **6 RESULTADOS :**

Resultados

### 6.1 Estudio de la estabilidad primaria de los MIOs

Walter A, Winsauer H, Marcé-Nogué J, Mojal S, Puigdollers A. Design characteristics, primary stability and risk of fracture of orthodontic mini-implants: Pilot scan electron microscope and mechanical studies. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2013 Sep 1;18 (5):e804-10.

Los MIOs se han clasificando en pequeños ( $\varnothing$  1.2-1.4mm), medianos ( $\varnothing$ 1.5-1.7mm) y grandes ( $\varnothing$ 1.8-2.0mm) según el diámetro externo. Sus características morfológicas (diámetro externo, diámetro interno, conicidad, la relación entre el diámetro externo e interno, la profundidad de rosca, el ángulo de la rosca y el paso de rosca) son analizadas con MEB y los resultados se detallan en la tabla 3. Las magnificaciones de las roscas y diseños de los MIOs analizados por MEB a 30 y 100 aumentos presentan una gran variabilidad y acabados muy diferentes, y estos valores se muestran en la figura 32.

MIO Nr.	Paso rosca mm	Rosca			Longitud (mm)			Diametros (mm)		ratio (%) D2-D1/D2x100	Conicidad (2-8 mm) %
		Prof. mm	Angulo grados	Nr. at 8mm	L1	L2	L3	D1	D2		
1	0.5	0.24	60	16	12.53	11.25	9.00	0.73	1.21	40%	0.75%
2	0.6	0.19	40	14	11.60	11.30	8.00	0.87	1.25	30%	2.83%
3	0.6	0.18	40	14	11.60	9.30	6.00	1.02	1.38	26%	5.15%
4	0.7	0.24	35	11	13.82	12.50	10.00	0.96	1.44	33%	0.16%
5	0.625	0.25	50	13	16.00	14.15	11.00	0.92	1.42	35%	0.6%
6	0.7	0.27	35	11	12.60	12.10	9.00	0.89	1.43	38%	6.1%
7	1.0	0.27	40	8	14.11	12.50	10.00	1.08	1.62	33%	4.13%
8	0.7	0.235	50	11	12.20	10.75	9.00	1.10	1.57	30%	1.1%
9	0.6	0.12	45	14	14.10	13.50	10.00	1.48	1.69	20%	10%
10	0.7	0.30	50	11	12.30	10.75	9.00	1.34	1.94	30%	1.3%
11	1.0	0.385	50	8	15.25	13.40	11.00	1.12	1.87	40%	0.6%
12	0.7	0.32	35	11	14.31	13.40	10.00	1.30	1.94	35%	0.7%

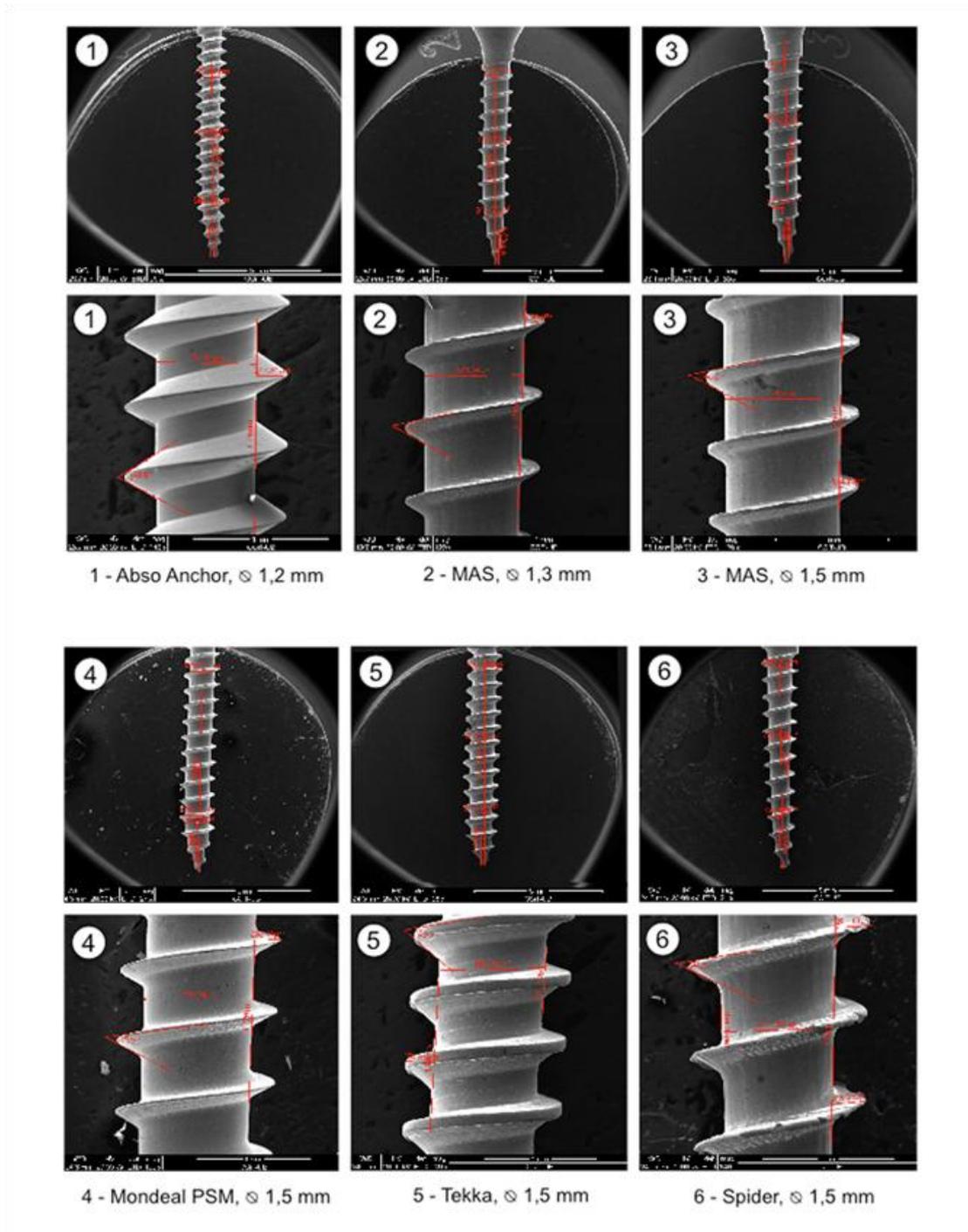
D2-D1/D2x100: proporción de la rosca en relación al diámetro total del MIO D2

Valores de conicidad medidos con SEM entre 2 y 8mm de la espiga del tornillo (D1) según la siguiente fórmula:

Conicidad= D2-D1/ 6 x 100. Valores <1% son considerados como MIOs con forma cilíndrica.

Tabla 3: Características morfológicas y mediciones de microscopía electrónica de 12 MIOs analizados en relación a sus diseños, longitudes, diámetros y análisis de las espiras. D2-D1/D2x100: Proporción de la profundidad de la rosca en relación al diámetro total del MIO D2.

Para la valoración de la conicidad se ha calculado con MEB el diámetro interno del tornillo (D1) entre los 2 y 8mm de profundidad según la siguiente fórmula:  $\text{Conicidad} = \frac{D2 - D1}{6\text{mm}} \times 100$ . Valores  $< 1\%$  son considerados como tornillos cilíndricos.



Resultados

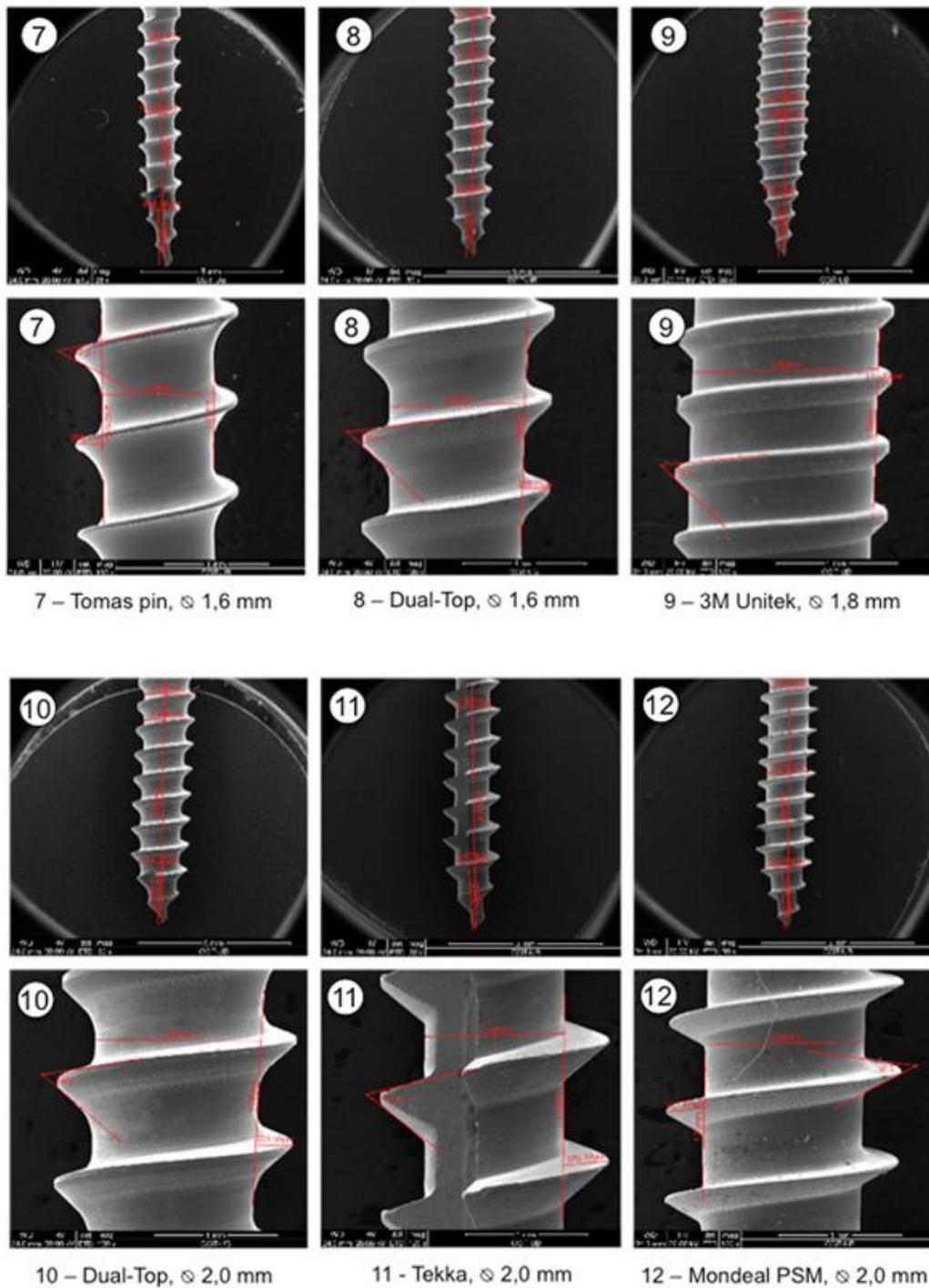


Figura 32: Imágenes de las roscas y de las formas de los 12 MIOs analizados con la ayuda de la MEB a 30 y a 100 aumentos.

De los resultados obtenidos en los test de fuerza de arrancado (FA), podemos establecer que en general son muy dependientes del diámetro del MIO, aunque los valores de FA del MIO nº 1 se acercan a valores correspondientes al grupo de MIOs de tamaño medio. En referencia al torque de inserción (TI), existen MIOs con un comportamiento mecánico con valores próximos o inferiores a 10 Ncm (nº 1, 2, 4, 5 y 6) y otros con valores mayores de 10 Ncm (nº 3, 7-12). En cuanto a la fractura a la torsión (FT), existen MIOs que se fracturan entre 8-16 Ncm, y existen otros MIOs que se fracturan entre 22- 48 Ncm (Fig. 33).

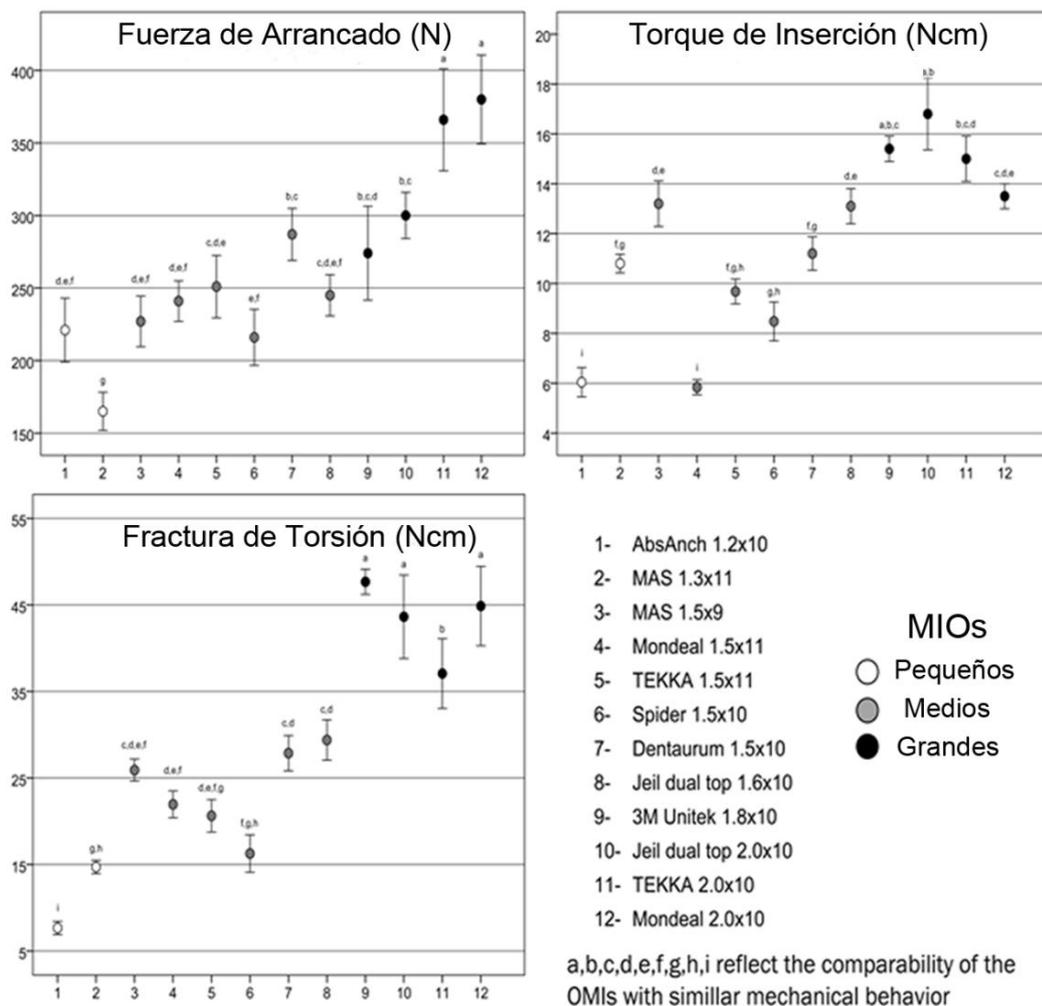


Figura 33.- Valores de las pruebas mecánicas de los 12 MIOs analizados en relación a TI, FA y FT

Resultados

Las correlaciones estadísticas entre las diferentes características morfológicas y los diferentes test mecánicos realizados se detallan en la tabla 4. donde se muestran los correspondientes 12 MIOs, los MIOs de tamaño medio y los de tamaño grande. No se realizaron las correlaciones en los MIOs de tamaño pequeño debido al reducido número de MIOs (sólo 2).

		12 MIOs			MIOs medios			MIOs grandes			
		FA	TI	FT	FA	TI	FT	FA	TI	FT	
<b>Forma (**)</b>	Cilindrico	Mean (SD)	291 (72.1)	10.0 (3.88)	26.5 (13.6)	246 (18.4)	7.76 (2.1)	21.3 (1.8)	373 (32.8)	14.3 (1.1)	41.0 (5.8)
	Conico (> 1%)	Mean (SD)	245 (47.6)	12.7 (7.43)	29.4 (12.0)	244 (31.9)	11.5 (2.1)	24.9 (5.6)	287 (28.1)	16.1 (1.3)	45.7 (4.0)
		p-value	<0.001	0.002	0.384	0.731	<0.001	0.015	<0.001	0.002	0.049
<b>Angulo (*)</b>		$\rho$	0.003	0.08	-0.108	0.222	0.534	0.401	-0.364	0.686	-0.351
		p-value	0.973	0.546	0.412	0.089	0.002	0.028	0.021	0.001	0.129
<b>Paso rosca (*)</b>		$\rho$	0.54	0.282	0.312	0.637	0.024	0.333	0.524	-0.080	-0.732
		p-value	<0.001	0.029	0.015	<0.001	0.902	0.072	0.001	0.736	<0.001
<b>Profund. rosca (*)</b>		$\rho$	0.628	0.117	0.159	0.295	-0.453	-0.329	0.688	-0.144	-0.622
		p-value	<0.001	0.373	0.225	0.022	0.012	0.075	<0.001	0.544	0.003
<b>Espiga (D1) (*)</b>		$\rho$	0.601	0.811	0.961	0.45	0.671	0.917	-0.662	0.176	0.811
		p-value	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	0.457	<0.001
<b>Diámetro (D2) (*) Mayor</b>		$\rho$	0.846	0.743	0.892	0.61	0.288	0.596	0.535	-0.060	-0.304
		p-value	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	0.123	0.001	<0.001	0.802	0.193

(\*) Spearman's correlation coefficient

(\*\*) Test de Student

FA (Fuerza de arrancado), TI (Torque de Inserción), FT (Fractura de Torsión);  $p < 0.05$  es considerado como significativo.

Tabla 4: Correlaciones total y correlaciones entre MIOs de tamaños medio y tamaños grandes, entre los diseños y las características morfológicas respecto a los diferentes test mecánicos empleados.

Los análisis estadísticos efectuadas en el grupo de los 12 MIOs analizados, muestran una correlación en la FA que es muy dependiente al diámetro externo (D2,  $r = 0.846$ ), mientras que el TI es dependiente al diámetro interno (D1,  $r = 0.811$ ).

Existe una significación estadística entre el paso de rosca y la profundidad de la rosca con la FA ( $p < 0.001$ ), pero de hecho esta correlación es más bien baja ( $r = 0.54$  and  $r = 0.628$ , respectivamente).

Los valores de FA son mayores en el grupo de los MIOs cilíndricos ( $p < 0.001$ ), mientras que el TI es mayor en el grupo de los MIOs cónicos ( $p < 0.002$ ).

La FT se correlaciona de forma alta con el diámetro interno (espiga) (D1,  $r = 0.961$ ), y también con el diámetro externo del tornillo (D2,  $r = 0.892$ ).

La FA se correlaciona muy bien con el diámetro externo (D2) y el TI se correlaciona mejor con el diámetro interno (D1). La FT también muestra correlaciones muy elevadas con D1 y D2, y en general los diámetros se correlacionan moderado- alto con todos los resultados en todos los test mecánicos.

Dentro del grupo de los MIOs de tamaño medio, los MIOs cónicos presentan valores de TI ( $p < 0.001$ ) y TF ( $p = 0.015$ ) mayores que los cilíndricos, aunque no existe diferencias estadísticamente significativas para la FA. Cuanto mayor es el ángulo de la espira mayor es el TI ( $p = 0.002$ ), y cuanto mayor es el paso de rosca mayor es la FA ( $p < 0.001$ ), pero con unas correlaciones moderadas ( $p = 0.534$  and  $p = 0.637$ , respectivamente). La correlación de Pearson entre los resultados entre los diferentes test realizados en el grupo de los MIOs de tamaño medio no revela ninguna relación entre FA y TI ( $r = 0.054$ ,  $p = 0.774$ ).

Analizando el grupo de los MIOs de gran tamaño, los que tienen la forma cónica presentan valores de TI mayores y de FA menores que el grupo de los cilíndricos. Los MIOs cónicos además presentan una mayor tendencia a presentar valores más altos de FT, pero en el límite de la significación estadística ( $p = 0.049$ ). Sin embargo estos resultados deberían confirmarse mejor con una mayor muestra en el número de diferentes diseños de MIOs. A mayor ángulo de la espira, mayor valor de TI ( $p < 0.001$ ), pero con una

## Resultados

correlación moderada ( $\rho = 0.686$ ). Cuanto mayor es el paso de rosca y la profundidad de rosca, mayor son los valores de FT (correlación negativa) y de FA pero sus correlaciones son moderadas siendo para la FT  $\rho = -0.732$  y  $\rho = -0.622$  y para la FA,  $\rho = 0.524$  y  $\rho = 0.688$  respectivamente (tabla 4). Esto indica que los MIOs con menor paso de rosca y menor profundidad de rosca son menos propensos a la fractura.

### 6.2 Estudio de la estabilidad estructural de los MIOs: Método computacional mediante elementos finitos

Marcé-Nogué J, Walter A, Gil LI, S, Puigdollers A. Finite element comparison of 10 orthodontic microscrews with different cortical bone parameters. *Int J Oral Maxillofac. Impls* 2103; 28: e177-e189.

En este estudio se analizan 10 diseños diferentes de MIOs (excluidos el n.º 2 y n.º 9) con el método de elementos finitos a partir de las imágenes obtenidas mediante microscopio óptico con una magnificación de hasta x3. (Fig. 34). La malla elaborada de los 10 MIOs estudiados se presenta en la figura 16.

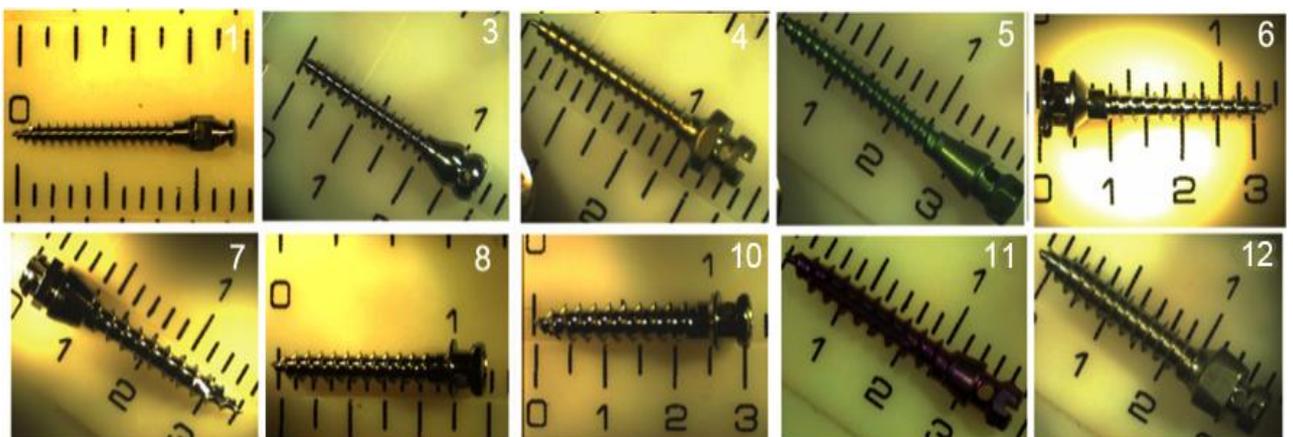


Figura 34.-Imágenes x3 de microscopía óptica de los 10 MIOs analizados.

### **6.2.1 Influencia del ángulo de incidencia**

La variación en el ángulo de incidencia en el MIO genera diferentes desplazamientos en la cabeza del MIO y diferentes valores de estrés en la espiga del mismo. En las figuras 20 y 21 se observa cómo el rango completo en el ángulo de incidencia genera diferentes valores en relación al estrés a nivel de la espiga, y valores diferentes en relación al desplazamiento máximo de la cabeza del MIO en uno de los modelos analizados. Pueden observarse valores máximos y valores mínimos, y se demuestra cómo hay cierta variabilidad en función de la posición del MIO. Es decir, los resultados muestran que se produce una cierta variabilidad dependiendo de la posición con respecto a la fuerza de tracción.

De cada dato del ángulo de incidencia obtenido, se ha realizado una función distributiva acumulativa y como se encuentran razonablemente alineados, se ha admitido una distribución normal como se observa en la figura 21. Por lo tanto, se puede obtener la varianza de cada modelo estudiado tanto para el estrés de Von Mises a nivel del punto C como para las deformaciones a nivel del punto A y en consecuencia los resultados obtenidos son dependientes del ángulo de incidencia y por tanto se considera como una variable aleatoria. (Tabla 5).

Resultados

Modelo (MIOs)	Varianza de estrés $S_s^2$ [MPa]	de	Varianza de deformación $S_d^2$ [mm]
1 Abso Anchor 1.0	4,179		0,00092
2 MAS Microbite 1.3	1,74		0,00015
3 Excluido del estudio			
4 Mondeal/PSM 1.5	0,92		0,00022
5 Tekka 1.5	1,64		0,000262
6 Spider Screw 1.5	0,51		0,00017
7 Dentaurum 1.5	0,96		0,00010
8 Jeil 1.6	0,902		0,000057
9 Excluido del estudio			
10 Jeil 2.0	0,24		0,00001
11 Tekka 2.0	1,16		0,000126
12 Mondeal /PSM 2.0	0,48		0,0001

Tabla 5: Varianzas de estrés de von Mises y de las deformaciones de los 10 MIOs analizados.

### 6.2.2 Estrés, deformación e influencia del GCO

Se han obtenido diferentes resultados cuantitativos para comparar el comportamiento mecánico de los 10 MIOs analizados. Los resultados obtenidos en el estudio muestran la sensibilidad de unión y de estabilidad estructural de cada MIO en función del GCO (Fig. 17). Los valores máximos de estrés de von Mises y las deformaciones máximas a 8mm de profundidad y a 6mm de profundidad se muestran en las siguientes tablas 6 y 7. Asimismo, los desplazamientos (deformaciones) de los MIOs pueden ser registrados en 3

puntos (véase figura 18): (A) la parte más saliente de la cabeza del MIO, (B) parte donde se aplica la fuerza y es específica de cada diseño, (C) parte donde el tornillo empieza con la inserción en el hueso. Los puntos A y C coinciden en el modelo, pero el punto B varía según el modelo y es el punto donde se aplica la fuerza de simulación.

MIOs		Estrés von Mises máximo en la espiga (D1) [Mpa]			Deformación máxima en la espiga (D1) [mm]		
		3	2	1	3	2	1
GCO (mm)		3	2	1	3	2	1
1	A Anchor 1.0	500,698	500,186	501,955	0,08549	0,0854888	0,087493
2	MAS 1.3						
3	MAS 1.5	27,748	27,729	27,763	0,0044386	0,00452	0,005755
4	Mon/PSM 1.5	88,474	88,649	88,197	0,02203	0,02244	0,02542
5	Tekka 1.5	121,045	120,737	126,712	0,0476136	0,04792	0,05295
6	Sipder S. 1.5	136	135,592	135,43	0,0224549	0,02254	0,02459
7	Dentaurum 1.5	57,97	58,05	58,711	0,015382	0,015895	0,020753
8	Jeil 1.6	56,137	55,164	55,022	0,0062055	0,006308	0,007609
9	3M Uniket						
10	Jeil 2.0	17,172	17,172	17,454	0,0017024	0,0018258	0,0027824
11	Tekka 2.0	54,751	55,558	56,399	0,0161	0,01633	0,0199
12	Mon/PSM 2.0	54,861	54,785	53,371	0,012499	0,0127	0,01562

Tabla 6: Estrés de von Mises máximo a nivel del punto C (D1) de la espiga y deformaciones máximas a nivel del punto A a una profundidad de **8mm de inserción** con grosores de cortical ósea (GCO) entre 1-3mm

Resultados

MIOs		Estrés von Mises máximo en la espiga (D1) [Mpa]			Deformación máxima en la espiga (D1) [mm]			
		GCO (mm)	3	2	1	3	2	1
1	A Anchor 1.0		825,5088	823,86	825,18	0,37766	0,379457	0,3821349
2	MAS 1.3							
3	MAS 1.5		105,287	105,792	104,7	0,02661	0,02679	0,03
4	Mon/PSM 1.5		128,02	127,77	127,13	0,05817	0,05844	0,06473
5	Tekka 1.5		162,42	162,237	161,229	0,10452	0,105	0,11386
6	Sipder S. 1.5		224,795	225,23	225,137	0,08026	0,0804	0,08404
7	Dentaurum 1.5		83,078	83,083	83,875	0,032042	0,03243	0,03771
8	Jeil 1.6		96,602	96,521	96,302	0,02461	0,024839	0,02802
9	3M Unitek							
10	Jeil 2.0		28,16	28,1819	27,474	0,005833	0,00606113	0,00834
11	Tekka 2.0		78,95	78,88	81,218	0,03597	0,03647	0,04245
12	Mon/PSM 2.0		74,156	74,186	75,948	0,030658	0,031094	0,036211

Tabla 7: Estrés de Von Mises máximo a nivel del punto C de la espiga y deformaciones máximas en el punto A a una profundidad de **6 mm de inserción**.

En los resultados del estrés analizado a nivel de la espiga (cuello) se han eliminado del modelo aquellas roscas que no están insertadas y por lo tanto que no trabajan mecánicamente. De esta forma, se crea una zona de análisis más sencilla donde no hay artefactos en la convergencia de la malla generada por la geometría compleja de las roscas helicoidales. Esto permite un análisis más apropiado que garantiza una correcta obtención de valores de estrés y de deformaciones.

Los resultados de la **prueba de estrés de von Mises**, obtenidos en la espiga del MIO a **8mm de profundidad**, se presentan en la tabla 6 y nos muestran que hay una gran influencia en el diámetro y poca influencia en el parámetro cortical. Se observan grandes rangos en los resultados, que va desde el MIO **n.º 1** Abso Anchor 1.2 (500.698 MPa) al MIO **n.º 10** Jeil 2.0 (17.172 MPa). Los tornillos con diámetros comprendidos entre 1.5-1.6 mm muestran resultados similares para Dentaurum 1.5 ( MIO **n.º 7**, 57.97 Mpa), Jeil 1.6 ( **n.º 8**, 56.137 MPa) y Mondeal / PSM 1.5 (**n.º 4**, 88.474 MPa) y algo mayores para Tekka 1.5 (**n.º 5**, 121.045 MPa) y Spider 1.5 (**n.º 6**, 136 MPa).

Cuando se comparan estos resultados a **6mm de profundidad** (Tabla 7), se observa un comportamiento mecánico peor para todos ellos, pero especialmente para los tornillos Abso Anchor 1.2 (**n.º 1**) y MAS Microbite 1.5 (**n.º 2**) , que va desde 500.698 a 825.50 MPa y de 27.748 a 105.287 MPa respectivamente. Para los MIOs de tamaño intermedio se obtuvieron resultados mixtos que van desde 83.078 MPa (**n.º 7**, Dentaurum 1.5) a 224.795 MPa (**n.º 6**, Spider 1.5). Los MIOs de 2mm de diámetro obtienen resultados similares como Tekka , **n.º 11** y Mondeal / PSM **n.º 12** (78.95 y 74.156 MPa), pero el mejor valor obtenido corresponde al de Jeil 2.0, **n.º 10** (28.16 MPa)

En cuanto a las **deformaciones a 8 mm de profundidad** (Tabla 6), los mejores resultados fueron obtenidos por los MIOs Jeil 2.0, **n.º 1** (0.0017204 mm), MAS Microbite 1.5, **n.º 2** (0.0044386 mm) y Jeil 1.6, **n.º 8** (0.0062055 mm). Resultados intermedios fueron obtenidos por Mondeal 2.0, **n.º 12** (0.012 mm), Dentaurum 1.5, **n.º 7** (0.015 mm) y Tekka 2.0, **n.º 11** (0.016 mm). Finalmente, los peores resultados fueron obtenidos por los MIOs Mondeal / PSM 1.5, **n.º 4** (0.022 mm), Spider 1.5, **n.º 6** (0.0224 mm), Tekka 1.5 , **n.º 5** (0.047 mm) y Abso Anchor 1.2, **n.º 1** (0.085 mm).

A una profundidad de **inserción de 6mm** (Tabla 7) las deformaciones son mayores en todos y la variación en el grosor de la cortical ósea (GCO) afecta sobre todo a Tekka 1.5, (**n.º 5**) de 0.104 mm a 0.113 mm, a Mondeal /

## Resultados

---

PSM (**n.º 4**) 1.5 (de 0.058 mm a 0.064 mm) y al tornillo Abso Anchor (**n.º 1**) (de 0.377 mm a 0.382 mm).

### 6.2.2.1 Visualización y evaluación en la deformación a nivel del punto A y del estrés a nivel del punto C en la estabilidad mecánica entre los diferentes MIOs según la profundidad de inserción.

Los resultados mecánicos obtenidos para cada MIO en relación a las deformaciones y el estrés a nivel de la espiga a 8mm de profundidad y a 6mm de profundidad se muestran a continuación en la figura 35. A cada MIO se ha calculado previamente las varianzas para su correspondiente parámetro, teniendo en cuenta 2 desviaciones estándar del valor de la media con un intervalo de confianza de alrededor del 95% del conjunto ( $\hat{m} \pm 2\sigma^2$ ).

La valoración cuantitativa nos muestra un **comportamiento mecánico absolutamente diferente entre unos y otros** en términos de deformaciones y de estrés. La diferencia es particularmente grande en el MIO **n.º 1** con un diámetro de 1.2, y no se incluye en la figura 35 ya que sus valores exceden en mucho a la lectura comparativa y visualización de la gráfica.

Las figuras 35 a y 35 b, muestran el estrés de Von Mises a nivel de la espiga teniendo en cuenta que la profundidad de inserción es de 8 mm y de 6 mm, mientras que las figuras 35 c y 35 d muestran los resultados de las deformaciones máximas a 8 mm y a 6 mm de profundidad. Como puede apreciarse, los resultados de estabilidad son muy diferentes de unos MIOs a otros.

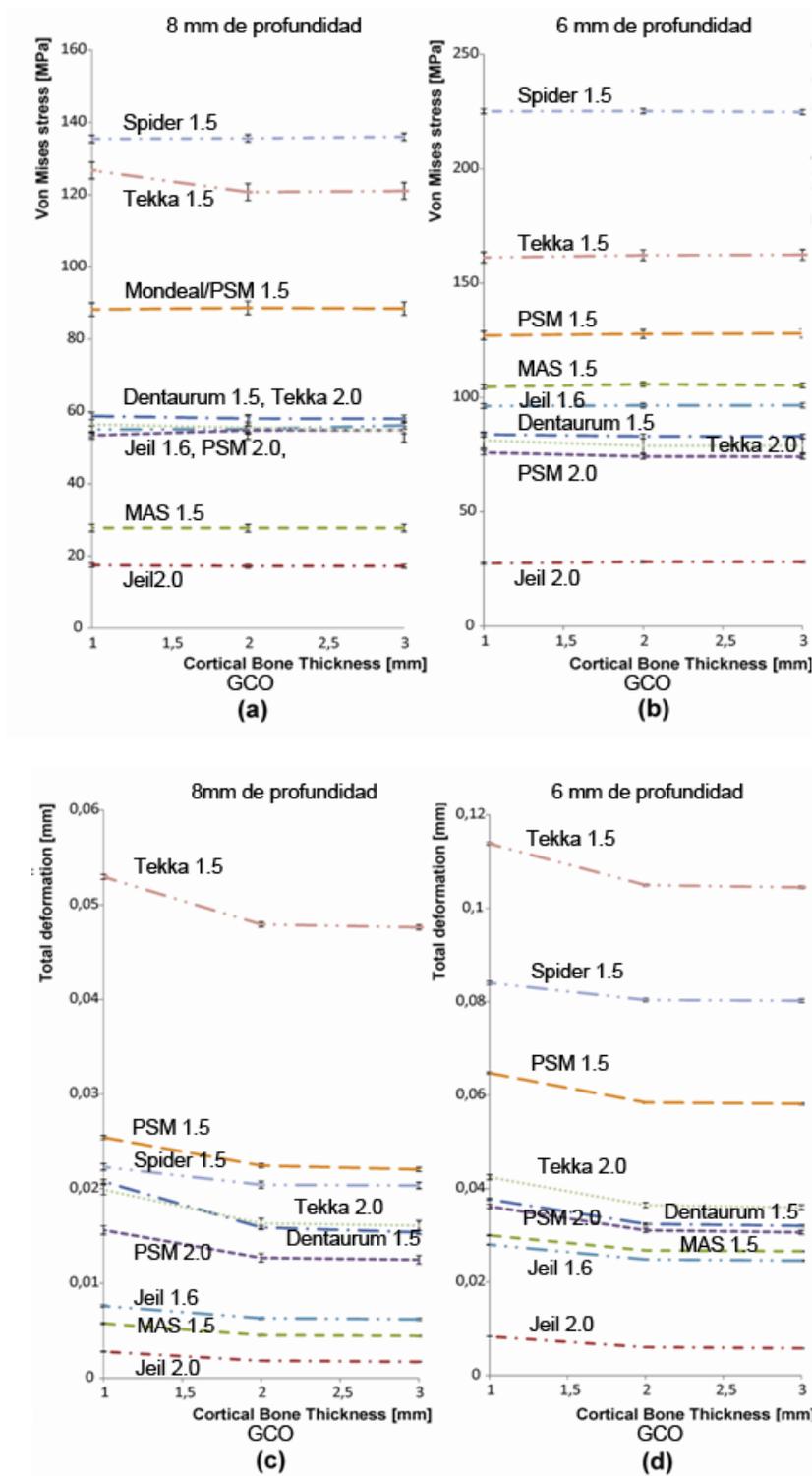


Figura 35.- Comportamiento mecánico en el punto A (deformaciones) y estrés (punto C) en los diferentes MIOs a 8 y 6 mm de profundidad respecto al GCO donde (a) muestra el estrés a 8mm de profundidad, (b) el estrés a 6mm de profundidad, (c) las deformaciones a 8mm de profundidad y (d) las deformaciones a 6 mm de profundidad.

## Resultados

---

Uno de los MIOs con mayor **estrés en la espiga** (Fig. 35 a) es el MIO cónico Spider 1.5 (**n.º 6**), seguido por el cilíndrico Tekka 1.5 (**n.º 5**), Mondeal / PSM 1.5 (**n.º 4**), y finalmente por Tekka 2.0 (**n.º 11**). Por otro lado los Jeil 1.6 y 2.0 (**n.º 8 y 10**) obtuvieron el resultado mecánico más favorable ante una carga lateral y el MIO Dentaurum 1.5 (**n.º 7**) y PSM 2.0 (**n.º 12**) obtuvo un resultado mecánico intermedio (Fig. 35 a).

En la tabla 5 y dentro del grupo de los MIOs intermedios (Dentaurum 1.5, PSM / Mondeal 1.5, Spider Screw 1.5 y Tekka 1.5) se observa un rango de valores muy variado debido a las diferencias entre las formas y las dimensiones de cada diseño de modelo analizado. Se observan también de forma visual en la figura 35 las varianzas de los resultados a 8 mm de profundidad para el estrés de Von Mises (a nivel del punto C de la espiga) (Fig. 35 a) y para las deformaciones a nivel del punto A (Fig. 35 c) para los MIOs **Dentaurum 1.5, Jeil 1.6, PSM / Mondeal 2.0 y Tekka 2.0**.

Puede apreciarse en estos MIOs concatenaciones o solapamientos en las varianzas debido a su posición aleatoria que de una manera magnificada se muestra en la figura 36. Esto demuestra un estado mecánico de estrés muy parecido que se desenmascara en situaciones más desfavorables como sucede cuando se valoran los resultados a una profundidad de 6mm (Fig. 36 a y b). Las varianzas en las deformaciones para esos mismos MIOs a 8 mm de profundidad se encuentran bien diferenciadas, mientras que en la situación desfavorable a 6mm de profundidad muestran un estado mecánico muy similar a pesar de tener diámetros diferentes (Fig. 36 c y d) y demuestra la influencia que tiene el diseño del MIO en la estabilidad.

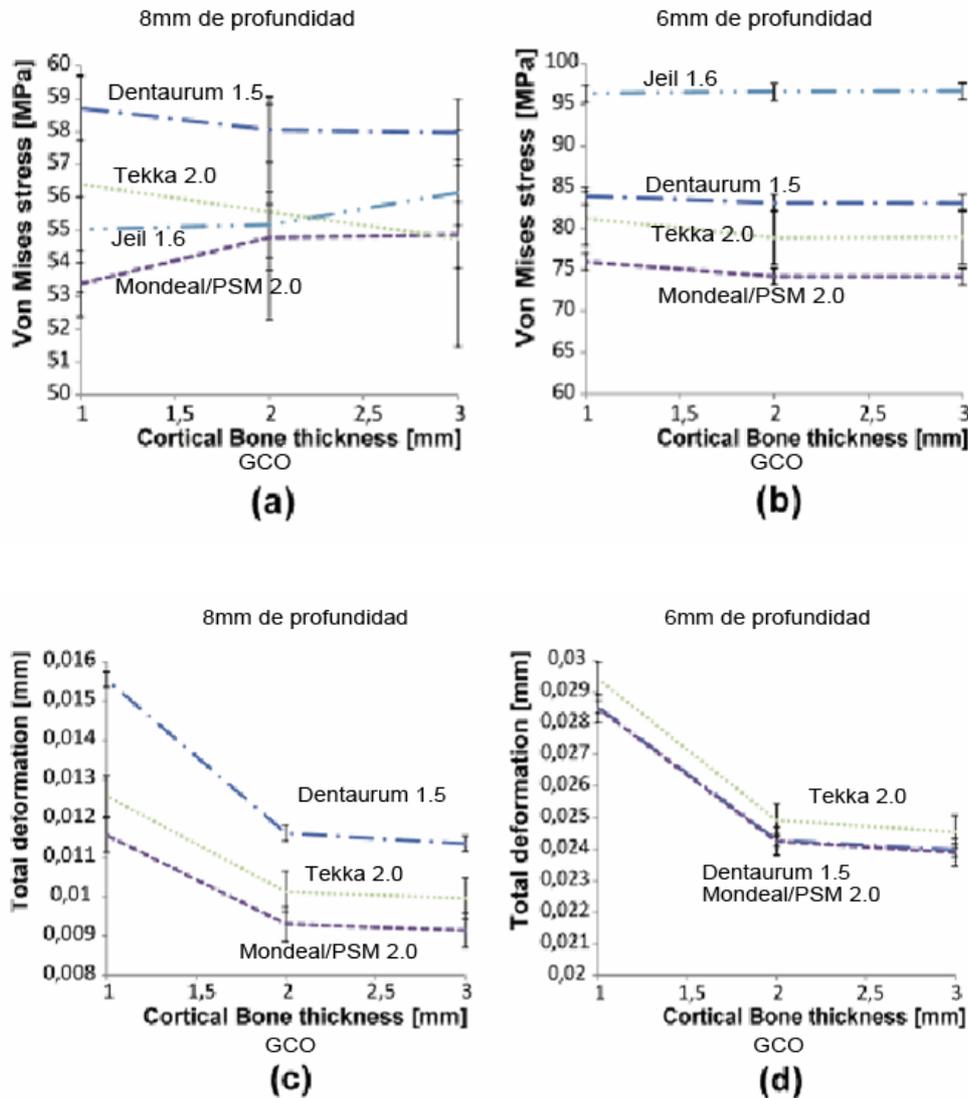


Figura 36.- (a) Varianzas en el estrés de von Mises en la espiga con diferentes GCO a 8mm de inserción para los modelos **Dentaurum 1.5**, **Jeil 1.6**, **Mondeal / PSM 2.0** y **Tekka 2.0**. (b) Varianzas en el estrés de von Mises en la espiga con diferentes GCO a 6mm (c) Varianzas en las deformación total en el punto B con diferentes GCO a 8mm de inserción y (d) Varianzas en las deformación total en el punto B con diferentes GCO a 6mm de inserción.

Las deformaciones y desplazamientos a nivel del punto C son siempre menores que a nivel del punto A (Figura 37). En general, ante una situación desfavorable como es lógico, los MIOs que presentan un diámetro menor muestran a nivel del punto C un mayor grado de inestabilidad (Spider 1.5, Tekka 1.5 y PSM / Mondeal 1.5).

Resultados

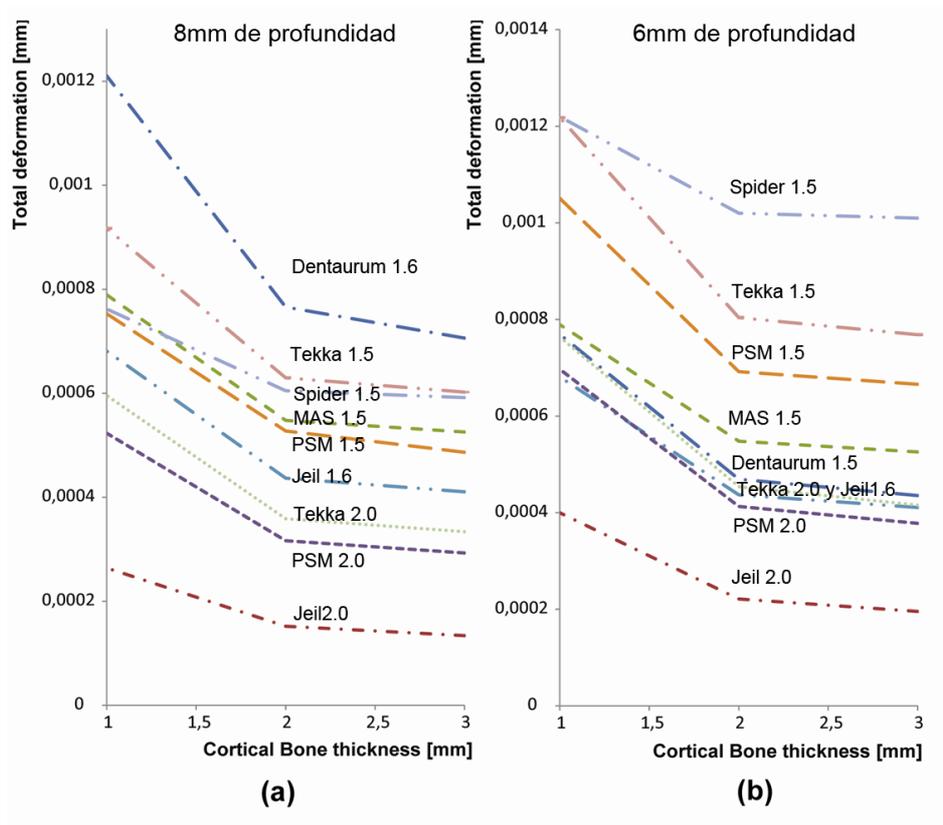


Figura 37.- (a) deformación total de los MIOs con diferentes GCO a 8mm de profundidad a nivel del punto C y (b) deformaciones totales a 6mm de profundidad a nivel del punto C.

### **6.3 Estudio de la estabilidad de los componentes del brazo anterior de los disyuntores híbridos (MIOs + aditamentos + alambres) hasta el límite de su resistencia mecánica ante una carga lateral:**

European Journal of Orthodontics, 2016. Walter A, Winsauer H, Mojal S, Puigdollers A. Stability determinants of the bone-borne force transmitting components used in three different RME hybrid hyrax expanders– an in vitro study

El brazo anterior del DH (MIO, aditamento y alambre) con uno y con dos alambres se deforman tanto a nivel del tornillo como a nivel del alambre de forma prematura durante la carga lateral. Especialmente el diseño del brazo anterior con un solo alambre estándar se deforma más debido a que es menos resistente (Fig. 28).

El test de flexión en 3 puntos para los alambres, muestra en la curva de carga / flexión (Módulo de Young) que a 1mm de recorrido empieza la deformación plástica del alambre y que sus los valores se encuentran alrededor de los 81 N (4.2) para 1 solo alambre y entorno a los 159 N (7.3) para 2 alambres cuando están colocados “uno al lado del otro” (Tabla 8 a, Fig. 38 a). Se aprecia que los 2 alambres presenten el doble de resistencia mecánica (Tabla 8 a, Fig. 38 a). Cuando se realiza el test con el tornillo de expansión se observa que al colocar los alambres a modo experimental “uno encima del otro” su resistencia a la carga comparado con un alambre estándar se multiplica por un factor 4 (Fig. 26 d y 38 b). Este último test no se ha realizado con los MIOs (formará parte de un próximo estudio) pero muestra el gran impacto que tiene la disposición de los alambres en la rigidez y resistencia de éstos cuando son sometidos a una carga lateral.

Resultados

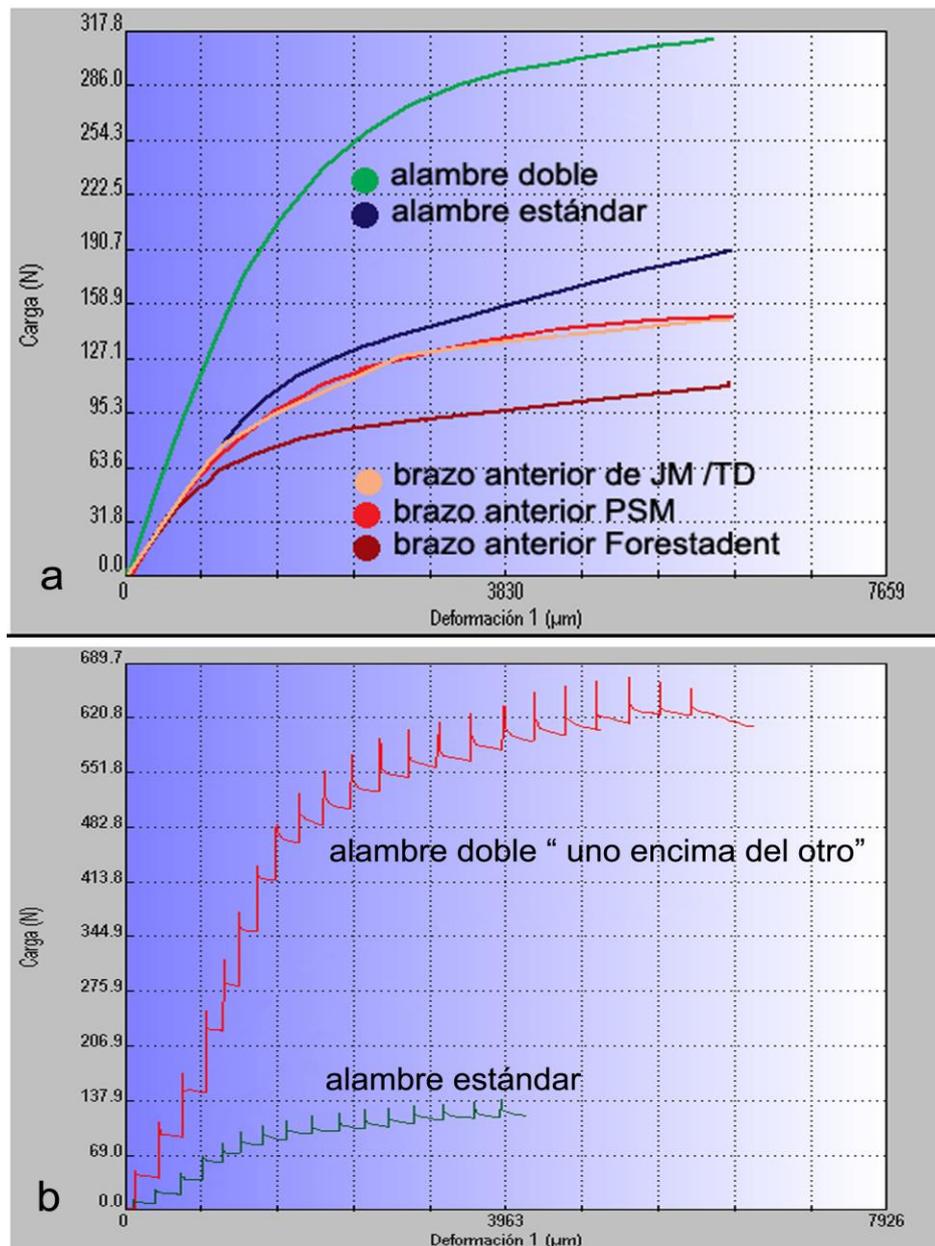


Figura 38.- Resultados obtenidos en el test de carga lateral del brazo anterior del DH con un alambre estándar y en el test de flexión de 3 puntos de apoyo con alambre estándar y doble alambre. (a) El trazado azul y verde muestra el test de flexión con 3 puntos de apoyo realizado con mandril para un alambre estándar y para el doble alambre colocado "uno al lado del otro", mientras que los trazados rojo, rosa y marrón muestra el resultado de los brazos anteriores con un alambre estándar de los 3 sistemas analizados (PSM, Forestadent y JM / TD) en una carga lateral. (b) test de flexión con 3 puntos de apoyo con el tornillo de expansión hyrax donde el trazado verde muestra las activaciones con un alambre estándar, y el trazado rojo muestra las activaciones con dobles alambres colocados "uno encima del otro" durante la carga.

En la figura 38 a, en la gráfica de carga / flexión se observa que el **brazo anterior con un alambre estándar** de sujeción ante una carga lateral, presenta una deformación elástica hasta 1mm del recorrido de la carga lateral. Los valores de carga a 1mm de recorrido de los brazos anteriores con un alambre estándar de los DH son menores que los obtenidos con 1 solo alambre en el test de flexión con 3 puntos de apoyo. Estos valores de los 3 sistemas analizados a 1mm de recorrido oscilan entre **63.4 N** (16.5) a **76.2 N** (18.4) (Tabla 8 b), mientras que el valor de el test de flexión de 3 puntos de apoyo oscila entorno a los 84 N.

Después, en los restantes 5 mm de recorrido se inicia la deformación plástica del alambre. La magnitud de la fuerza que consiguen los brazos anteriores de los 3 sistemas analizados oscilan entre el 77 al 116%, con valores máximos entorno a 112.0 N (8.9) - 158.3 N (12.4). Las diferencias mecánicas entre los diferentes brazos anteriores de los DHs de PSM<sup>®</sup> y del Jeil / Tiger<sup>®</sup> no demostraron diferencias estadísticamente significativas (Tabla 8 b).

El test del **brazo anterior de los DHs con doble alambre** en la carga lateral nos muestra que el inicio de la deformación plástica ocurre también a 1 mm y con valores comprendidos entre **110 N** (18.4) a **134.8 N** (22.3) (Tabla 8 b, Fig. 39 d). Puede observarse que el brazo anterior con 2 alambres a 1 mm de recorrido representa el 82-98% de toda la fuerza creada por el brazo anterior estándar con 1 solo alambre cuando la deformación plástica llega hasta los 6 mm de recorrido (Tabla 8 b y c).

Resultados

Pre-test de alambres (test de flexión sobre 3 puntos) y test de carga lateral sobre el STF de los 3 sistemas analizados

a) Pre-test de flexión en 3 puntos: valores a 1mm del inicio de la deformación plastica en los alambres

alambre unitario	n=3	81 (4.2) N	media (SD)
alambre s dobles	n=3	159 (7.3) N	media (SD)

	n	PSM (nr.12)	Forestadent	Jeil (nr.10)	P-values (*)		
		Media N (SD)	Media N (SD)	Media N (SD)	Jeil vs Forest.	PSM vs Jeil	Forest. vs PSM
<b>b) test con carga lateral máxima: STF con un alambre de conexión y con 2 alambres</b>							
<b>hueso artificial con 1 alambre</b>							
a 1mm	6	73.4 (18.3)	63.4 (16.5)	76.2 (18.4)	0.481	0.845	0.269
a 3mm	6	115 (15.1)	87.3(10.4)	114.3 (17.4)	0.008	0.815	0.016
a 6mm	6	158.8 (11.3)	112.0 (8.9)	158.3 (12.4)	<0.001	0.997	<0.001
<b>hueso artificial con 2 alambres</b>							
a 1mm	10	130.6 (19.7)	110.0 (18.4)	134.8 (22.3)	0.028	<0.001	0.810
a 3mm	10	254.2 (25.8)	209.2 (31.5)	271.3 (31.8)	<0.001	0.417	0.006
a 6mm	10	---	260.9 (44.0)	320.9 (31.1)	0.002	---	---
<b>c) Deformaciones del MIO (d1 punta, d2 espiga) con 2 alambres</b>							
		mm	mm	mm			
rayos x d1 a 3mm	6	-0.28 (0.23)	-0.02 (0.04)	-0.57 (0.14)	<0.001	0.018	0.026
rayos x d1 a 6mm	6	---	-0.08 (0.24)	-1.07 (0.15)	<0.001	---	---
rayos x d2 a 3mm	6	1.43 (0.37)	1.47 (0.41)	1.30 (0.23)	0.684	0.782	0.985
rayos x d2 at 6mm	6	---	3.20 (0.47)	3.05 (0.37)	0.553	---	---
<b>d) Deformación del MIO (espiga (α1) y de los 2 alambres (α2)</b>							
		grados	grados	grados			
rayos x α1 a 3mm	6	16.0 (2.28)	19.8 (2.04)	14.0 (1.41)	<0.001	0.210	0.010
rayos x α1 a 6mm	6	---	37.8 (2.48)	27.0 (2.97)	<0.001	---	---
rayos x α2 a 3mm	6	9.17 (2.48)	14 (2.1)	12.67 (1.03)	0.487	0.020	0.002
rayos x α2 a 6mm	6	---	30.0 (2.53)	26.8 (3.19)	0.086	---	---

(\*) valores P calculados usando una comparación múltiple de Tukey's , excepto para los datos a 6mm de carga.

Los 6mm fueron calculados con el test de Student's T para muestras independientes. N= Newton

d1 =distancia de línea de referencia a punta del MIO

d2= distancia de línea de referencia al centro de la espiga en la superficie del bloque

α1= ángulo entre eje del MIO antes y después de la deformación

α2 = ángulo entre el brazo de carga y el alambre de sujeción antes y después de la deformación

Tabla 8: Resultados de pre-test y test ante una carga lateral con un recorrido de 6mm de desplazamiento de 3 STF con un o dos alambres de sujeción.

Cuando se analiza el brazo anterior de Forestadent, en 2 mm de recorrido de la carga, pasar de 1 a 3 mm, la fuerza obtenida va de 110 N a 209.2 N. Si esto representa el 100% de la capacidad de transmitir la fuerza, en los últimos 3 mm de recorrido (de 3 mm a 6 mm) la fuerza con máxima deformación plástica llega a valores de 260.9N, lo que representa un incremento de la fuerza de tan solo 24.9%. Con el brazo anterior de Jeil/ Tiger® (MIO nº. 10) sucede un tanto lo mismo. Cuando se pasa de 1mm de recorrido con valores de 134.8 N hasta los 3mm de recorrido con valores de 271.3 N, estos valores representan un incremento de la fuerza del 100%. Sin embargo, los últimos 3 mm de recorrido (de 3 mm a 6 mm), los valores ascienden hasta 320.9 N, y éstos solo implican un incremento de la fuerza de un 18.2 % (Tabla 8b). **A unos 3 mm de recorrido (2.8 – 3.9 mm) de la carga lateral, el STF de PSM (MIO n.º 12) se rompe a nivel de la fijación del aditamento enroscado** (Fig. 39 a), siendo incapaz de transmitir fuerzas y sus momentos (Tabla 8d, 8e). La figura 39 a-c muestra los registros de carga- deflexión de los 3 STF con 2 alambres de sujeción y con un comportamiento mecánico diferente.

Resultados

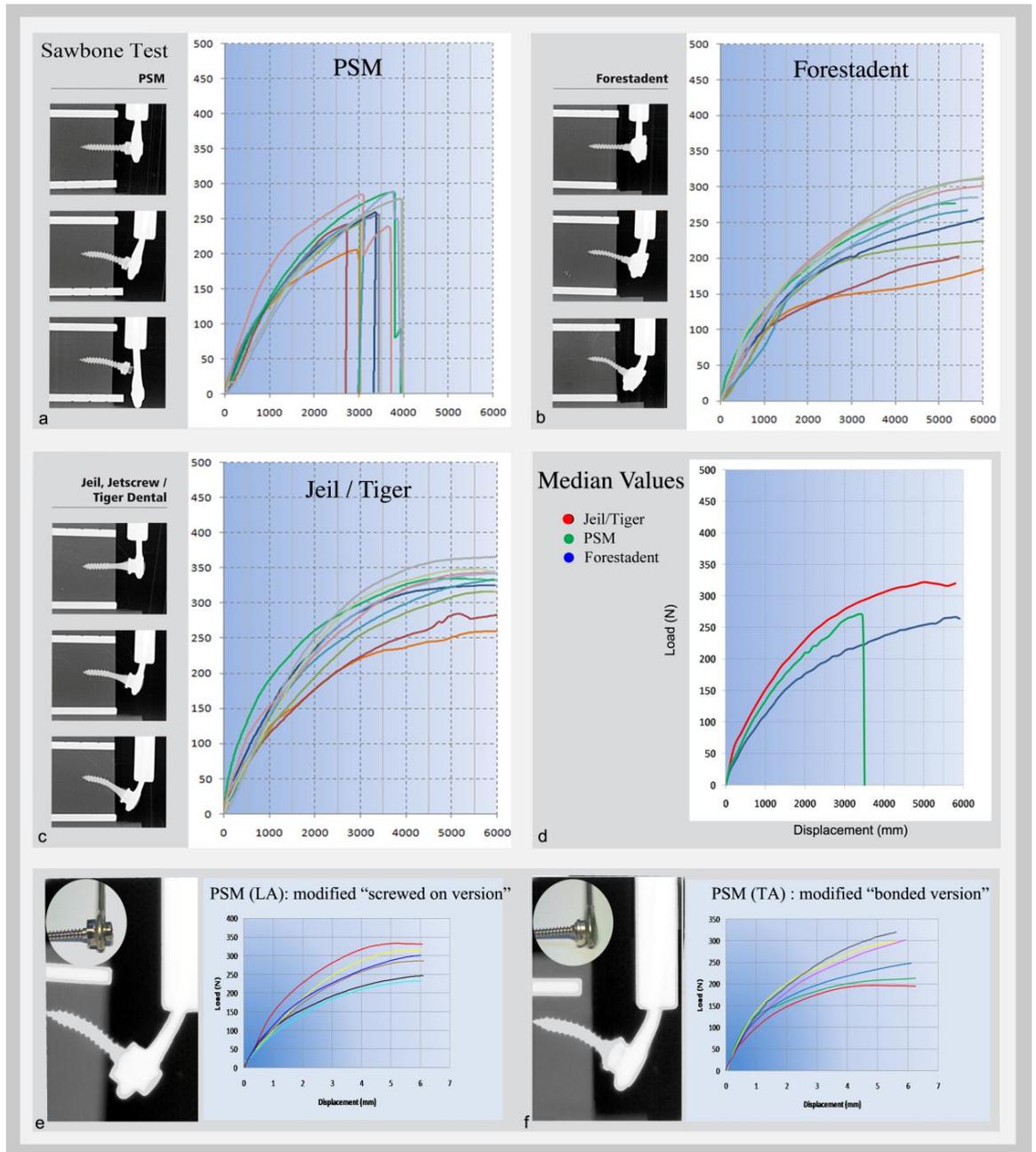


Figura 39.- Resultados y test mecánicos realizados con una fuerza lateral sobre los STF con doble alambre sobre un bloque de hueso artificial. (a) sistema PSM, (b) sistema Forestadent, (c) sistema Jeil / Tiger, (d) resultados y representación gráfica de las medias obtenidos en los 3 STF estudiados, (e) resultado del STF con la versión del aditamento tipo enroscado y alargado (PSM- BLA), (f) resultado del STF con la versión del aditamento tipo cementado y alargado (PSM- SLA)

En la tabla 8 c y d , se detallan los resultados de las mediciones de las deformaciones. El MIO de Jeil 2.0 (n.º 10) se deforma menos, hasta los 6 mm de recorrido de la carga cuando es comparado con el de Forestadent (Tabla 8 c y d). En las imágenes de rayos X se aprecia una cierta rotación de la espiga del MIO de Jeil a nivel del fulcro (a unos 4 mm) con la punta del tornillo dirigiéndose en una dirección opuesta al sentido de la carga, lo cual explica su menor deformación (Tabla 8 d (d1), Tabla 8 d ( $\alpha_1$ ,  $\alpha_2$ ), Fig. 39 c)).

**Hasta los 200 N todos los aditamentos permanecieron estables** (Fig. 39 d) y los aditamentos cementados de Jeil / Tiger<sup>®</sup> (MIO n.º 10) y de Forestadent<sup>®</sup> pueden cargarse hasta los 6mm sin ningún tipo de desconexión o rotura. Sin embargo **el tornillo de Jeil 2.0, permite cargas un 19% mayores** que los de Forestadent 1.8, y se deforma 10° menos en su espiga debido a su mayor diámetro interno (D1). Esto se pone de manifiesto en las mediciones con MEB, donde se aprecian las diferencias en la forma, longitud y diámetros (Tabla 9). Además puede apreciarse como el solapamiento del **aditamento de PSM (n.º 12) cubre solamente un 34 % la cabeza del MIO**, mientras que los aditamentos cementados cubren la cabeza de los MIOs un 89 - 100% (Tabla 9). El control de las variables para el tornillo de PSM muestra que las modificaciones realizadas en los aditamentos (PSM- BLA, PSM- SLA) consiguen abrazar la cabeza del mini-implante completamente hasta el 100% (Tabla 9). Los resultados de estas nuevas pruebas adicionales (con doble alambre) evidencian que estos aditamentos modificados no se separan durante la carga lateral durante todo su recorrido y que se superan fácilmente los 200 N de carga (Fig. 39 e y f). No existen diferencias estadísticamente significativas entre el sistema de PSM<sup>®</sup> original (34% solapamiento) y los 2 modificados (100 % de solapamiento) hasta los 3 mm de carga lateral (Tabla 10). A partir de 3 mm de recorrido de carga lateral, los aditamentos de **PSM modificados se mostraron totalmente estables** y sin diferencias estadísticamente significativas entre ambos (Tabla 10).

Resultados

	Outer diameter (OD)(mm)	Inner diameter 6 mm below OMI head(ID)(mm)	OMI length (mm)	Thread depth (mm)	* Thread depth / OD ratio	Head length (mm)	AOL (mm)	AOP (%)
PSM	1.99	1.30	13.70	0.35	35%	2.61	0.89	34%
Forestadent	1.8	1.05	13.78	0.37	42%	2.62	2.32	89%
Jeil Medical	1.99	1.36	14.21	0.31	32%	2.41	2.41	100%
<b>Abutment variables control</b>								
modified PSM LSA: screw on version	1.99	1.30	13.70	0.35	35%	2.61	2.61	100%
modified PSM LBA : bond fixated	1.99	1.30	13.70	0.35	35%	2.81	2.81	100%

\*Thread depth/OD ratio (%) = ( 1- ID/OD) x 100 (i.e. the percentage of the thread depth compared to the outer diameter)

AOL = abutment overlapped length of the head

AOP = abutment overlapped portion of the head

Tabla 9: Datos de MEB de los 3 MIOs y aditamentos analizados así como de los aditamentos en el control de las variables.

		PSM (original)	modified PSM- LSA*	modified PSM- LBA**	P-values***		
		Mean (SD) of Newtons	Mean (SD) of Newtons	Mean (SD) of Newtons	PSM-O vs PSM- LSA	vs PSM- LBA	PSM- LSA vs PSM- LBA
With 2 wires	1 mm.	130,6 (18,9)	127,0 (10,7)	129,5 (15,9)	0,908	0,999	0,942
	3 mm.	254,2 (23,6)	235,5 (22,1)	238,0 (33,1)	0,367	0,467	0,985
	6 mm.	---	289,7 (30,9)	299,0 (34,4)	---	---	0,632

P- values\*\*\* were calculated using a Tukey's multiple comparison correction in ANOVA, except data at 6mm values. The 6 mm. values were calculated with a Student's T test for independent samples.

modified PSM- LSA\* = PSM lengthened, inner screw fixated abutment; modified PSM- LBA\*\*= lengthened, bonded abutment attachment

Tabla 10. Comparativa estadística entre la versión original de PSM y las versiones modificadas de PSM

Los resultados del test de carga lateral con 2 alambres de sujeción muestran valores superiores de carga lateral. Se observa como el brazo anterior de la marca comercial Jeil / Tiger® muestra valores de resistencia hasta 320 N con grandes deformaciones plásticas tanto a nivel de alambres como del

tornillo (Tabla 8 b). Durante la carga lateral el brazo de palanca que se genera es de 10 mm (Fig. 29 a) y esto da un momento de fuerza con valores de 3200 N mm (fuerza x distancia), responsable de las deformaciones.

Todos los brazos anteriores (STF) estudiados muestran que las **deformaciones se producen en sentido convexo** a la dirección de la aplicación de la carga (Fig. 39 b, 40 a). Cuando se realiza la misma prueba a modo experimental **sin los alambres de sujeción la deformación del tornillo es cóncava** (Fig. 39 b).

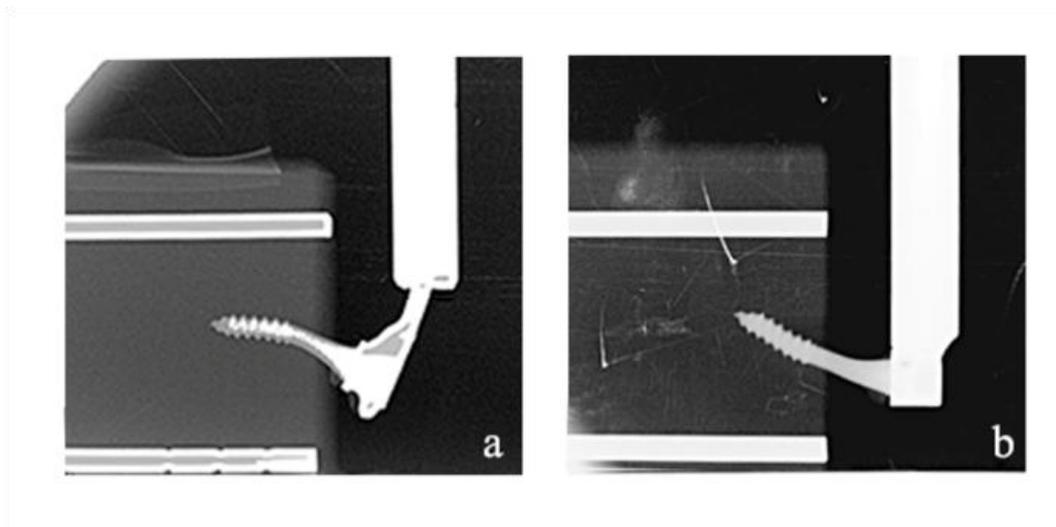


Figura 40.- Mecánica de carga lateral cambiando los parámetros del STF. (a). El STF con un tornillo de 2 mm de diámetro y doble alambre de sujeción muestra una **deformación convexa** del tornillo en la misma dirección de la aplicación de la fuerza, (b) un STF con un tornillo de 2 mm de diámetro y sin alambre de sujeción presenta una **deformación cóncava** y en el misma dirección de la fuerza.

Resultados

---

Discusión

---

## 7 DISCUSION:

## DISCUSIÓN

Este Proyecto de Tesis Doctoral pertenece a la línea de investigación sobre anclaje esquelético que se lleva a cabo en el Área de Ortodoncia de la Facultat d'Odontologia de la Universitat Internacional de Catalunya. En esta línea de investigación se han realizado y están en curso diversos estudios para valorar el comportamiento mecánico y las características de diseño en el laboratorio para predecir el comportamiento clínico de diferentes diseños de MIOs. Se trata o de simular situaciones clínicas (en el laboratorio, en cadáver) o de comprobar su comportamiento en clínica.

El Proyecto que se presenta aquí para optar al grado de Doctor se ha dividido en tres estudios: **1)** Estudio de la estabilidad primaria de 12 MIOs mediante pruebas mecánicas y su relación con las características de los MIOs estudiadas con el MEB, **2)** Estudio de la estabilidad estructural de los MIOs con el método computacional mediante el análisis con elementos finitos y **3)** Estudio de la estabilidad de los componentes del brazo anterior (MIO + aditamento + alambre) de los disyuntores híbridos. Los tres estudiados, que ya han sido publicados, se discuten a continuación en cuanto a su **metodología**, **resultados** así como a su **aplicación clínica**.

## 7.1. Estudio de la estabilidad primaria de los MIOs

Walter A, Winsauer H, Marcé-Nogué J, Mojal S, Puigdollers A. Design characteristics, primary stability and risk of fracture of orthodontic mini-implants: Pilot scan electron microscope and mechanical studies. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013 Sep. 1;18 (5):e 804-10.

Este estudio analiza el anclaje esquelético de 12 MIOs de uso comercial y compara las propiedades mecánicas que influyen en la estabilidad primaria. La estabilidad primaria es la llave de la capacidad de los MIOs para asegurar un anclaje esquelético adecuado para realizar una carga inmediata<sup>6</sup>, que se consigue de forma mecánica tras la colocación del MIO en una combinación de desplazamiento-compresión del hueso<sup>6</sup>. De acuerdo con Wilmes, la obtención de una adecuada estabilidad primaria depende del diseño del MIO, de la calidad del hueso y de las condiciones de la inserción<sup>30</sup>. Conseguir la adecuada estabilidad primaria evita la pérdida prematura del MIO y permite alcanzar en pocas semanas una cierta “osteointegración”<sup>143</sup>, teniendo en cuenta que una vez finalizado el tratamiento, éstos deben de retirarse de nuevo con un procedimiento sencillo. La supervivencia de estos MIOs tanto en ensayos clínicos como en humanos varía según la literatura científica entre un 60-90 %<sup>1,4,10,61,106</sup>.

La manera más objetiva de estudiar la estabilidad primaria y la interdigitación del implante con el hueso es mediante diferentes tests mecánicos en unas condiciones de laboratorio ideales con la ayuda de diferentes **instrumentos de medida** capaces de medir el torque y la fuerza de arrancado. El torquímetro mide el torque de inserción (TI)<sup>6-10,31,81,87</sup> y el torque en la fractura a la torsión (FT)<sup>6,91</sup>, mientras que el test de arrancado (FA) es otro procedimiento muy utilizado que mide y cuantifica la estabilidad del MIO cuando es traccionado con una fuerza vertical o axial<sup>3,7,94</sup>. Se eligió la tracción axial al medir la estabilidad primaria de una forma más pura, aunque este procedimiento es utilizado en pocas situaciones clínicas como por ejemplo en la tracción palatina para la intrusión de los molares con la ayuda de una barra palatina.

## Discusión

---

Una estabilidad adecuada es esencial para minimizar la pérdida del MIO y por tanto es muy importante su estudio. En este sentido se considera que el torque de inserción mínimo no sea  $< 5$  Ncm ya que diversos estudios indican supervivencias menores<sup>1,4,30</sup> y que la fuerza de resistencia al arrancado no sea  $< 130$  N<sup>3</sup> siendo ambos valores muy dependientes de la densidad ósea.

El presente trabajo de investigación tiene la ventaja de reunir estos tres métodos de medición de la estabilidad primaria del MIO (TI, FT Y FA) en un solo estudio, Otros autores también han empleado otras formas de medición de la estabilidad como el Periotest<sup>144</sup> y el análisis por Radiofrecuencia<sup>74</sup>. Éstos dos últimos métodos electrónicos de medición de la estabilidad primaria no han sido incorporados en este estudio. Sin embargo, el análisis con elementos finitos (FEA) que se presenta en el segundo estudio complementa los resultados de los 2 métodos anteriores ya que **todos ellos miden la influencia de la estabilidad respecto a la parte extra-ósea del implante** al actuar como brazo de palanca simple<sup>103,104</sup>.

El hueso artificial utilizado para la simulación (Sawbones<sup>®</sup>) se ha utilizado en otros estudios<sup>79,83,91</sup>. Tiene la ventaja de permitir testar con una densidad ósea homogénea de  $0.48$  g/cm<sup>3</sup>, **similar a la densidad del hueso palatino**<sup>139</sup> siendo una de las localizaciones anatómicas más empleadas en ortodoncia<sup>25,33-35,51,138</sup>.

Los test mecánicos utilizados se han complementado con el estudio de sus características físicas medidas con la ayuda de un MEB. Los resultados de este primer trabajo confirman que los MIOs estudiados tienen una estabilidad primaria diferente, como consecuencia de que todos ellos tienen en el análisis del MEB diferentes características morfológicas que explican la variabilidad de los resultados. La medición de las características morfológicas y en especial las espiras del MIO analizadas con MEB se ha realizado previamente en estudios con implantes dentales<sup>75,77</sup> pero apenas se ha realizado en el campo de los MIOs al ser un campo de investigación más reciente<sup>30</sup>. Se podría considerar como una limitación del estudio el no haber tenido en cuenta un adecuado

control de las variables de las características morfológicas de los 12 MIOs. Sin embargo, la comparativa en todas sus diferencias morfológicas es uno de los aspectos más interesantes de los resultados y explica que el análisis estadístico tenga un poder estadístico moderado y por tanto algunas correlaciones estadísticas bajas.

Viendo los resultados del estudio hace aconsejable la selección de un MIO con adecuadas dimensiones para diferentes situaciones clínicas teniendo en cuenta la localización anatómica y sus posibilidades de inserción.

El **torque de inserción (TI)** recomendado en la literatura científica no debe **sobrepasar los 5-10 Ncm** durante la colocación de los MIOs<sup>10,81</sup>. Sobrepasar este valor implica aumentar la estabilidad primaria, pero disminuye la estabilidad secundaria como consecuencia de un sobrecalentamiento del hueso por un contacto excesivo con un incremento de la presión en el hueso<sup>145</sup> que induce una necrosis de osteocitos y por tanto una **reabsorción ósea** con aflojamiento y pérdida ulterior del implante<sup>72,81</sup>.

Los resultados de nuestro estudio, coincidiendo con otros trabajos, indican que los MIOs cónicos a igualdad de diámetro con los cilíndricos presentan una estabilidad primaria (TI) un 50% mayor, pero con fuerzas de arrancado (FA) ligeramente inferiores<sup>79,94</sup>. Se sabe que el uso previo de una fresa piloto tiene un gran impacto en reducir el torque de inserción de los MIOs durante la inserción y por tanto en la estabilidad primaria<sup>30,79,93</sup>. Por tanto, los MIOs intermedios cónicos n.º 3, 6 y 7 y los MIOs de gran tamaño presentan TI elevados y aconsejan siempre la **utilización de una fresa piloto**. En huesos densos (mandíbula) y corticales óseas gruesas el uso de fresa piloto ha demostrado que apenas afecta la estabilidad del implante<sup>67,115</sup>. No realizar este procedimiento implica **índices de supervivencias menores** en hueso mandibular<sup>30</sup>. No obstante, estas diferencias de estabilidad primaria entre MIOs cónicos y cilíndricos son inexistentes una vez que han transcurrido 12 semanas después de la colocación del MIO<sup>85</sup>.

## Discusión

La mayoría de los MIOs analizados con MEB con independencia de su diámetro, muestran una **profundidad de rosca** que representa cerca del **33%** del total del diámetro (D2) del MIO. La espiga representa dos tercios del total del diámetro siendo la parte del tornillo que le confiere mayor estabilidad estructural<sup>30</sup>. El torque de inserción (TI) y el torque de fractura (FT) depende mucho de éste diámetro<sup>6-9,70,78-80,84,87,91</sup>. Una profundidad de rosca menor, aumenta el diámetro interno del MIO y por tanto disminuye el **riesgo de FT** ( $p=0.003$ ,  $r=-0.622$ , Tabla 4)<sup>70,91</sup>. Sin embargo, los MIOs con profundidades de rosca aumentadas, aunque más inestables en una carga lateral mejoran su estabilidad en la fuerza de arrancado (FA) cuando la densidad y calidad ósea son bajas<sup>118,119</sup>.

El **paso de la rosca** también afecta a la estabilidad del MIO. Se sabe que cuando el paso de rosca está sobredimensionado o cuando está muy disminuido<sup>77</sup> la estabilidad primaria disminuye y en cambio, cuando es doble a nivel del cuello del MIO, mejora la estabilidad primaria al mejorar el engranaje entre la superficie del hueso y del tornillo<sup>85</sup>. En este estudio la falta de un control adecuado de la variable paso de rosca demostró coeficientes de correlación relativamente bajos ( $r= 0.54 - 0.637$ ,  $p< 0.001$ , Tabla 4 ), y sólo demuestra que al aumentar el tamaño del MIO, aumenta también el paso de rosca.

El **ángulo de la espira** muestra una correlación moderada entre su aumento y los valores de TI más elevados ( Fig. 32 n.º 5, 9 y 11) debido a que las espiras obtusas del tornillo cortan peor el hueso durante su enroscado ( $r= 0.534$ ,  $p= 0.002$  en los MIOs medios y  $0.686$ ,  $p= 0.001$  en los MIOs grandes, Tabla 4). Roscas muy afiladas son por tanto más recomendables en MIOs con diámetros menores<sup>8</sup>.

En general, **los MIOs de tamaños grandes proporcionan una estabilidad** primaria mayor del 100% en TI y un 30-100% mayor en FA que los MIOs de pequeños tamaños y cerca de un **40-50% mayor** que los MIOs de tamaños medios respecto al TI y de la FA. (Fig. 33, tabla 4). Por tanto, ante una

situación clínica desfavorable (baja densidad ósea, poca altura ósea o la tuberosidad del maxilar, paciente muy joven), la estabilidad puede mejorarse mucho incrementando el diámetro del MIO<sup>30,70</sup>.

### 7.1.1. Estabilidad primaria en MIOs pequeños y sus aplicaciones clínicas:

Un tornillo de pequeñas dimensiones siempre es muy propenso a la fractura<sup>18,79,83</sup>, aunque es capaz de soportar cargas laterales inmediatas de hasta 2 N<sup>18</sup>. Su uso se restringe sólo para **movimientos dentales muy sencillos** y con una colocación mayoritariamente entre raíces en el maxilar superior<sup>61</sup>. Por tanto son también muy necesarios y útiles. El diseño del MIO n.º 1 es muy propenso a la FT y coincide con el estudio del Dr. Chen<sup>83</sup> en que no es un diseño válido cuando se coloca en huesos densos debido a su gran propensión a la FT. En cambio, el estudio del Dr. Schätzle<sup>61</sup>, obtuvo unos índices de supervivencia para el MIO n.º 2 muy elevados (cerca del 95%) y principalmente puede atribuirse al diseño cónico de éste último por varios motivos: 1) la estabilidad estructural mejora con un **diseño ligeramente cónico** (2%)<sup>103</sup> ya que permite el aumento gradual de su diámetro para contrarrestar las fuerzas de rotación a medida que el MIO va entrando en el hueso<sup>79</sup> y 2) **las roscas muy afiladas y con una profundidad de rosca < 30%** disminuyen el TI y el riesgo de FT (Tabla 3, Fig. 32, n.º 2)<sup>82</sup>. Por último comentar que la fractura ocurre con más frecuencia durante la remoción del MIO ya que se ha observado que a los 10 meses después de su colocación dichos torques son superiores a los de la inserción<sup>116</sup>. La longitud del MIO es solo una variable a considerar para aumentar la estabilidad primaria siempre que se deban utilizar diámetros pequeños cuando la cortical y calidad del hueso no sea buena<sup>146</sup>.

### 7.1.2. Estabilidad primaria en los MIOs de tamaño medio y sus aplicaciones clínicas:

Estos MIOs permiten ser el anclaje de **movimientos ortodónticos complejos** con mayores exigencias mecánicas, y pueden colocarse también entre las raíces de los dientes facilitando el cierre mecánico de espacios y las retracciones del frente anterior<sup>12</sup>. Sin embargo, la distancia mínima entre el MIO y la raíz de un diente debe ser  $> 0.5$  mm para evitar pérdidas prematuras<sup>140,147</sup>. La colocación del MIO en el maxilar, con un TI cercano a 5 Ncm y en pacientes jóvenes puede evitar la utilización de una fresa piloto previa<sup>111</sup>, aunque normalmente aconsejan el uso previo para disminuir los valores de TI<sup>71,72,93</sup>, especialmente en los MIOs cónicos<sup>79</sup>, (50% mayor de TI, que los cilíndricos, Tabla 4). Se ha observado que en huesos muy densos como la mandíbula<sup>23</sup> o el paladar<sup>22,120,138</sup> el uso previo de la **fresa piloto** no solo evita FT sino que mejora la estabilidad secundaria a las 4 semanas de su colocación<sup>6,84,90,117</sup>.

De acuerdo con otros estudios, se sabe que las fuerzas de arrancado axiales (FA) son mayores en MIOs cilíndricos que en cónicos<sup>88</sup>, aunque se ha visto que las tracciones con inclinaciones entre 20- 40° son un 30% menores en los MIOs cónicos y del 40- 50% en los MIOs cilíndricos<sup>79</sup>. Se piensa que **la menor rigidez de la estructura en los MIOs cilíndricos** es responsable de estos valores menores<sup>79</sup>. Al parecer los diseños con profundidades de rosca aumentados ( $> 35\%$ , MIO n.º 6, Tabla 3) mejoran la estabilidad en la FA axial, pero en las inclinaciones severas pueden ser contraproducentes al disminuir la rigidez de la estructura y permitir una mayor deformación. Por lo tanto, MIOs con **profundidades de rosca muy aumentados SOLO justifican su colocación para tracciones axiales**. Un ejemplo es la colocación a nivel palatino para realizar una intrusión de molares superiores con una barra palatina. Requiere fuerzas de intrusión de 2.5 N mientras que las FA se sitúan en unos valores comprendidos entre 200-250 N<sup>28,52,118,119</sup>.

En el caso de pacientes **jóvenes < 15 años** se ha visto que estos MIOs de tamaño medio colocados en el paladar tienen una supervivencia menor y aconsejan entonces **ferulizar 2 MIOs con una miniplaca o con una fijación alámbrica**<sup>138</sup>. Este simple procedimiento permite realizar movimientos sagitales y verticales de molares con fuerzas mayores de 500 gr y **mejora notablemente la estabilidad y la supervivencia del MIO**. Como la localización palatina proporciona normalmente una excelente calidad y cantidad de hueso, se ha observado que no se encuentran diferencias estadísticamente significativas en la supervivencia entre los MIOs de tamaño medio y los de gran tamaño siempre y cuando se aplican fuerzas ortodóncicas convencionales<sup>138</sup>.

### 7.1.3. Estabilidad primaria de los MIOs de tamaño grande y sus aplicaciones clínicas:

**Siempre** es recomendable utilizar una **fresa piloto** previa ya que sus TI se encuentran entre 15 – 20 Ncm, especialmente en los MIOs con diseños cónicos<sup>79</sup> (Tabla3).

Un pequeño incremento de 0.1mm añadido al diámetro exterior (D2) del MIO reduce notablemente el riesgo de la FT<sup>92</sup>. Esto se pone de manifiesto en los tornillos de Jeil 1.6 y 2.0, ambos con idéntico diseño, donde 4 décimas de milímetro doblan los valores de FT, de 22 Ncm a 44 Ncm respectivamente (28).

Permiten cargas inmediatas de hasta 20 N sin que se vea afectada su estabilidad<sup>82</sup>. Se usan rutinariamente para aparatos ortodóncicos complejos como los distalizadores palatinos de molares superiores<sup>48-51,99</sup> y como **anclaje ortopédico** en los brazos anteriores en los disyuntores híbridos<sup>32</sup> ya que sus valores en las FA de 300-350 N, con valores muy parecidos obtenidos en otros estudios<sup>30,78</sup> que les confiere **mucha estabilidad y seguridad** sin que se halla reportado en la literatura científica ningún caso de FT durante su colocación<sup>30</sup>. Pueden también utilizarse en las zonas retromolares tanto de maxilar como de mandíbula, incluso como **sustitución provisional de un diente** en una zona

## Discusión

---

edéntula, que actúa tanto como fuente de anclaje como en la carga axial masticatoria<sup>20,120</sup>.

Los acanalamientos o muescas en la espiga sirven para reducir el TI al almacenar los trozos de hueso durante su inserción. Los estudios con implantes dentales parecen avalar que las **formas cónicas que presentan muescas rectas y cortas en el cuarto inferior del implante son desde el punto de vista de la estabilidad primaria un diseño óptimo**<sup>137</sup>. Sin embargo, la extensión de estos acanalamientos hasta el tercio medio del MIO, asociado a una profundidad de la rosca del 40% (Tabla 3, MIO n.º 11, Tekka 2.0), incrementan el riesgo de la FT notablemente<sup>30</sup>. Reducen su estabilidad un 23% (de 45 Ncm a 37.08 Ncm, Fig. 33) y este diseño no es recomendado en los disyuntores óseo-soportados que requieren mayores exigencias mecánicas.

## 7.2. Estudio de la estabilidad estructural de los MIOs: Método computacional mediante elementos finitos:

Marcé-Nogué J, Walter A, Gil LI, S, Puigdollers A. Finite element comparison of 10 orthodontic microscrews with diferent cortical bone parameters. Int J Oral Maxillofac. Impls 2103; 28: e177-e189.

Diversos trabajos en implantología dental aprueban como método válido el análisis de la estabilidad realizada con la simulación computacional mediante elementos finitos<sup>122-124</sup>. Los parámetros elegidos en este trabajo están en consonancia con la simulación realizada en otras publicaciones tanto de hueso como del material del implante<sup>113,123,124</sup>. De acuerdo con Doblaré y cols.<sup>121</sup>, cuando se utiliza un material con propiedades isotrópicas, como por ejemplo el hueso cortical y los materiales dúctiles como los metales, **el valor obtenido de estrés de von Mises es un valor muy preciso** que permite calcular las diferencias mecánicas entre compresión y estiramiento y por tanto permite calcular y comparar la estabilidad mecánica del MIO<sup>103-108</sup>. El módulo de elasticidad de 90 MPa elegido para el hueso esponjoso es el adecuado para una densidad ósea que está próxima al valor del maxilar en un paciente adolescentes<sup>107</sup> o adulto joven<sup>3,32,35</sup>.

### 7.2.1. Influencia en el ángulo de incidencia en la fuerza perpendicular:

La estabilidad estructural del tornillo medida con elementos finitos ofrece una **predictibilidad muy contrastada** en implantología dental<sup>110,121</sup> y recientemente también en el estudio de los MIOs<sup>103,104</sup>. Las fuerzas que se simulan en implantología dental suelen ser axiales<sup>109,124,132</sup> pero en los MIOs la simulación que se llevó a cabo fue una fuerza lateral de **1 N** debido a que son **situaciones clínicas muy frecuentes** como sucede en la mecánica de cierres de espacios, tracciones y distalizaciones vestibulares muy sencillas<sup>2,32,33,51</sup>. Una simulación con una fuerza axial o lateral de 100 N<sup>132</sup>, sólo sería justificable

## Discusión

---

en los MIOs de gran tamaño y sólo para usos como los disyuntores óseo-soportados<sup>126,130</sup>, y en este sentido el estudio *in vitro* del tercer apartado realizado en hueso artificial lo justifica.

En el estudio, la fuerza lateral es una constante que se aplica de forma perpendicular (90°) a la cabeza del MIO. Sin embargo, a pesar de ser perpendicular, se han investigado diferentes ángulos de incidencia en dicha fuerza perpendicular y su posible influencia en la estabilidad debido a las asimetrías en los diseños de las espiras en los MIOs. **El ángulo de incidencia muestra pequeñas variaciones en los resultados** con mínimos efectos en estabilidad estructural, cuyos valores **son menores al 10%** y puede deducirse que apenas tienen influencia en la estabilidad en los MIOs de tamaños intermedios y grandes, pero sí en los MIOs de pequeño tamaño<sup>133</sup>. También se ha visto en otro estudio con simulaciones efectuadas en MIOs, que pequeñas variaciones en el ángulo de la carga tampoco muestran efectos negativos en la reacción biomecánica del anclaje<sup>104</sup>. Sin embargo, como indica la literatura esto ya no es así cuando las variaciones en el ángulo de la tracción son muy grandes, entre 30°- 90° con resultados de estrés en la espiga en un MIO cilíndrico de tamaño pequeño (1.3 x 9mm) que puede variar entre 121 MPa a 382 MPa para un tracción de 2N<sup>133</sup>, donde la **tracción perpendicular de 90° ejerce una de las mayores deformaciones y tensiones en la espiga del MIO**<sup>133</sup>. En el presente estudio, la tracción perpendicular de 90° con una fuerza de tracción de 1 N para el MIO n.º 1 mostró tensiones en la espiga de 500,698 Mpa, y demuestra un diseño altamente inestable que el estudio del Dr. Chen<sup>83</sup> lo corrobora, desaconsejando su uso en pacientes adultos por su elevado riesgo de fractura. En los MIOs intermedios las tensiones en la espiga máximos no superaron los 121 MPa y demuestra la importancia que tiene el diámetro interno del MIO para disminuir las tensiones en la espiga.

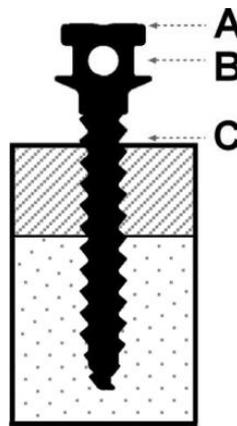
### 7.2.2. Influencia del grosor del hueso cortical y del Módulo de elasticidad en el hueso esponjoso:

La simulación realizada en este estudio con un grosor de cortical ósea (GCO) entre 1 y 3mm y con el módulo de elasticidad que se ha seleccionado es similar al de la literatura científica y pretende evaluar su influencia<sup>113,115,121</sup>. Se ha elegido un GCO mayor de 1mm, ya que se sabe que la cantidad mínima de GCO para proporcionar buena estabilidad en el MIO debe ser  $\geq 1\text{mm}$ <sup>125,146</sup> para mejorar su supervivencia<sup>10</sup> y que un GCO  $< 0.5\text{mm}$  hace incluso que la estabilidad del MIO se<sup>146</sup>.

Los resultados del estudio muestran una **escasa influencia en la estabilidad del MIO respecto los diferentes GCOs estándar**, y están en consonancia con el Dr. Sarmah<sup>149</sup>. Si bien es cierto, que **la mayoría de estudios reflejan una clara influencia del GCO respecto a la estabilidad del MIO**<sup>124,125,133</sup> quizás la densidad más elevada del hueso esponjoso seleccionado<sup>125</sup> influya en los resultados obtenidos, ya que se sabe que es un factor relevante cuando dicho módulo se sitúa por debajo de 70 MPa con un GCO  $< 1\text{mm}$ <sup>103,104</sup>. Observando los resultados del estudio el valor de 90 MPa seleccionado proporciona una buena estabilidad al MIO y por tanto minimiza la influencia del GCO<sup>103</sup>. Aún así, puede observarse que los desplazamientos y el estrés de von Mises como resultado numérico son mayores cuanto menor sea el GCO y la profundidad de inserción (GCO  $< 1\text{mm}$ , profundidad 6mm)<sup>6,10</sup> aunque según el Dr. Sarmah una ligera pérdida de hueso en la región marginal tiene más influencia en la pérdida de la estabilidad de un MIO que las diferencias en los GCO<sup>149</sup>.

### 7.2.3. Interpretación de los resultados en términos de la literatura y sus aplicaciones clínicas cuando las deformaciones se sitúan en el punto A y el estrés en el punto C (espiga)

Las fuerzas laterales hacen que el tornillo se deforme, la cabeza se desplace y el estrés se concentra a nivel de la espiga en el punto C (Fig. 17).



Este comportamiento mecánico es particularmente válido en los MIOs al carecer del fenómeno de osteointegración, pero no así en los implantes osteointegrados donde la distribución de las fuerzas y del estrés es mucho más uniforme y a lo largo de toda la estructura hasta el ápex del implante<sup>132</sup>.

El mayor grado de estrés y deformaciones en la estructura del MIO se concentra en la parte más externa del hueso cortical<sup>103,107-109</sup> y normalmente se correlaciona estadísticamente con un mayor grado de estrés en el hueso peri-implantario<sup>123</sup>.

#### 7.2.3.1. Valoración del estrés en los MIOs y sus aplicaciones clínicas

Se sabe que la fractura por estrés en la espiga de titanio está entorno a los 692 Mpa (MIO 1.3 mm de diámetro) y para el hueso cortical se sitúa en valores de 200 Mpa, y que apenas está reportado a partir de qué valores de estrés mecánico comienza el **fenómeno de remodelamiento óseo** con reabsorción ósea<sup>133</sup>. Los resultados del estudio muestran valores de tensión en

la espiga a 8mm de profundidad entre 500,698 a 17,172 MPa, con unos valores medios comprendidos entre 50 a 140 MPa en condiciones favorables (Tabla 6) y que diversos autores como Motoyoshi y Suzuki<sup>125,133</sup>, sitúan la **reabsorción de la cortical ósea** cuando el hueso soporta **cargas superiores a 28- 31 Mpa para un MIO de 1.5 mm que soporta tensiones en la espiga alrededor de 200 - 213 Mpa**. En cambio, estos valores de carga en implantes dentales se sitúan según Frost entorno a 60 Mpa<sup>134</sup>. Por tanto, siempre y cuando existan unas condiciones favorables de 8mm de profundidad y con la fuerza lateral de 1N, a excepción del MIO n.º 1, están **todos ellos son seguros clínicamente durante su colocación** (Tabla 6).

Además, diversas publicaciones indican que el parámetro morfológico que más influyente en el comportamiento mecánico en el estrés de Von Mises y en las deformaciones en la espiga es el **diámetro y la longitud extra-ósea** del MIO<sup>103,122,124</sup> y que la profundidad de inserción no afecta significativamente en la estabilidad del MIO cuando la inserción va más allá de los 4mm, siempre y cuando la longitud extra-ósea es adecuada y correcta<sup>80,103</sup>. Así pues, **a mayor diámetro y menor longitud (MIOs n.º 3, 8 y 10), menores son los valores numéricos** tanto estructurales como a nivel de la cortical peri-implantaria<sup>103</sup> ya que una espiga de mayor diámetro y porción extra-ósea mas corta se deforma menos. En el sentido opuesto están los MIOs **nº 4 y 11** (Tekka), que acumulan un gran estrés en su estructura por su diseño. Este fenómeno físico se corrobora en nuestro estudio y la medición con MEB de las diferentes espigas de los MIOs y sus longitudes realizados en el estudio anterior (Tabla 3) permite identificar mejor los diseños y por tanto predecir mejor su comportamiento mecánico.

Una aplicación clínica en este sentido se observa en los MIOs más cortos y ligeramente cónicos que **no exceden de los 30 MPa** de estrés a nivel de la espiga a 8 mm de profundidad (**MIOs n.º 3 y 9**, tabla 5), y que los hacen por tanto más favorables para realizar una **carga inmediata** con fuerzas ligeras<sup>133</sup>. Otros obtuvieron valores cercanos a los 130 - 140 MPa con 1 N de

## Discusión

tracción (**MIOs n.º 1, 5 y 6**, tabla 6) **se encuentran más cerca del umbral de los 200 MPa** (punto C) y pueden favorecer reabsorciones de la cortical ósea si las fuerzas ortodóncicas de tracción están poco controladas o están colocados en condiciones muy desfavorables (6 mm de profundidad y con un GCO < 1mm)<sup>1-4,69,103,104,125</sup>. Estas condiciones son más frecuentes en niños y con localizaciones vestibulares en el maxilar<sup>3,139,140</sup>. Son diseños que aconsejan por tanto **posponer la carga inmediata** y realizar sobre ellos una tracción una vez se ha alcanzado la estabilidad secundaria del MIO<sup>1-3,12,26,69,120</sup>.

A pesar de que es deseable que la parte extra-ósea del MIO sea lo más corta posible para generar menores tensiones en la espiga a nivel del punto C, existen localizaciones anatómicas con **grosos gingivales** que fluctúan entre 3 - 5 mm<sup>129,138</sup>. Localizaciones como el **paladar** con grosos gingivales aumentados requieren de MIOs con **mayor longitud extra-ósea**<sup>25</sup> y por tanto son también necesarios desde el punto de vista clínico. Un incremento de 2 mm en la longitud extra-ósea en los MIOs de gran tamaño (Tabla 3) se ha visto en este estudio que incrementan el estrés en la estructura de la espiga en un **factor de 2.5**. Por tanto, este factor mecánico es muy importante a tener en cuenta en los diseños de los disyuntores híbridos palatinos<sup>103,131</sup> donde los diseños de los MIOs para estos fines deben de reorientarse para mejorar su estabilidad estructural sabiendo que las **fuerzas ortopédicas de expansión del maxilar** registradas se sitúan alrededor de los **100 N**<sup>96</sup> (Tabla 6, Fig. 24 a, 29 a). Otra zona anatómica que requiere de MIOs con longitudes extra-óseas aumentadas es la **zona retromolar mandibular** con grosos gingivales aumentados<sup>11,23,63,106</sup>, aunque las fuerzas de tracción que se realizan a ese nivel son puramente ortodóncicas dentales y ligeras ( $\pm 2N$ ), con pocas exigencias mecánicas<sup>23</sup>. Sirven entonces los MIOs intermedios largos **n.º 4, 5** y sobretodo el **n.º 7**, siempre después de usar una fresa piloto previa<sup>66,92</sup>.

En general, la investigación realizada pone de manifiesto que los tornillos de tamaños intermedios 1.5 mm (**n.º 4- 8**) en una **situación desfavorable (encía muy gruesa)** y en consonancia con el trabajo del Dr.

Duaibis<sup>103</sup> incrementaron el estrés a nivel del punto C del orden del **40%** (con excepción del Spider 1.5 que aumentó los valores de estrés hasta el 75%) mientras que los **MIOs de gran tamaño 2.0 mm** alrededor del **30%** (Figuras 35 a y b, Tablas 6 y 7). Según el Dr. Jiang<sup>122</sup>, **el hecho de pasar a un tornillo de 1.5 mm a 2.0 mm mejora la estabilidad en un 50%**. Por tanto, medir previamente el grosor gingival con un tope de goma en la aguja de la anestesia puede evitar estas situaciones y mejorar el pronóstico del MIO colocado.

Asimismo, existen otros parámetros que también influyen en las tensiones en la espiga del MIO, aunque en menor medida como son las formas de las espiras<sup>114, 122-125</sup> y la morfología de la espiga (cilíndrico vs. cónico), donde la forma cilíndrica, el exceso de profundidad de la rosca y el exceso de conicidad juegan un papel mecánicamente desfavorable, bien contrastado en la literatura científica<sup>103,107</sup> (Fig. 35 b, Spider 1.5 y Tekka 1.5). Aunque el propósito de este estudio no es valorar en detalle de cómo la geometría de la espira es capaz de influir en la estabilidad del MIO (133), se ha observado una cierta influencia a tenor de los resultados obtenidos, que **espiras más anchas y poco profundas proporcionan mayor estabilidad** (Fig. 36 b, Fig. 32 MIO n.º 7, Tabla 7)<sup>103</sup>.

### 7.2.3.2 Valoración de las deformaciones en los MIOs y sus aplicaciones clínicas

Se ha visto que el paso de la rosca y la forma de la espira carecen de influencia en las deformaciones de los MIOs<sup>103</sup>, no así la profundidad de la rosca<sup>103,104,122</sup>. Los MIOs que son **muy cónicos y los cilíndricos se deforman prácticamente el doble (MIO n.º 4 – 6, Spider 1.5, Tekka 1.5 PSM / Mondeal 1.5)** debido a que presentan un menor diámetro interno a nivel del punto C (Figuras 35 c y d)<sup>103,107</sup>. En el estudio pueden deformarse cerca de 0.1 mm con 1N de fuerza lateral, y en otro estudio **pueden deformarse hasta 0,7 - 1.4 mm** cuando se aplican 2 N de fuerza<sup>122</sup>. Por tanto, son más seguros con

## Discusión

densidades óseas adecuadas como sucede en adolescentes y adultos jóvenes, con un módulo de Young de la esponjosa  $> 100 \text{ Mpa}^{3,104}$  y con pocas exigencias mecánicas. Pueden colocarse entre las raíces de los dientes, pero se sabe que hay pequeños movimientos de los mismos durante las cargas laterales<sup>147</sup>, hacen aconsejable esperar la tracción transcurridas 8-12 semanas<sup>3</sup> para facilitar la estabilidad secundaria<sup>17,41</sup>. Como su colocación es más exigente, resulta fundamental asegurar una buena estabilidad primaria<sup>6,14,40,41,73,78</sup> y herramientas tan sencillas como el **torquímetro**<sup>70,81,84</sup> y el **periostest**<sup>74</sup> pueden ayudar al clínico a verificar la estabilidad inicial del MIO.

**Los diseños más compactos** y ligeramente cónicos (**MIOs n.º 3, 7, 8 y 10**)<sup>103</sup> se pueden indicar en situaciones clínicas con mayor exigencia mecánica<sup>122</sup> como es el uso de **distalizadores**<sup>34,51,49,98</sup>, la **intrusión de molares**<sup>51,99</sup>, y las **zonas retromolares mandibulares**<sup>23</sup>. Estas localizaciones suelen presentar corticales gruesas y densidades óseas aumentadas y requieren por tanto la utilización de una fresa piloto para su colocación<sup>30</sup>.

El paladar requiere una **longitud extra-ósea** algo mayor debido al grosor gingival  $> 4\text{mm}^{129}$ . Se observa que diferencias de 2mm de inserción asociado a una **forma cilíndrica pueden provocar deformaciones 5 veces mayores** que otros diseños (grupo de los MIOs de gran tamaño, Fig. 35 d, Tabla 5) y que en el caso de los MIOs de gran tamaño el **factor aumenta x 10 (MIO n.º 10 vs. 12)**<sup>103</sup>. Estas características morfológicas sí pueden ser determinantes en el éxito de los diseños en los disyuntores óseo-soportados tipo MICRO-4 en los pacientes adultos que tienen suturas óseas craneales más cerradas y calcificadas<sup>64</sup>, ya que los brazos posteriores se colocan en el **paladar más posterior** que tiene una menor altura ósea ( $<5 \text{ mm}$ ) y por tanto menor profundidad de inserción del MIO<sup>35,71</sup>. La reducción de la profundidad de inserción de 8mm a 6mm **incrementa las deformación del orden del 50-70%** en la mayoría de diseños y en los diámetros pequeños ( n.º 1 y 5) este incremento alcanza hasta el 80%.

No obstante, el estudio pone de manifiesto, que **cuando la inserción de los MIOs es correcta y adecuada, las diferencias en las deformaciones en las diferentes espigas entre los diferentes diámetros son < 10%** ( Fig. 37 a) y pone de relieve la importancia que tiene que en zonas con poca altura ósea como el paladar posterior y en las zonas próximas al seno maxilar la selección previa de la longitud del MIO es también un factor muy importante que debe planificarse con antelación<sup>12,25,29,36,129</sup>.

### 7.2.3.3. Consideración de la varianza en el estrés en el punto C (a nivel de la espiga) y en la deformación en el punto A y sus aplicaciones clínicas

Las varianzas en el estrés y las varianzas en las deformaciones (Tabla 5) en los MIOs **son diámetro-dependientes y longitud-dependiente**<sup>103,122</sup>. Son numéricamente poco importantes en este estudio, pero aparecen varianzas **4 veces** mayores en el **estrés** para MIOs de un mismo grupo y varianzas hasta **10 veces** mayores en las **deformaciones**. Se sabe que una tracción con una inclinación **de 60- 70º puede duplicar el estrés** tanto en el hueso cortical como estructural<sup>133</sup>. Por tanto, las varianzas pueden jugar en algunas contadas ocasiones un papel importante y favorecer pérdidas prematuras de implantes cuando coinciden simultáneamente varios factores adversos como pueden ser las tracciones oblicuas de 60-70º poco controladas a nivel vestibular en un maxilar joven con poca cortical ósea con MIOs < 1.5mm de diámetro<sup>122</sup>. Si además confluyen otros factores como una porción extra-ósea más larga, una colocación con poca profundidad o una carga inmediata poco controlada con una fuerza excesiva<sup>1,4,5,27,36</sup> la supervivencia del implante baja drásticamente del 95 al 67%<sup>61-63</sup>. Además, se ha visto que los MIOs más pequeños durante una tracción puede presentar **ligeros desplazamientos**, y que un ligero contacto radicular disminuye también drásticamente también su índice de supervivencia<sup>63,82</sup>.

## Discusión

En cuanto a las **varianzas del estrés en las espigas** (Figuras 36 a y b) debido a la posición aleatoria en los modelos n.º 7, 8, 11 y 12 (Dentaurum 1.5, Jeil 1.6, Mondeal 2.0 y Tekka 2.0) muestran que cuando los MIOs están bien colocados (8mm de profundidad) el solapamiento de estos valores los hacen muy parecidos desde el punto de vista mecánico a pesar de la diferencia de diámetros<sup>122</sup>. Sin embargo, un paladar ojival y con un grosor de mucosa gingival aumentado<sup>105,129</sup>, requiere irremediablemente de una porción extra-ósea de mayor longitud y la selección de un MIO con un diámetro mayor es mas segura<sup>30,122</sup> que las pequeñas diferencias en las longitudes extra-óseas de los MIO, especialmente si se van realizar tracciones con movimientos ortopédicos. La elección es siempre un MIO con el mayor diámetro posible en una localización comprometida<sup>35,51</sup>.

En cuanto a la **varianza para las deformaciones** máximas a nivel de las espigas (Figuras 36 c y d) para los MIOs n.º 7, 11 y 12 (Dentaurum 1.5, Mondeal / PSM 2.0 y Tekka 2.0) no aparecen concatenaciones a 8mm de profundidad a pesar de las diferencias en los diámetros, hecho bien demostrado en el estudio de elementos finitos realizado por del Dr. Jiang<sup>122</sup> que afirma que los MIOs de 1.6 mm a una profundidad > 6 mm presentan deformaciones parecidas a los de mayor diámetro, pero algo mayores. Una colocación del MIO próximas al seno maxilar<sup>2,12,69,120</sup>, o el contacto prematuro de raíces palatinas o MIOs excesivamente largos pueden dejar los MIOs poco insertados y sobreexpuestos. Es entonces cuando los MIOs con mayores diámetros pero ligeramente más largos representan **una mayor desventaja mecánica** cuando son comparados con los de menor diámetro como consecuencia del brazo de palanca más desfavorable. El estudio del Dr. Duaibis también lo corrobora y normalmente si los MIOs están bien colocados, el hecho de **pasar de un diámetro de 1.5 a 2.0 mm reduce el estrés peri-implantario y las deformaciones en un 50%**<sup>103</sup>.

### 7.3 Estudio de la estabilidad de los componentes del brazo anterior de los disyuntores híbridos (MIOs 2.0 mm + aditamentos + alambres) hasta el límite de su resistencia mecánica ante una carga lateral.

**European Journal of Orthodontic, 2016. Walter A, Winsauer H, Mojal S, Puigdollers A.** Stability determinants of the bone-borne force transmitting components used in three different RME hybrid hyrax expanders– an in vitro study

Los MIOs de grandes dimensiones han demostrado ser muy estables cuando se les aplica una fuerza ortodóncica lateral<sup>9,46,71,82,86,104,106,108,109</sup>. Por este motivo se utilizan para realizar **fuerzas muy elevadas de tipo ortopédicas**, principalmente en los disyuntores de los maxilares óseo-soportados en niños<sup>32-34</sup>. Sin embargo, se desconoce la fuerza que es capaz de transmitir y dónde están sus límites mecánicos. No hay estudios al respecto. Se pretende, por tanto, en este estudio conocer mejor los límites de la estabilidad que proporcionan los diferentes componentes (MIO + aditamento + alambre) que forman parte del **brazo anterior del disyuntor híbrido**<sup>33,34</sup> y ver si son también aptos para mayores exigencias mecánicas.

A este brazo anterior se le aplica una carga lateral mecánica continua que simula su activación en el paladar y de esta forma se pretende analizar la capacidad de carga máxima que es capaz de resistir. Los datos técnicos obtenidos en la simulación pretenden inferir con los datos clínicos disponibles en la literatura científica para estimar las fuerzas de expansión que son necesarias para abrir la sutura del maxilar tanto en niños como pacientes adultos jóvenes<sup>35</sup>. Sin embargo, hay muy pocos estudios que miden las fuerzas de expansión, y casi todos ellos se basan en la resistencia de los alambres como parte limitante de la expansión<sup>126,130</sup>.

Las simulaciones realizadas hasta la fecha con elementos finitos en disyuntores óseo-soportados son muy teóricas y no proporcionan datos concluyentes sobre sus límites mecánicos y deformaciones de estos aparatos<sup>95,127</sup>. Son estudios que se centran más en la distribución de las

## Discusión

---

tensiones en las diferentes estructuras craneales o en los cambios esqueléticos cuando se realiza una disyunción en el maxilar que en la magnitud en las fuerzas de expansión y sus límites de la estabilidad<sup>57,65,95,127,136</sup>. Por tanto, el presente estudio no solamente simula la carga lateral de los brazos anteriores en los disyuntores híbridos en un hueso artificial<sup>68</sup> para un paladar de hueso adulto<sup>35</sup> sino que también y permite **visualizar los límites elásticos y las deformaciones** del MIO<sup>122</sup> y de los alambres con rayos-X.

Una de las **limitaciones en el diseño** de este estudio reside en que no es capaz de medir directamente las fuerzas de expansión de los disyuntores híbridos, debido a que los brazos posteriores están anclados en molares y se basa en cálculos estimados y teóricos. Por tanto, los resultados obtenidos de la estabilidad del brazo anterior en este estudio deben tomarse con cautela ya que al tratarse de un estudio in vitro, se han realizado en unas condiciones ideales tanto de profundidad de inserción del MIO a 8mm, como la elevada densidad ósea escogida. Por un lado se sabe que existen grandes variaciones de altura ósea del hueso palatino que varían entre 3-8 mm<sup>71</sup> y por otro lado la densidad ósea de 0,48 g/cm<sup>3</sup><sup>139</sup> es la propia de un hueso palatino de paciente adulto<sup>3,138</sup>. Otra limitación del estudio es la carga lateral perpendicular que se aplica sobre el MIO, sabiendo que en muchas situaciones clínicas esta carga no es del todo perpendicular, si no que es inclinada, pudiendo dar resultados todavía menores<sup>133</sup>.

### 7.3.1. La estabilidad de los alambres de sujeción

Se ha estudiado la estabilidad del alambre de acero estándar de 1.5 mm (Dentaurum, Hyrax Maxy-12, GNE, Ispringen, Germany) por separado y se ha realizado un test de flexión con 3 puntos de apoyo. Los valores máximos de deformación elástica y por tanto con aplicación clínica se sitúan entorno a **±80N** (tabla 8a, Fig. 38 a), aunque la deformación plástica máxima y por tanto sin

aplicación clínica puede alcanzar valores de 200 N. Un estudio que analiza casi todos los alambres de acero inoxidable de 1.5 mm de diámetro que se utilizan en los disyuntores convencionales sitúa las fuerzas máximas con grandes deformaciones plásticas (Fmax.) entre 288 -145 N<sup>130</sup>. Por tanto puede concluirse que el alambre utilizado en el presente estudio tiene una resistencia intermedia y que la sustitución por un alambre más rígido (SUPERscrewSUPER spring Co, Highwood, USA), puede incrementar su resistencia mecánica hasta valores un 25% mas altos<sup>130</sup>.

El test de carga lateral del sistema transmisor de la fuerza (**STF**) o **brazo anterior del disyuntor híbrido con un alambre estándar** (MIO + aditamento + 1 alambre) de los 3 sistemas analizados (PSM<sup>®</sup>, Forestadent<sup>®</sup> y JM / TD<sup>®</sup>) muestran valores ligeramente inferiores de **64-76 N** (Tabla 8b). Estos valores inferiores son consecuencia del diámetro interno del MIO, entre 1.0-1.36 mm, siendo inferiores al diámetro del alambre estándar<sup>131</sup> (Tabla 9). Por tanto, desde el punto de vista teórico y en una situación ideal, las fuerzas de expansión máximas que estos disyuntores híbridos óseo-soportados con un solo alambre estándar (brazo anterior + brazo posterior) pueden conseguir antes de alcanzar las deformación plástica son fuerzas comprendidas entre 120- 150 N.

En este sentido, el estudio de Isaacson y cols.<sup>126</sup> obtuvieron valores para una **disyunción del maxilar** de **100 N** en una chica de 13.6 años de edad. Otro estudio con 10 pacientes y con edades comprendidas entre 9-13 años, demostró que la fuerza máxima para generar una disyunción maxilar y abrir la sutura palatina fue alrededor de **120N**<sup>97</sup>, mientras que el estudio de Boryor y cols.<sup>95</sup> con un disyuntor puro óseo-soportado (4 MIOs, Forestadent 1.7 mm diámetro x 8mm longitud) en un cadáver de una mujer de 73 años de edad consiguieron abrir la sutura palatina con una fuerza de 85 N. Según estos datos, los valores de carga del brazo anterior con un alambre estándar demuestran que pueden ser suficiente para realizar una disyunción maxilar en niños y quizás en adolescentes muy jóvenes aunque es muy cuestionable en

## Discusión

---

adultos jóvenes (con suturas más calcificadas y cerradas) donde se requieren mayores fuerzas expansivas<sup>35</sup>.

**A 1mm de carga lateral** en el brazo anterior del disyuntor híbrido se han observado **deformaciones permanentes** en el MIO y en los alambres como consecuencia del brazo de palanca y de los momentos que se generan (fuerza aplicada a una distancia)<sup>122</sup>. El trabajo de Lee y cols.<sup>127</sup> demuestra el impacto del estrés en la estructura de los disyuntores óseo-soportados al aplicar la fuerza de expansión a una cierta distancia del hueso palatino. Esta separación genera un momento que es responsable de las deformaciones del aparato siendo esa distancia estimada desde el centro de resistencia del MIO hasta la zona de aplicación de la fuerza en unos 8mm: 4 mm de grosor de encía<sup>129</sup> + 2mm del aditamento<sup>34,35</sup> + 2mm intra-óseo en el centro de resistencia del MIO (Fig. 29)<sup>128,129</sup>. Por lo tanto, las fuerzas y momentos que se producen en el STF (brazo anterior) deben ser contrarrestados de forma eficaz por una aparatología más sólida y rígida como por ejemplo el diseño del STF con 2 alambres de sujeción<sup>128</sup>.

Como contraste al estudio anterior con un alambre, si la disyunción se realiza con un **brazo anterior con doble alambre (colocados uno al lado del otro)** el resultado *in vitro* muestra una mayor estabilidad estructural<sup>130</sup>. Cuando los alambres dobles están colocados “uno al lado de otro”, la fuerza de carga aumenta en un factor de **2.53 veces**<sup>130</sup> mientras que en el test de flexión de 3 puntos de apoyo con los alambres colocados “uno encima del otro” la estabilidad mejora en un **factor de 5** (Fig. 38 b). Las pruebas con doble alambre de sujeción así lo avalan y se obtienen valores de carga lateral entorno a los **100- 120 N** a 1.0- 1.2 mm de recorrido, dentro de los límites de la deformación elástica (Tabla 8 b, Fig. 39 d). Por lo tanto, en una situación ideal se podrían alcanzar con el disyuntor con dobles alambres fuerzas de expansión estables entorno a los 200 N. Estos valores son mucho más favorables para situaciones clínicas en adultos jóvenes o adolescentes tardíos. Esta forma de

construcción de los disyuntores con dobles alambres ya está probándose con éxito a nivel clínico en adolescentes y adultos<sup>35</sup>.

Se ha observado en el estudio que el alambre se deforma de manera prematura. Por tanto, otra forma de mejorar la estabilidad en el diseño del disyuntor consiste en la eliminación de los alambres y **soldar directamente el aditamento (Tiger Dental®) al tornillo de expansión** (o brazo de carga de la máquina Galdabini)<sup>136</sup>. La carga lateral del brazo anterior del DH con 2 alambres colocados “uno al lado del otro”, produce una deformación del MIO (Jeil Medical 2.mm) en la misma dirección de la carga en lo que denominamos **deformación convexa** producido por fuerzas de volcamiento (Fig. 40 a)<sup>32,98</sup>. Por otro lado, la eliminación de los alambres durante la carga lateral produce una **deformación cóncava** del MIO (Fig. 40 b) debido a fuerzas de cizallamiento. Por tanto, soldar el aditamento directamente al tornillo de expansión (sin alambres)<sup>136</sup> **mejora la estabilidad en un 20%** (test exploratorio, n=1, fuerzas 320,9 vs. 400 N).

A diferencia de las dos situaciones anteriores la sustitución en el disyuntor híbrido de los brazos estándar posteriores (simples) anclados en molares<sup>136</sup> por 2 MIOs posteriores los transforma en disyuntores óseo-soportados puros (sin anclaje dental) (Fig. 8 a)<sup>35</sup>. Al no tener apoyo dental, clínicamente presentan la ventaja de evitar potencialmente posibles lesiones periodontales en los molares que son utilizados como fuente de anclaje<sup>31,98</sup>. El **disyuntor óseo-soportado puro tipo MICRO-4 y MICRO-6** (Mini Implant Collar Retained Orthodontic - expander)<sup>35</sup> utiliza 4 o 6 MIOs de 2.5mm de diámetro y alambres dobles de sujeción muy cortos que están colocados “uno encima del otro” para conseguir durante su carga lateral una máxima estabilidad (Fig. 8 b)<sup>35,130</sup>. Este diseño investigado con la ayuda de simulaciones craneales con elementos finitos parece demostrar que disminuye el estrés en las estructuras craneales basales periféricas cuando es comparado con los disyuntores clásicos con un anclaje exclusivamente dental<sup>57,127</sup>.

### 7.3.2. Estabilidad de los aditamentos:

La estabilidad de los aditamentos en implantes dentales muestra en estudios contrastados su **seguridad clínica** tanto para la unión cementada<sup>140</sup> como con la unión mecanizada<sup>21-23</sup> con fuerzas axiales y oblicuas comprendidas entre 8- 100 N<sup>142</sup>. Además, ambos tipos de aditamentos reportan casos clínicos exitosamente tratados en niños<sup>32,98,99</sup>, aunque en el presente estudio el aditamento enroscado de PSM<sup>®</sup> se ha mostrado inestable a los 3 mm de la carga lateral, separándose de la cabeza del MIO (Fig. 39 a). **Sin embargo no se ha reportado en la literatura científica ningún caso clínico de inestabilidad de los aditamentos**<sup>34,46</sup> y tampoco inestabilidades en la alternancia de las expansiones / compresiones ortopédicas con protracción del maxilar<sup>33,35,46,136</sup>.

Se sabe, que al **mejorar el solapamiento del aditamento** sobre la cabeza del implante mejora notablemente la estabilidad de esta unión aditamento/implante<sup>108</sup>. El solapamiento parcial del 34 % del aditamento original de PSM<sup>®</sup> (Tabla 9) es mas inestable cuando la carga lateral de 200 N se realiza con dos alambre de sujeción debido a que no es capaz de contrarrestar los momentos<sup>130</sup>. Esto potencialmente puede suceder también en pacientes adultos con grades exigencias mecánicas<sup>95,126,128</sup>. Sin embargo, todos los solapamientos del aditamento del 100% en el test de dos alambres tanto enroscados como cementados demostraron ser estables (Fig. 39 b y c). Lo corrobora los resultados de las 2 versiones con **aditamentos modificados PSM- BLA** (fijación cementada “bonded length”) y **PSM SLA** (fijación enroscada, “screw length” (Tabla 9, Fig. 39 e y f) con un solapamiento del 100% que permanecieron estables sin romperse hasta el final del recorrido de 6mm y demuestra la importancia clínica de este hallazgo.

Ambos aditamentos de PSM modificados (enroscado vs. cementado) muestran pues un comportamiento mecánico sin diferencias estadísticamente significativas ( $p = 0.632$ , Tabla 10). Por lo tanto, la técnica o procedimiento de la unión del aditamento/ implante<sup>35,98</sup> no parece importante desde el punto de

vista mecánico, no así el grado de solapamiento, trascendental en pacientes adultos.

### 7.3.3. Estabilidad del MIO de grandes dimensiones en los brazos anteriores del disyuntor híbrido

Aumentando el número de implantes **disminuye el estrés peri-implantario** cortical<sup>125</sup>. Además, cuanto mayor sea el diámetro interno del MIO, menores serán las deformaciones y mejor se contrarrestarán los momentos durante las fuerzas de expansión (Tabla 8c y d)<sup>8,132</sup>. Esto se observa en el menor diámetro interno del MIO de Forestadent<sup>®</sup> que se deforma más y transmite peor las fuerzas y momentos en la carga lateral cuando es comparado con el MIO de Jeil 2.0 (n.º 10), ambos con diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.001$ , Tabla 8 c y d). Clínicamente se sabe que un incremento de tan solo 0.1 mm en el diámetro interior mejora notablemente la estabilidad del MIO<sup>131</sup> y disminuye el estrés óseo cortical peri-implantario<sup>61,132,133</sup> y por tanto en pacientes adolescentes<sup>64,65</sup> es recomendable el uso de MIOs con diámetros de 2.5 mm<sup>35</sup>.

Discusión

---

Conclusiones

---

## 8 CONCLUSIONES

## 8. Conclusiones :

### DEL PRIMER OBJETIVO:

1. **El diámetro externo y sobre todo el diámetro interno** del MIO, a igualdad de profundidad de inserción, son los **factores más importantes** en la **estabilidad primaria** en los diferentes test realizados. Para un mismo diámetro, las formas cilíndricas son más propensas a la fractura de torsión pero son ligeramente más estables a la fuerza de arrancado.
2. **El diseño del MIO es importante** en la estabilidad, y una profundidad de la rosca aumentada cerca del 40% del diámetro total del MIO, proporciona mayor estabilidad en términos de fuerzas de arrancado, pero juega un papel desfavorable en la fractura a la torsión, y es un **riesgo innecesario** cuando los tornillos tienen diámetros menores de 1.5 mm.
3. En general, los MIOs de **tamaños intermedios (1.5 mm)** comparados con los MIOs grandes, proporcionan un 30%-40% menos de estabilidad primaria en las fuerzas de arrancado y un **50% menos de estabilidad** en términos de TI y de FT en los diferentes test.

### SEGUNDO OBJETIVO:

1.- **La posición final del MIO no influye en la estabilidad mecánica estructural en los MIOs de gran tamaño** ante una fuerza ortodóncica lateral de 1N, aunque si puede tener influencia en los de pequeño tamaño.

2.- A una misma profundidad de inserción la **estabilidad estructural es muy diámetro-dependiente**. Los MIOs de tamaño intermedio tienen un comportamiento similar, pero en condiciones desfavorables, longitudes excesivas, diseños muy cónicos (> 4%), y profundidades de rosca aumentadas

(>35%) se comportan mecánicamente peor tanto desde el punto de vista del estrés y de deformaciones mecánicas.

3.- El diseño del MIO que presenta mayor estabilidad mecánica es **compacto y uniforme** con una forma de hueso largo y el que tiene la **rosca más ancha y sin la visualización de la espiga**, en el estudio de la unión entre hueso y el tornillo a una profundidad normal, presenta una estabilidad positiva ante situaciones desfavorables.

### TERCER OBJETIVO:

1.- El **diseño del cuello liso y gradualmente cónico** en el MIO proporciona **mayor estabilidad** en los brazos anteriores de los DHs que otro diseño cilíndrico formado por roscas que llegan hasta la cabeza del tornillo donde los cambios de diámetros abruptos son una desventaja mecánica, pero son todavía insuficientes cuando las fuerzas de expansión son mayores de 120 N (adolescentes) y **se recomienda incrementar el diámetro de los MIOs de 2 mm de diámetro para mejorar su estabilidad.**

2.- Los brazos anteriores con **2 alambres de sujeción colocados “uno al lado del otro” son más estables y seguros**, que con 1 solo alambre estándar y por tanto son un diseño válido para la realización de disyunciones maxilares en **adolescentes**. Previene las fuerzas de volcamiento y favorece las fuerzas de cizallamiento, que son más estables.

3.- Los aditamentos cementados y enroscados con **un solapamiento del 100% sobre la cabeza del MIO permanecieron siempre estables** ante cargas laterales extremas con 6 mm de recorrido. Solapamientos inferiores influyen en la estabilidad del STF.

## Conclusiones

---

## **9. BIBLIOGRAFIA**

Bibliografía

---

1. Chen YJ, Chang HH, Huang CY, Hung HC, Lai EH, Yao CC. A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clinical oral implants research*. 2007;18(6):768-75.
2. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie*. 2004;65(5):410-8.
3. Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, Yang P. Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: a microcomputed tomographic analysis. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2010;137(1):100-7.
4. Topouzelis N, Tsaousoglou P. Clinical factors correlated with the success rate of miniscrews in orthodontic treatment. *International journal of oral science*. 2012;4(1):38-44.
5. Hong J, Lim YJ, Park SO. Quantitative biomechanical analysis of the influence of the cortical bone and implant length on primary stability. *Clinical oral implants research*. 2012;23(10):1193-7.
6. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie*. 2006;67(3):162-74.
7. Shah AH, Behrents RG, Kim KB, Kyung HM, Buschang PH. Effects of screw and host factors on insertion torque and pullout strength. *The Angle orthodontist*. 2012;82(4):603-10.
8. Kim YK, Kim YJ, Yun PY, Kim JW. Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. *The Angle orthodontist*. 2009;79(5):908-14.
9. Chang JZ, Chen YJ, Tung YY, Chiang YY, Lai EH, Chen WP, et al. Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2012;141(3):279-88.
10. 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.
11. Gainsforth B.L. HL. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg*. 1945; 31:406-16.
12. Creekmore TD, Eklund, M. K. The possibility of skeletal anchorage. *Journal of clinical orthodontics : JCO*. 1983;17(4):266-9.
13. Branemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. [Experimental studies on intra-osseous anchorage of dental prosthesis]. *Arsbok Goteborgs tandlakare-sällskap*. 1970:9-25.
14. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(3):399-410.

15. Roberts DL. Animal experimentation to develop an endodontic-endosseous implant. *The journal of the Bergen County Dental Society Bergen County Dental Society*. 1975;42(1):6-9.
16. Roberts WE, Garetto LP. Physiology of osseous and fibrous integration. *The Alpha omegan*. 1992;85(4):57-60.
17. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *The Angle orthodontist*. 1990;60(2):135-52.
18. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American journal of orthodontics*. 1984;86(2):95-111.
19. Kokich VG. Managing complex orthodontic problems: the use of implants for anchorage. *Seminars in orthodontics*. 1996;2(2):153-60.
20. Spear FM, Mathews DM, Kokich VG. Interdisciplinary management of single-tooth implants. *Seminars in orthodontics*. 1997;3(1):45-72.
21. Stean H. Clinical case report: an improved technique for using dental implants as orthodontic anchorage. *The Journal of oral implantology*. 1993;19(4):336-40.
22. Wehrbein H, Feifel H, Diedrich P. Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: A prospective study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1999;116(6):678-86.
23. Chen J, Chen K, Garetto LP, Roberts WE. Mechanical response to functional and therapeutic loading of a retromolar endosseous implant used for orthodontic anchorage to mesially translate mandibular molars. *Implant dentistry*. 1995;4(4):246-58.
24. Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiler U, Diedrich P. The Orthosystem--a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie*. 1996;57(3):142-53.
25. Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P, Glatzmaier J. The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the orthosystem. *Clinical oral implants research*. 1996;7(4):410-6.
26. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *Journal of clinical orthodontics : JCO*. 1997;31(11):763-7.
27. Costa A, Raffainl M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*. 1998;13(3):201-9.
28. Yao CC, Lee JJ, Chen HY, Chang ZC, Chang HF, Chen YJ. Maxillary molar intrusion with fixed appliances and mini-implant anchorage studied in three dimensions. *The Angle orthodontist*. 2005;75(5):754-60.
29. Ludwig B, Glasl B, Bowman SJ, Wilmes B, Kinzinger GS, Lisson JA. Anatomical guidelines for miniscrew insertion: palatal sites. *Journal of clinical orthodontics : JCO*. 2011;45(8):433-41; quiz 67.
30. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of orofacial orthopedics*

Bibliografía

---

- = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie. 2008;69(1):42-50.
31. Inaba M. Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. *Journal of oral science*. 2009;51(3):347-53.
32. Wilmes B, Nienkemper M, Drescher D. Application and effectiveness of a mini-implant- and tooth-borne rapid palatal expansion device: the hybrid hyrax. *World journal of orthodontics*. 2010;11(4):323-30.
33. Wilmes B, Nienkemper M, Ludwig B, Kau CH, Drescher D. Early Class III treatment with a hybrid hyrax-mentoplate combination. *Journal of clinical orthodontics : JCO*. 2011;45(1):15-21; quiz 39.
34. Wilmes B, Ngan P, Liou EJ, Franchi L, Drescher D. Early class III facemask treatment with the hybrid hyrax and Alt-RAMEC protocol. *Journal of clinical orthodontics : JCO*. 2014;48(2):84-93.
35. Winsauer H, Vlachoianis J, Winsauer C, Ludwig B, Walter A. A bone-borne appliance for rapid maxillary expansion. *Journal of clinical orthodontics : JCO*. 2013;47(6):375-81; quiz 88.
36. Melsen B. Mini-implants: Where are we? *Journal of clinical orthodontics : JCO*. 2005;39(9):539-47; quiz 1-2.
37. Cope JB, McFadden D. Temporary replacement of missing maxillary lateral incisors with orthodontic miniscrew implants in growing patients: rationale, clinical technique, and long-term results. *Journal of orthodontics*. 2014;41 Suppl 1:s62-74.
38. Eppley BL, Sadove AM. Microscrew anchorage techniques in craniofacial surgery. *The Journal of craniofacial surgery*. 1991;2(2):71-3; discussion 4.
39. Labanauskaite B, Jankauskas G, Vasiliauskas A, Haffar N. Implants for orthodontic anchorage. Meta-analysis. *Stomatologija / issued by public institution "Odontologijos studija" [et al]*. 2005;7(4):128-32.
40. Morais LS, Serra GG, Muller CA, Andrade LR, Palermo EF, Elias CN, et al. Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: immediate loading and metal ion release. *Acta biomaterialia*. 2007;3(3):331-9.
41. Wu J, Bai YX, Wang BK. Biomechanical and histomorphometric characterizations of osseointegration during mini-screw healing in rabbit tibiae. *The Angle orthodontist*. 2009;79(3):558-63.
42. Favero LG, Pisoni A, Paganelli C. Removal torque of osseointegrated mini-implants: an in vivo evaluation. *European journal of orthodontics*. 2007;29(5):443-8.
43. Wehrbein H, Glatzmaier J, Yildirim M. Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the maxilla. An experimental study in the dog. *Clinical oral implants research*. 1997;8(2):131-41.
44. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1995;107(3):251-8.
45. Song HN, Hong C, Banh R, Ohebsion T, Asatrian G, Leung HY, et al. Mechanical stability and clinical applicability assessment of novel orthodontic mini-implant design. *The Angle orthodontist*. 2013;83(5):832-41.

46. Sendax VI. Mini-implants as adjuncts for transitional prostheses. *Dental implantology update*. 1996;7(2):12-5.
47. Melsen B. Effects of cervical anchorage during and after treatment: an implant study. *American journal of orthodontics*. 1978;73(5):526-40.
48. Kinzinger GS, Eren M, Diedrich PR. Treatment effects of intraoral appliances with conventional anchorage designs for non-compliance maxillary molar distalization: a literature review. *European journal of orthodontics*. 2008;30(6):558-71.
49. Pseiner BC, Wunderlich A, Freudenthaler JW. Upper molar distalization with skeletally anchored TopJet appliance. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie*. 2014;75(1):42-50.
50. Cornelis MA, De Clerck HJ. Maxillary molar distalization with miniplates assessed on digital models: a prospective clinical trial. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2007;132(3):373-7.
51. Winsauer H, Muchitsch AP, Winsauer C, Milnes R, Vlachojannis J, Walter A. The TopJet for routine bodily molar distalization. *Journal of clinical orthodontics : JCO*. 2013;47(2):96-107; quiz 39-40.
52. Flieger S, Ziebura T, Kleinheinz J, Wiechmann D. A simplified approach to true molar intrusion. *Head & face medicine*. 2012;8:30.
53. Chong YH, Ive JC, Artun J. Changes following the use of protraction headgear for early correction of Class III malocclusion. *The Angle orthodontist*. 1996;66(5):351-62.
54. Pangrazio-Kulbersh V, Berger J, Kersten G. Effects of protraction mechanics on the midface. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1998;114(5):484-91.
55. Ngan PW, Hagg U, Yiu C, Wei SH. Treatment response and long-term dentofacial adaptations to maxillary expansion and protraction. *Seminars in orthodontics*. 1997;3(4):255-64.
56. De Clerck HJ, Cornelis MA, Cevitanes LH, Heymann GC, Tulloch CJ. Orthopedic traction of the maxilla with miniplates: a new perspective for treatment of midface deficiency. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2009;67(10):2123-9.
57. Holberg C, Mahaini L, Rudzki I. Analysis of sutural strain in maxillary protraction therapy. *The Angle orthodontist*. 2007;77(4):586-94.
58. Nguyen T, Cevitanes L, Cornelis MA, Heymann G, de Paula LK, De Clerck H. Three-dimensional assessment of maxillary changes associated with bone anchored maxillary protraction. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2011;140(6):790-8.

Bibliografía

---

59. De Clerck EE, Swennen GR. Success rate of miniplate anchorage for bone anchored maxillary protraction. *The Angle orthodontist*. 2011;81(6):1010-3.
60. De Clerck H, Nguyen T, de Paula LK, Cevidanes L. Three-dimensional assessment of mandibular and glenoid fossa changes after bone-anchored Class III intermaxillary traction. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2012;142(1):25-31.
61. Schatzle M, Mannchen R, Zwahlen M, Lang NP. Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review. *Clinical oral implants research*. 2009;20(12):1351-9.
62. Chen YJ, Chang HH, Lin HY, Lai EH, Hung HC, Yao CC. Stability of miniplates and miniscrews used for orthodontic anchorage: experience with 492 temporary anchorage devices. *Clinical oral implants research*. 2008;19(11):1188-96.
63. Rodriguez JC, Suarez F, Chan HL, Padiál-Molina M, Wang HL. Implants for orthodontic anchorage: success rates and reasons of failures. *Implant dentistry*. 2014;23(2):155-61.
64. Angelieri F, Cevidanes LH, Franchi L, Goncalves JR, Benavides E, McNamara JA, Jr. Midpalatal suture maturation: classification method for individual assessment before rapid maxillary expansion. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2013;144(5):759-69.
65. Liu S, Xu T, Zou W. Effects of rapid maxillary expansion on the midpalatal suture: a systematic review. *European journal of orthodontics*. 2015;37(6):651-5.
66. Petrey JS, Saunders MM, Kluemper GT, Cunningham LL, Beeman CS. Temporary anchorage device insertion variables: effects on retention. *The Angle orthodontist*. 2010;80(4):446-53.
67. Cho KC, Baek SH. Effects of predrilling depth and implant shape on the mechanical properties of orthodontic mini-implants during the insertion procedure. *The Angle orthodontist*. 2012;82(4):618-24.
68. Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *The Angle orthodontist*. 2007;77(6):979-85.
69. Baumgaertel S, Hans MG. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2009;136(2):230-5.
70. Wilmes B, Drescher D. Impact of bone quality, implant type, and implantation site preparation on insertion torques of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2011;40(7):697-703.

71. Winsauer H, Vlachojannis C, Bumann A, Vlachojannis J, Chrubasik S. Paramedian vertical palatal bone height for mini-implant insertion: a systematic review. *European journal of orthodontics*. 2014;36(5):541-9.
72. Lee NK, Baek SH. Effects of the diameter and shape of orthodontic mini-implants on microdamage to the cortical bone. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2010;138(1):8 e1-8; discussion -9.
73. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Branemark PI. Osseointegration of titanium implants. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1986;57(4):285-9.
74. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *The International journal of prosthodontics*. 1998;11(5):491-501.
75. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *The International journal of prosthodontics*. 2004;17(5):544-64.
76. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *The International journal of prosthodontics*. 2004;17(5):536-43.
77. Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Wu Z, et al. Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2008;23(1):65-74.
78. Holm L, Cunningham SJ, Petrie A, Cousley RR. An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle orthodontist*. 2012;82(6):1022-8.
79. Florvaag B, Kneuert P, Lazar F, Koebke J, Zoller JE, Braumann B, et al. Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. An in-vitro study. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie*. 2010;71(1):53-67.
80. Pithon MM, Figueiredo DS, Oliveira DD. Mechanical evaluation of orthodontic mini-implants of different lengths. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2013;71(3):479-86.
81. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2007;22(5):779-84.
82. Crismani AG, Bertl MH, Celar AG, Bantleon HP, Burstone CJ. Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2010;137(1):108-13.
83. Chen Y, Kyung HM, Gao L, Yu WJ, Bae EJ, Kim SM. Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters. *The Angle orthodontist*. 2010;80(5):821-7.

Bibliografía

---

84. Cha JY, Takano-Yamamoto T, Hwang CJ. The effect of miniscrew taper morphology on insertion and removal torque in dogs. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2010;25(4):777-83.
85. Hong C, Lee H, Webster R, Kwak J, Wu BM, Moon W. Stability comparison between commercially available mini-implants and a novel design: part 1. *The Angle orthodontist.* 2011;81(4):692-9.
86. Hong C, Truong P, Song HN, Wu BM, Moon W. Mechanical stability assessment of novel orthodontic mini-implant designs: Part 2. *The Angle orthodontist.* 2011;81(6):1001-9.
87. Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *The Angle orthodontist.* 2008;78(2):234-40.
88. Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. Mechanical and histological properties. *The Angle orthodontist.* 2008;78(4):692-8.
89. Pithon MM, Nojima MG, Nojima LI. In vitro evaluation of insertion and removal torques of orthodontic mini-implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery.* 2011;40(1):80-5.
90. McManus MM, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE. Effect of miniscrew placement torque on resistance to miniscrew movement under load. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics.* 2011;140(3):e93-8.
91. Jolley TH, Chung CH. Peak torque values at fracture of orthodontic miniscrews. *Journal of clinical orthodontics : JCO.* 2007;41(6):326-8.
92. Barros SE, Janson G, Chiqueto K, Garib DG, Janson M. Effect of mini-implant diameter on fracture risk and self-drilling efficacy. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics.* 2011;140(4):e181-92.
93. Wilmes B, Drescher D. Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle orthodontist.* 2009;79(4):609-14.
94. Chapman JR, Harrington RM, Lee KM, Anderson PA, Tencer AF, Kowalski D. Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. *Journal of biomechanical engineering.* 1996;118(3):391-8.
95. Boryor A, Hohmann A, Wunderlich A, Geiger M, Kilic F, Kim KB, et al. Use of a modified expander during rapid maxillary expansion in adults: an in vitro and finite element study. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2013;28(1):e11-6.
96. Isaacson JD, Ledley RS. Tooth Statics. *Journal of the American Dental Association.* 1964;69:805-7.
97. Sander C, Huffmeier S, Sander FM, Sander FG. Initial results regarding force exertion during rapid maxillary expansion in children. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie.* 2006;67(1):19-26.

98. Ludwig B, Glasl B, Kinzinger GS, Walde KC, Lisson JA. The skeletal frog appliance for maxillary molar distalization. *Journal of clinical orthodontics : JCO*. 2011;45(2):77-84; quiz 91.
99. Wilmes B, Drescher D, Nienkemper M. A miniplate system for improved stability of skeletal anchorage. *Journal of clinical orthodontics : JCO*. 2009;43(8):494-501.
100. Ludwig B, Glas B, Bowman SJ, Drescher D, Wilmes B. Miniscrew-supported Class III treatment with the Hybrid RPE Advancer. *Journal of clinical orthodontics : JCO*. 2010;44(9):533-9; quiz 61.
101. Ikeda K, Yamakawa Y, Desrues J, Murota K. Bifurcations to diversify geometrical patterns of shear bands on granular material. *Physical review letters*. 2008;100(19):198001.
102. Ikeda K. MK. *Imperfect Bifurcation in Structures and Materials*. Springer-Verlag, ISBN. 2002: 387-95409-0.
103. Duaibis R, Kusnoto B, Natarajan R, Zhao L, Evans C. Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants: a three-dimensional finite element study. *The Angle orthodontist*. 2012;82(5):875-80.
104. Stahl E, Keilig L, Abdelgader I, Jager A, Bourauel C. Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie*. 2009;70(2):115-27.
105. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clinical oral implants research*. 2010;21(2):129-36.
106. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2003;124(4):373-8.
107. Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants. *Journal of biomedical materials research*. 1982;16(4):369-79.
108. Bulaqi HA, Mousavi Mashhadi M, Safari H, Samandari MM, Geramipanah F. Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: A finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;113(6):548-57.
109. Mehdi G, Belarbi A, Mansouri B, Azari Z. Numerical study of effect of elastomeric stress absorbers on stress reduction in bone-dental implant interface. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2015;23(1):87-93.
110. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *The Journal of oral implantology*. 1998;24(2):80-8.
111. Ma P, Liu HC, Li DH, Lin S, Shi Z, Peng QJ. [Influence of helix angle and density on primary stability of immediately loaded dental implants: three-

Bibliografía

---

- dimensional finite element analysis]. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi = Zhonghua kouqiang yixue zazhi = Chinese journal of stomatology*. 2007;42(10):618-21.
112. Ma P, Xiong W, Tan B, Geng W, Liu J, Li W, et al. Influence of thread pitch, helix angle, and compactness on micromotion of immediately loaded implants in three types of bone quality: a three-dimensional finite element analysis. *BioMed research international*. 2014;2014:983103.
113. Ben E. Numerical analysis of a dental implant system in three-dimension. *Advances in Engineering Software*. 2002;33:109-13.
114. Kong L ZY, Hu K, Li D, Zhou H, Wu Z et al. . Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software*. 2009;40:474–8.
115. Rebaudi A, Laffi N, Benedicenti S, Angiero F, Romanos GE. Microcomputed tomographic analysis of bone reaction at insertion of orthodontic mini-implants in sheep. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2011;26(6):1233-40.
116. Suzuki EY, Suzuki B. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2011;139(5):669-78.
117. Togni F, Baras F, Ribas Mde O, Taha MO. Histomorphometric analysis of bone tissue repair in rabbits after insertion of titanium screws under different torque. *Acta cirurgica brasileira / Sociedade Brasileira para Desenvolvimento Pesquisa em Cirurgia*. 2011;26(4):261-6.
118. Migliorati M, Benedicenti S, Signori A, Drago S, Cirillo P, Barberis F, et al. Thread shape factor: evaluation of three different orthodontic miniscrews stability. *European journal of orthodontics*. 2013;35(3):401-5.
119. Migliorati M, Signori A, Silvestrini-Biavati A. Temporary anchorage device stability: an evaluation of thread shape factor. *European journal of orthodontics*. 2012;34(5):582-6.
120. Mischkowski RA, Kneuert P, Florvaag B, Lazar F, Koebke J, Zoller JE. Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2008;37(10):948-54.
121. Doblaré M GJ, Gómez MJ. Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics*. 2004; 71:1809-40.
122. Jiang L KL, Li T, Gu Z, Hou R, Duan Y. . Optimal selections of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software*. 2009;40(11):1124-30.
123. Motoyoshi M, Inaba M, Ueno S, Shimizu N. Mechanical anisotropy of orthodontic mini-implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2009;38(9):972-7.
124. Baggi L CI, Maceri F, Vairo G. . Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simulation Modelling Practice and Theory*. 2008; 16(8): 971-87.

125. Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2009;38(1):13-8.
126. Isaacson RJ WJ, Ingram AH. . Forces produced by rapid maxillary expansion. Part I. Design of the force measuring system. *Angle Orthod* 1964. 1964;34:256-60.
127. Lee HK, Bayome M, Ahn CS, Kim SH, Kim KB, Mo SS, et al. Stress distribution and displacement by different bone-borne palatal expanders with micro-implants: a three-dimensional finite-element analysis. *European journal of orthodontics*. 2014;36(5):531-40.
128. Byloff FK, Mossaz CF. Skeletal and dental changes following surgically assisted rapid palatal expansion. *European journal of orthodontics*. 2004;26(4):403-9.
129. Lee YJ, Kwon YH, Park JB, Herr Y, Shin SI, Heo SJ, et al. Epithelial thickness of the palatal mucosa: a histomorphometric study in Koreans. *Anatomical record*. 2010;293(11):1966-70.
130. Muchitsch AP, Wendl B, Winsauer H, Pichelmayer M, Payer M. Rapid maxillary expansion screws on the test bench--a pilot study. *European journal of orthodontics*. 2011;33(3):256-62.
131. Walter A, Winsauer H, Marce-Nogue J, Mojal S, Puigdollers A. Design characteristics, primary stability and risk of fracture of orthodontic mini-implants: pilot scan electron microscope and mechanical studies. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*. 2013;18(5):e804-10.
132. Mellal A, Wiskott HW, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Apr;15(2):239-48.
133. Suzuki A, Masuda T, Takahashi I, Deguchi T, Suzuki O, Takano-Yamamoto T. Changes in stress distribution of orthodontic miniscrews and surrounding bone evaluated by 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011 Dec;140(6):e273-80.
134. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol*. 2003 Dec;275(2):1081-101.
135. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK Jr, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res*. 2003 May;82(5):377-81.
136. Carlson C, Sung J, McComb RW, Machado AW, Moon W. Microimplant-assisted rapid palatal expansion appliance to orthopedically correct transverse maxillary deficiency in an adult. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2016 May;149(5):716-28.
137. Wu SW, Lee CC, Fu PY, Lin SC. The effects of flute and thread profile on the insertion torque and primary stability of dental implants. *Medical Engineering & Physics*, 2011 ; 238-45.

## Bibliografía

---

138. Kim YH, Yang SM, Kim S, Lee JY, Kim KE, Gianelly AA, Kyung SH. Midpalatal miniscrews for orthodontic anchorage: factors affecting clinical success. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010 Jan;137(1):66-72.
139. Devlin, H., Horner, K. and Ledgerton, D. (1998) A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79, 323–327.
140. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod.* 2006 Mar;76(2):191-7.
141. Koç E1, Öngül D, Şermet B. A comparative study of marginal fit of copings prepared with various techniques on different implant abutments. *Dent Mater J.* 2016;35(3):447-53.
142. Blum K, Wiest W, Fella C, Balles A, Dittmann J, Rack A, Maier D, Thomann R, Spies BC, Kohal RJ, Zabler S, Nelson K. Fatigue induced changes in conical implant-abutment connections. *Dent Mater.* 2015 Nov;31(11):1415-26.
143. Vande Vannet B, Sabzevar MM, Wehrbein H, Asscherickx K. Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation. *Eur J Orthod.* 2007 Oct;29(5):437-42.
144. Orquín, M.; MOLINA CORAL, A.; Puigdollers, Andreu, 2008, "Primary Stability of Microscrews 'Based on their Diameter, Length, Shape and Area of Insertion. An Experimental Study with Periotest®", *Progress in Orthodontics*, 9, 82-88.
145. Baumgaertel S. Predrilling of the implant site: Is it necessary for orthodontic mini-implants? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010 Jun;137(6):825-9. doi: 10.1016/j.ajodo.2008.06.038.
146. Laursen MG, Melsen B, Cattaneo PM. An evaluation of insertion sites for mini-implants: a micro - CT study of human autopsy material. *Angle Orthod.* 2013 Mar;83(2):222-9. doi: 10.2319/042512-344.1. Epub 2012 Aug 27.
147. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004 Jul;126(1):42-7.
148. Melsen B. Miniscrew loosening. *J Clin Orthod.* 2011 Jun;45(6):317-9; quiz 339-40.
149. Sarmah A, Mathur AK, Gupta V, Pai VS, Nandini S. Finite element analysis of dental implant as orthodontic anchorage. *J Contemp Dent Pract.* 2011 Jul 1;12(4):259-64.

Universitat Internacional  
de Catalunya

Campus Barcelona  
Immaculada, 22  
08017 Barcelona, Spain  
T. +34 932 541 800  
www.uic.es

**UIC**  
barcelona

En Barcelona, a 16 de enero de 2017

**ANDRÉ WALTER SOLANA**

Por la presente le comunicamos que la Comisión Académica de Doctorado en Ciencias de la Salud ha aprobado la defensa de su tesis doctoral *Estudio in vitro de los factores determinantes de la estabilidad de los mini-implantes en ortodoncia (MIOS)*

Atentamente,

  
Gemma Acosta  
Secretaria Escola de Doctorat  
Universitat Internacional de Catalunya

**UIC**  
barcelona

**ACEPTACIÓ PER FORMAR PART COM A MIEMBRE DEL TRIBUNAL DE DEFENSA DE TESI**

Tesi Doctoral			
Títol	Estudio in vitro de los factores determinantes de la estabilidad de los mini-implantes de ortodoncia (MIOs)		
Doctorand	Andre Walter		
Membre del tribunal (President / Vocal / Secretari)			
Nom	Lluís		
Primer cognom	Giner	Segon cognom	Tarrida
Nacionalitat	Española	DNI/NIE	40956541G
Universitat o Centre de Recerca	Universitat Internacional de Catalunya		
Departament	Odontologia	Categoria professional	Prof. Agregat.
Adreça	Josep Trueta s/n	Codi postal	08195
Població	Sant Cugat del Vallès	Província	Barcelona
Telèfon	609339962	Adreça electrònica	lginer@uic.es
Data obtenció títol doctor	15 Novembre 1990	Universitat	U. de Barcelona

Manifiesto que compleixo els requisits marcats amb una creu per poder formar part d'un tribunal de Tesi Doctoral:

Publicacions relacionades amb el tema de la tesi o experiència professional en el tema. (especificar referència completa .....)

- The effect of five proteins on stem cells used for osteoblast differentiation and proliferation: a current review of the literature.

Chatakun P, Núñez-Toldrà R, Díaz López EJ, Gil-Recio C, Martínez-Sarrà E, Hernández-Alfaro F, Ferrés-Padró E, Giner-Tarrida L, Atari M.

Cell Mol Life Sci. 2014 Jan;71(1):113-42.

- Oral health-related quality of life changes after placement of immediately loaded single implants in healed alveolar ridges or extraction sockets: a 5-year prospective follow-up study.

Raes S, Raes F, Cooper L, Giner Tarrida L, Vervaeke S, Cosyn J, De Bruyn H.

Clin Oral Implants Res. 2016 May 22.

- Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents.

Cano-Batalla J, Soliva-Garriga J, Campillo-Funollet M, Munoz-Viveros CA, Giner-Tarrida L.

Int J Oral Maxillofac Implants. 2012 Jan-Feb;27(1):36-41.

- Prevalence of molar-incisor hypomineralisation observed using transillumination in a group of children from Barcelona (Spain).

Martínez Gómez TP, Guinot Jimeno F, Bellet Dalmau LJ, Giner Tarrida L.

Int J Paediatr Dent. 2012 Mar;22(2):100-9.

- J Mater Sci Mater Med. 2015 Jul;26(7):211. doi: 10.1007/s10856-015-5544-x. Epub 2015 Jul 15.

Determination of fluid leakages in the different screw-retained implant-abutment connections in a mechanical artificial mouth.

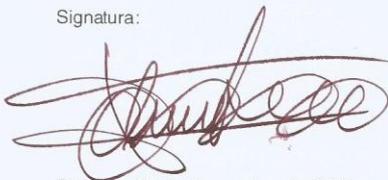
Martin-Gili D<sup>1</sup>, Molmeneu M, Fernandez M, Punset M, Giner L, Armengou J, Gil FJ.

Sexenni d'investigació viu (any de concessió .....2013.)

Estar en possessió d'una acreditació emesa per AQU o ANECA (especificar ..ANECA 2013..)

I faig constar que, en cas de ser nomenat membre del tribunal que jutjarà aquesta tesi doctoral, accepto formar part del mateix.

Signatura:



Data: ...25 de Novembre de 2016.....

Universitat Internacional  
de Catalunya

Campus Barcelona  
Immaculada, 22  
08017 Barcelona, Spain  
T. +34 932 541 800  
www.uic.es



Title of the thesis:

**ESTUDIO IN VITRO DE LOS FACTORES DETERMINANTES DE LA ESTABILIDAD DE LOS MINI-IMPLANTES EN ORTODONCIA (mios)**

Thesis Examiner Name: José María Llamas

Date: 10-enero 2017

- 1. Please assess the objectives achievement, the relevance of the approach and appropriateness of the methodology used.**

Evaluar el logro de objetivos, la pertinencia del enfoque y adecuación de la metodología utilizada.

Los objetivos y el enfoque son pertinentes, y la metodología utilizada satisfactoria y correcta.

- 2. Please assess the thesis with special mention to the state of the art, the novelty and originality of the research carried out.**

Estado de la técnica, novedad y originalidad.

El autor de la tesis pertenece a un equipo de investigación de alta competencia. El trabajo es novedoso y original.

- 3. Please evaluate the impact of the results of the project in the research field and its implementation in the development of new knowledge, products or processes.**

Evaluar el impacto de los resultados del proyecto en el campo de la investigación y su aplicación en el desarrollo de nuevos conocimientos, productos o procesos.

El trabajo es de alta utilidad en el campo de la mecánica ortodóncica de los microtornillos.

4. Other comments

Considero el trabajo bien realizado y concluido.

5. Do you think that the thesis is ready for its defence?

- Yes YES
- Yes, subjected to changes
- Non

In the case that the thesis approval is subjected to changes, what changes do you suggest?

In the negative case, which are the major concerns that should be taken into account?



Universitat Internacional  
de Catalunya

Campus Barcelona  
Immaculada, 22  
08017 Barcelona, Spain  
T. +34 932 541 800  
www.uic.es



**Title of the thesis:**

**ESTUDIO IN VITRO DE LOS FACTORES DETERMINANTES DE LA ESTABILIDAD DE LOS MINI-IMPLANTES EN ORTODONCIA (MIOS)**

**Thesis Examiner Name: Luis Alberto Bravo González**

**Date: 13-Enero-2017**

**1. Please assess the objectives achievement, the relevance of the approach and appropriateness of the methodology used.**

Evaluar el logro de objetivos, la pertinencia del enfoque y adecuación de la metodología utilizada.

El objetivo general y los tres objetivos parciales propuestos están claramente establecidos en esta memoria y son de un gran interés por sus implicaciones reales en su traslación a la clínica ortodóncica. La metodología utilizada (análisis "in vitro") consistente en análisis mecánicos y de elementos finitos son apropiados para obtener la información deseada, preliminar en cualquier estudio de estas características, pero que necesitaría de su confirmación en análisis posteriores clínicos "in vivo".

**2. Please assess the thesis with special mention to the state of the art, the novelty and originality of the research carried out.**

Estado de la técnica, novedad y originalidad.

La metodología "in vitro" utilizada está al nivel esperado en la investigación de su campo. El diseño y originalidad de la investigación son dignos de mención.

**3. Please evaluate the impact of the results of the project in the research field and its implementation in the development of new knowledge, products or processes.**

Firmante: LUIS ALBERTO BRAVO GONZALEZ; Fecha: 13/01/2017 21:02:51; Emisor del certificado: CN=AC-FMUT, OU=Ches, O=FMUT-ACOM, C=ES



**Código seguro de verificación: RUxFMuLO-zcmHtz/Y-qw4tWWKJ-pNWk2E2x**

COPIA ELECTRÓNICA - Página 1 de 3

Esta es una copia auténtica imprimible de un documento administrativo electrónico archivado por la Universidad de Murcia, según el artículo 27.3 c) de la Ley 39/2015, de 2 de octubre. Su autenticidad puede ser contrastada a través de la siguiente dirección: <https://sede.um.es/validador/>

Evaluar el impacto de los resultados del proyecto en el campo de la investigación y su aplicación en el desarrollo de nuevos conocimientos, productos o procesos.

En cuanto al primero de los objetivos propuestos (estudiar y comparar qué factores y características morfológicos intervienen en la estabilidad primaria de los MIOs), los resultados alcanzados confirman estudios previos: El diámetro externo y sobre todo el diámetro interno del MIO, a igualdad de profundidad de inserción, son los factores más importantes en la estabilidad primaria en los diferentes test realizados. Para un mismo diámetro, las formas cilíndricas son más propensas a la fractura de torsión pero son ligeramente más estables a la fuerza de arrancado.

Otros resultados sirven para obtener valores cuantitativos propios de gran interés:

- 1.- una profundidad de la rosca aumentada cerca del 40% del diámetro total del MIO, proporciona mayor estabilidad en términos de fuerzas de arrancado, pero juega un papel desfavorable en la fractura a la torsión, y es un riesgo innecesario cuando los tornillos tienen diámetros menores de 1,5 mm.
- 2.- En general, los MIOs de tamaños intermedios (1,5 mm) comparados con los MIOs grandes, proporcionan un 30%-40% menos de estabilidad primaria en las fuerzas de arrancado y un 50% menos de estabilidad en términos de TI y de FT en los diferentes tests.

En cuanto al segundo de los objetivos, (valorar, comparar y cuantificar el comportamiento mecánico estructural de 10 diferentes MIOs que son estudiados con elementos finitos ante una fuerza ortodóncica lateral de 1N), es de destacar el hallazgo consistente en que a una misma profundidad de inserción la estabilidad estructural es muy diámetro-dependiente y su cuantificación por cuanto supone de orientación en su posible aplicación clínica. Los MIOs de tamaño intermedio tienen un comportamiento similar, pero en condiciones desfavorables, longitudes excesivas, diseños muy cóncavos (> 4%), y profundidades de rosca aumentadas (>35%) se comportan mecánicamente peor tanto desde el punto de vista del estrés y de deformaciones mecánicas.

Por último, en cuanto al tercer objetivo (analizar, cuantificar y comparar la estabilidad de los diferentes componentes del brazo anterior del disyuntor híbrido –MIO de 2mm de diámetro, Aditamento y Alambre– de 3 sistemas diferentes ante la aplicación de una fuerza lateral hasta el límite de su resistencia mecánica.), son de destacar los hallazgos propios consistentes en:

- 1.- El diseño del cuello liso y gradualmente cóncavo en el MIO proporciona mayor estabilidad en los brazos anteriores de los DHs que otro diseño cilíndrico formado por roscas que llegan hasta la cabeza del tornillo donde los cambios de diámetros abruptos son una desventaja mecánica, pero son todavía insuficientes cuando las fuerzas de expansión son mayores de 120 N (adolescentes) y se recomienda incrementar el diámetro de los MIOs de 2 mm de diámetro para mejorar su estabilidad.
- 2.- Los brazos anteriores con 2 alambres de sujeción colocados “uno al lado del otro” son más estables y seguros, que con 1 solo alambre estándar y por tanto son un diseño válido para la realización de disyunciones maxilares en adolescentes. Previene las fuerzas de volcamiento y favorece las fuerzas de cizallamiento, que son más estables.
- 3.- Los aditamentos cementados y enroscados con un solapamiento del 100% sobre la cabeza del MIO permanecieron siempre estables ante cargas laterales extremas con 6 mm de recorrido. Solapamientos inferiores influyen en la estabilidad del STF.

#### 4. Other comments

El principal comentario que yo haría es que la metodología de “elementos finitos” aplicada al segundo de los objetivos también la complementaría con análisis mecánicos del tipo de los empleados en este proyecto para los objetivos primero y tercero. Eso nos permitiría, posiblemente, obtener valores más aproximados a la realidad de la estabilidad de los MIOs ante fuerzas laterales, más ligeras de las empleadas en el objetivo tercero, pero con un diseño experimental similar al empleado en este último. No obstante, y al igual que en todos los anteriores experimentos, es fundamental la experimentación clínica de todos estos aspectos, que sin duda pueden constituir una fase posterior y la evolución lógica de esta investigación.

Firmante: LUIS ALBERTO BRAVO GONZALEZ - Fecha: 13/07/2017 21:02:51 - Email del remitente: CN-AC-FNMT - Usuario: OJL-Ceres-O-FNMT-AC-CEES



Código seguro de verificación: RUxFMuLO-zcmHtz/Y-qw4tWWKJ-pNwK2E2x

COPIA ELECTRÓNICA - Página 2 de 3

Esta es una copia auténtica imprimible de un documento administrativo electrónico archivado por la Universidad de Murcia, según el artículo 27.3 c) de la Ley 39/2015, de 2 de octubre. Su autenticidad puede ser contrastada a través de la siguiente dirección: <https://sede.um.es/validador/>

5. Do you think that the thesis is ready for its defence?

Yes

Yes, subjected to changes

Non

In the case that the thesis approval is subjected to changes, what changes do you suggest?

In the negative case, which are the major concerns that should be taken into account?

Firmante: LUIS ALBERTO BRAVO GONZALEZ; Fecha: 13/07/2017 21:02:51; Email del certificado: CH-AC-FNMT; Usuario: OJL-Ceres; O=FNMT-ACVA; C=ES;



Código seguro de verificación: **RUxFMuLO-zcmHtz/Y-qw4tWWKJ-pNwK2E2x**

COPIA ELECTRÓNICA

Esta es una copia auténtica imprimible de un documento administrativo electrónico archivado por la Universidad de Murcia, según el artículo 27.3 c) de octubre. Su autenticidad puede ser contrastada a través de la siguiente dirección: <https://sede.um.es/validador/>

**ACCEPTACIÓ PER FORMAR PART COM A MIEMBRE DEL TRIBUNAL DE DEFENSA DE TESI**

Tesi Doctoral	
Títol	Estudio In-vitro de los determinantes de la Estabilidad de los Mini-implantes de Ortodoncia
Doctorand	Andre Walter

Membre del tribunal (President / Vocal / Secretari)		Suplent	
Nom	Montserrat		
Primer cognom	Artes	Segon cognom	Ribas
Nacionalitat	Española	DNI/NIE	36929914X
Universitat o Centre de Recerca	Universitat Internacional de Catalunya		
Departament	Odontologia/Ortodòncia	Categoria professional	Ayudante doctor ple
Adreça	Josep Trueta s/n	Codipostal	08195
Població	Sant Cugat del Valles	Província	Barcelona
Telèfon	616465159	Adreça electrònica	martes@uic.es
Data obtenció títol doctor	24- Juliol -2014	Universitat	UIC

Manifiesto que compleixo els requisits marcats amb un acreeper poder formar part d'un tribunal de Tesi Doctoral:

- Publicacions relacionades amb el tema de la tesi o experiència professional en el tema.  
(especificar referència completa .....)

Artés-Ribas M, Arnabat-Dominguez J, Puigdollers A. Analgesic effect of a low-level laser therapy (830 nm) in early orthodontic treatment. Lasers Med Sci. 2013 Jan;28(1):335-41. doi: 10.1007/s10103-012-1135-y. Epub 2012 Jul 21. PubMed

PMID: 22814893.

comunicación oral- 54 reunión SEDO en Málaga 2008. Con título – Eficacia analgésica del Láser ErCr:YSGG en ortodoncia. Durán M, **Artés M**, Clusellas N, Puigdollers A.

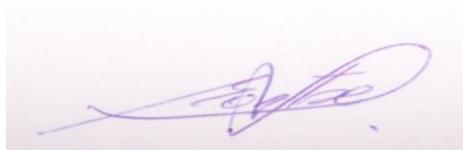
- comunicació oral – 55 reunió SEDO en Valencia 2009. Con título – Aplicación de estímulos químicos sobre osteoblastos in-vitro. Aragón D, Casals N, Hernández A, **Artés M**, Puigdollers P.
- Póster presentado en la 56 reunión de la SEDO en Murcia 2010. Con el título -CULTIVOS CELULARES EN ORTODONCIA. PARTE II: EFECTOS DE LAS RADIACIONES IONIZANTES EN ODONTOBLASTOS Y FIBROBLASTOS. Formoso A.L, **Artés M**, Clusellas . N, Molina A, Puigdollers A. Àrea d'Ortodòncia i Ortopèdia Dentofacial
- Comunicació oral – 57 reunió SEDO en Barcelona 2011. Con título – USO DEL LÁSER EN LA CIRUGIA DE LOS TEJIDOS BLANDOS DENTRO DEL TRATAMIENTO ORTODÓNTICO. Pérez Rodriguez M.J, **Artés Ribas M**, Martínez Herraiz P, Fornaini c.
- Comunicació oral – 13<sup>th</sup> WFLD World Congress Abril 2012 Barcelona. Título . ANALGESIC EFFECT OF LOW LEVEL LASER THERAPHY (830nm) IN ORTHODONTIC TREATMENT. **Artés-Ribas M**, Arnabat-Dominguez J, Puigdollers A.
- Comunicació oral – 13<sup>th</sup> WFLD World Congress Abril 2012 Barcelona. Título . EFFECTS OF LOW LEVEL LASER (LLL) IN OSTEOBLAST. Formoso A.L, **Artés M**, Casals N, ,Puigdollers A.

Sexenni d'investigació viu (any de concessió .....)

Estar en possessió d'una acreditació emesa per AQU o ANECA (especificar .....)

I faig constar que, en cas de ser nomenat membre del tribunal que jutjarà aquesta tesi doctoral, accepto formar part del mateix.

Signatura:



Data: Barcelona 20 de Febrer de 2017 .....

**ACEPTACIÓ PER FORMAR PART COM A MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE DEFENSA DE TESI**

Tesi Doctoral	
Títol	Estudio de los determinantes de la estabilidad de los Mini-implantes de Ortodoncia
Doctorand	Andre Walter

Membre del tribunal (President / Vocal / Secretari)			
Nom	Eduardo		
Primer cognom	Espinar	Segon cognom	Escalona
Nacionalitat	Española	DNI/NIE	25964762Q
Universitat o Centre de Recerca			
Departament	ESTOMATOLOGIA	Categoria professional	Prof. Asociado
Adreça	Virgen de Lujan, 12	Codi postal	41011-Sevilla
Població	Sevilla	Província	Sevilla
Telèfon	677563756	Adreça electrònica	eespinar@us.es
Data obtenció títol doctor	Junio de 2005	Universitat	Univ. de Sevilla

Manifiesto que compleixo els requisits marcats amb una creu per poder formar part d'un tribunal de Tesi Doctoral:

- Publicacions relacionades amb el tema de la tesi o experiència professional en el tema.  
(especificar referència completa .....)

- Gil FJ, Rodriguez A, Espinar E, Llamas JM, Padullés E, Juárez A. Effect of oral bacteria on the mechanical behavior of titanium dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012 Jan-Feb;27(1):64-8. PubMed PMID: 22299080.

- Gil, F. J., Espinar, E., Llamas, J. M. and Sevilla, P. (2012), Fatigue Life of Bioactive Titanium Dental Implants Treated by Means of Grit-Blasting and Thermo-Chemical Treatment. Clin Implant Dent Relat Res. 2014 Apr;16(2):273-81.
- Espinar-Escalona E, Bravo-Gonzalez LA, Pegueroles M, Gil FJ. Roughness and wettability effect on histological and mechanical response of self-drilling orthodontic mini-implants. Clin Oral Investig. 2016 Jun;20(5):1115-20. doi: 10.1007/s00784-016-1770-y.

Sexenni d'investigació viu (any de concessió .....)  
Equivalente sexenio en programa Doctorado Universidad de Sevilla

Estar en possessió d'una acreditació emesa per AQU o ANECA (especificar .....)  
Acreditación ANECA Prof. Titular de Universidad. (Ortodoncia).

I faig constar que, en cas de ser nomenat membre del tribunal que jutjarà aquesta tesi doctoral, accepto formar part del mateix.



Signatura:

Data: 20 de febrero 2017 .....