

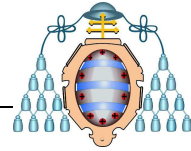


**UNIVERSIDAD DE OVIEDO  
MASTER UNIVERSITARIO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA  
DENTOFACIAL**

**ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO DE  
TRES MICROTORNILLOS MEDIANTE EL  
ANÁLISIS CON ELEMENTOS FINITOS**

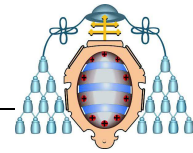
**ITZIAR MADARIAGA IZAGUIRRE**

**Trabajo Fin de Master  
Curso: 2011/2012**



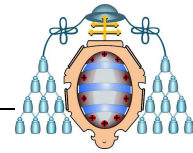
## Índice

1. INTRODUCCIÓN .....	7
1.1. Anclaje en Ortodoncia .....	7
1.2. Microtornillos .....	7
2. OBJETIVOS .....	10
3. MATERIAL Y MÉTODOS.....	11
4. RESULTADOS .....	17
5. DISCUSIÓN .....	27
6. CONCLUSIONES .....	31
7. BIBLIOGRAFÍA.....	32

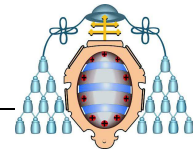


## Tabla de ilustraciones

<b>Figura 1.</b>	Diseño en solidworks del microtornillo Jeil .....	11
<b>Figura 2.</b>	Diseño en solidworks del microtornillo 3M .....	11
<b>Figura 3.</b>	Diseño en solidworks del microtornillo Dentaurum .....	12
<b>Figura 4.</b>	Modelo 1, aplicación de la fuerza a 0°, 45° y 90° .....	13
<b>Figura 5.</b>	Modelo 2, aplicación de la fuerza a 0° con diferentes distancias entre el extremo del microtornillo y la superficie de hueso cortical (4mm, 2mm y 1mm).....	13
<b>Figura 6.</b>	Esquema de aplicación de las fuerzas .....	15
<b>Figura 7.</b>	Posicionamiento del microtornillo Jeil (A), microtornillo 3M (B), microtornillo Dentaurum (C) .....	16
<b>Figura 8.</b>	Estado de tensiones (0°) .....	18
<b>Figura 9.</b>	Estado de deformaciones (0°) .....	18
<b>Figura 10.</b>	Estado de tensiones (90°) .....	18
<b>Figura 11.</b>	Estado de deformaciones (90°) .....	18
<b>Figura 12.</b>	Estado de tensiones (4mm) .....	19
<b>Figura 13.</b>	Estado de deformaciones (4mm) .....	19
<b>Figura 14.</b>	Estado de tensiones (1mm) .....	19
<b>Figura 15.</b>	Estado de deformaciones (1mm) .....	19
<b>Figura 16.</b>	Tensión Dentaurum, espesor hueso cortical 2,5mm .....	23
<b>Figura 17.</b>	Tensión Dentaurum, espesor hueso cortical 1mm .....	23
<b>Figura 18.</b>	Desplazamientos 3M, espesor hueso cortical 2,5mm .....	24

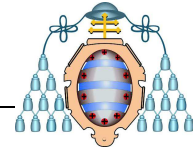


<b>Figura 19.</b>	Desplazamientos 3M, espesor hueso cortical 1mm .....	24
<b>Figura 20.</b>	Tensiones en el hueso cortical 3M, espesor de hueso cortical 2,5mm ....	24
<b>Figura 21.</b>	Tensiones en el hueso cortical 3M, espesor de hueso cortical 1mm .....	24
<b>Figura 22.</b>	Desplazamiento hueso cortical Dentaaurum, espesor de hueso cortical 2,5mm .....	25
<b>Figura 23.</b>	Desplazamiento hueso cortical Dentaaurum, espesor de hueso cortical 1mm .....	25
<b>Figura 24.</b>	Tensiones hueso trabecular Jeil, espesor de hueso cortical 2,5mm .....	25
<b>Figura 25.</b>	Tensiones hueso trabecular Jeil, espesor de hueso cortical 1mm .....	25
<b>Figura 26.</b>	Desplazamientos en el hueso trabecular Jeil, espesor de hueso cortical 2,5mm .....	26
<b>Figura 27.</b>	Desplazamientos en el hueso trabecular Jeil, espesor de hueso cortical 1mm .....	26
<b>Figura 28.</b>	Concentración de la tensión en la zona del cuello del microtornillo.....	30
<b>Figura 29.</b>	Concentración de la tensión en el hueso cortical que rodea al microtornillo.....	30



## Tablas

<b>Tabla 1.</b>	Propiedades físicas de los materiales .....	13
<b>Tabla 2.</b>	Resultados modelo 1 .....	16
<b>Tabla 3.</b>	Resultados modelo 2 .....	16
<b>Tabla 4.</b>	Tabla comparativa de resultados para el microtornillo Jeil .....	19
<b>Tabla 5.</b>	Tabla comparativa de resultados para el microtornillo 3M .....	20
<b>Tabla 6.</b>	Tabla comparativa de resultados para el microtornillo Dentaurum .....	21



**RESUMEN:** El objetivo de este estudio ha sido comparar el comportamiento de tres microtornillos. Para ello se han elegido tres modelos, JEIL Medical Corporation (1,6\* 10), 3M Unitek (IMTEC ORTHO Implant – 10mm) y DENTAURUM (Tomas® – 10mm).

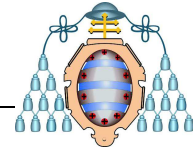
Mediante el análisis de elementos finitos se ha estudiado el comportamiento de los tres microtornillos aplicando una fuerza de 250 gr. en dos direcciones, perpendicular y paralela a la superficie del hueso. El parámetro fundamental a estudiar en el presente trabajo ha sido la influencia del espesor de hueso cortical, por lo que se han realizado simulaciones con cuatro espesores diferentes de hueso cortical de 2.5, 2, 1.5 y 1mm.

Los resultados han mostrado un comportamiento similar en los tres microtornillos, y se ha visto que la disminución del espesor del hueso cortical tiene como consecuencia un aumento de las tensiones y desplazamientos en el hueso que rodea al microtornillo.

**Palabras clave:** microtornillos, anclaje esquelético, hueso cortical, hueso trabecular.

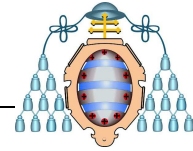
**SUMMARY:** The aim of this study was to compare the behaviour of three microscrews. Three models of microscrews were used, JEIL Medical Corporation (1,6\* 10), 3M Unitek (IMTEC ORTHO Implant – 10mm) y DENTAURUM (Tomas® – 10mm).

The behaviour of three microscrews applying a force of 250 gr. in two directions, perpendicular and parallel to the surface of the bone was studied using the finite element analysis. The key parameter to consider in this paper was the influence of the thickness of cortical bone, so simulations were performed with four different thickness of cortical bone of 2.5, 2, 1.5 and 1mm.



The results showed a similar behaviour in all microscrews, and it also was observed that a decrease in the cortical bone thickness results in increased stresses and displacements in the bone around the microscrew.

**Keywords:** microscrews, skeletal anchorage, cortical bone, trabecular bone.



## 1. INTRODUCCIÓN

### 1.1 ANCLAJE EN ORTODONCIA

La tercera Ley de Newton, que establece que para cada acción hay una reacción igual y opuesta, tiene especial importancia para la ortodoncia. Los efectos deletéreos como consecuencia de ésta se observan cuando al aplicar la fuerza ortodóncica unos dientes se mueven a la posición deseada, y al mismo tiempo las fuerzas de reacción mueven otros hacia direcciones no escogidas.

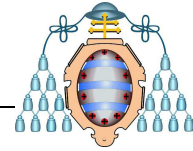
El control de anclaje siempre ha supuesto un gran reto para el ortodoncista. Durante años, siempre se ha intentado reducir ese efecto de reacción que aparece en algunos dientes mientras otros se mueven. Se puede disminuir ese movimiento indeseado mediante la adición de unidades de resistencia, y obtener así un anclaje reforzado. Esto se consigue bien añadiendo más dientes, o mediante elementos auxiliares ya sean intraorales (elásticos intraorales, botones de Nance, barras palatinas, arcos linguales...) o extraorales, como la tracción extraoral. Otra forma para controlar el anclaje consiste en inclinar los dientes y enderezarlos posteriormente, en lugar de moverlos en masa (anclaje estacionario). También la respuesta diferencial del hueso cortical en comparación con el hueso trabecular, o una musculatura facial fuerte, presentan mayor resistencia al movimiento. La gran desventaja de todos estos sistemas es que el control de anclaje no llega a ser total, y muchos de ellos requieren colaboración por parte del paciente.

### 1.2. MICROTORNILLOS

La aparición de los implantes en odontología y la posterior llegada de los microtornillos, abrió la puerta para poder tener un anclaje absoluto, fácil de colocar y sin necesidad de cooperación por parte del paciente.

Los implantes tradicionales que se utilizan para rehabilitaciones protésicas también han servido como anclaje en ortodoncia. Sin embargo, la necesidad de espacio





suficiente para su colocación, el tiempo de espera para su osteointegración antes de aplicar una fuerza, y su localización para la posterior sustitución de los dientes ausentes, limitan su uso.

También se han utilizado miniplacas como anclaje absoluto, ya que permitían una localización más amplia, sin embargo, requieren un amplio procedimiento quirúrgico para su colocación y retirada.

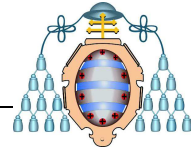
Las principales ventajas de los microtornillos frente a otros sistemas de anclaje son su pequeño tamaño y facilidad de colocación. Pueden ubicarse en casi cualquier sitio, con muy pocas limitaciones. El procedimiento quirúrgico para su inserción es mínimo, sólo utilizando anestesia tópica, y su retirada es igualmente indolora y sencilla.

Los microtornillos pueden estar fabricados de titanio de aleación tipo V, acero o láctico-glicólico, siendo los de titanio los más utilizados. Su diámetro varía entre 1 y 2,5mm, y tienen una longitud de 6 a 12mm. La elección del tipo de microtornillo dependerá del lugar de colocación y la anatomía de esa zona.

En cuanto a las características de inserción, los microtornillos pueden ser no terrajantes, autorroscantes o autopercutores. Los no terrajantes (non-self-drilling) son aquellos que precisan el paso previo de una fresa que realice un canal conductor para la posterior inserción del microtornillo. Los microtornillos autorroscantes (self-tapping) necesitan una apertura previa del hueso cortical con una fresa, y en los autopercutores (self-drilling) son los propios microtornillos los que atraviesan la encía y el hueso cortical.

Hay que mencionar que a diferencia de los implantes dentales, los microtornillos no se osteointegran, sino que son unidos al hueso mecánicamente. Con esta propiedad de estabilidad mecánica, los microtornillos pueden ser cargados inmediatamente si inicialmente se utilizan fuerzas suaves y posteriormente esa fuerza puede ser aumentada a 200-250gr., que es la fuerza necesaria para la retracción de los dientes anteriores.

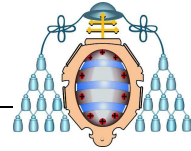
La tasa de éxito de los microtornillos es muy alta, pero la adecuada selección del sitio anatómico para su colocación es muy importante para su estabilidad. Numerosos



son los estudios que muestran el alto porcentaje de éxito obtenido con los microtornillos, de 93,1% (Lim et al., 2011) y 90% (Kuroda et al., 2007). Otros autores sin embargo obtienen porcentajes de éxito algo menores, de un 77,7% (Turkoz et al., 2011).

La principal causa de fracaso de los microtornillos es la falta de estabilidad debida a un inadecuado espesor de hueso cortical. Otros factores como la inflamación del tejido periimplantario o una inadecuada colocación, también pueden ser causa de fracaso.

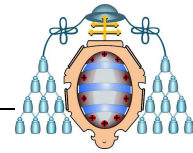
Son múltiples las indicaciones de los microtornillos, bien como anclaje directo o indirecto. Su uso se ha extendido ampliamente y se utilizan para corregir sobremordidas profundas, cerrar espacios en caso de extracciones, corregir el canteo del plano oclusal, alinear líneas medias, desimpactar caninos, enderezar molares impactados, intruir molares, distalar molares y retraer en masa los dientes anteriores (Papadopoulos et al., 2007). Además de su uso para el movimiento ortodóncico, en los últimos años, algunos autores indican el uso de los microtornillos para la corrección de maloclusiones esqueléticas, como una alternativa a la máscara facial para el tratamiento de las clases III leves (Baccetti et al., 2011; Jamilian et al., 2010; Chung et al., 2004).



## 2. OBJETIVOS

El presente estudio tiene como objetivo evaluar el comportamiento de tres modelos de microtornillos, Jeil, 3M y Dentaurum, mediante el análisis con elementos finitos.

Asimismo, se pretende cuantificar las tensiones y desplazamientos generados al aplicar una fuerza de 250 gr. en dos direcciones, perpendicular y paralela a la superficie del hueso, en diferentes espesores de hueso cortical.



### 3. MATERIAL Y MÉTODOS

Para realizar el estudio comparativo del comportamiento de microtornillos, se seleccionaron tres tipos de microtornillos ampliamente utilizados en ortodoncia.

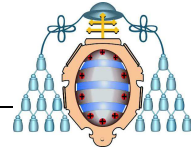
Estos microtornillos fueron: JEIL Medical Corporation (1,6\* 10), 3M Unitek (IMTEC ORTHO Implant – 10mm) y DENTAURUM (Tomas® – 10mm).



*Figura 1. Diseño en solidworks del microtornillo Jeil.*



*Figura 2. Diseño en solidworks del microtornillo 3M.*

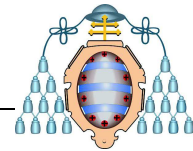


*Figura 3. Diseño en solidworks del microtornillo Dentaurum.*

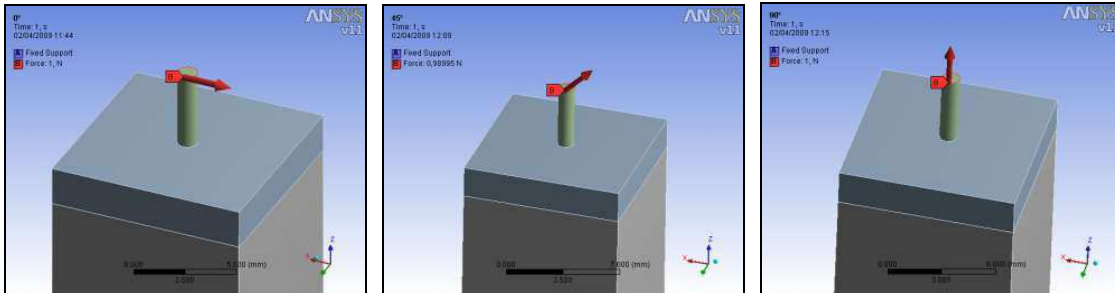
Es prácticamente imposible medir *in vivo* con precisión la tensión que se genera alrededor de un microtornillo al aplicar una fuerza. El análisis mediante elementos finitos permite una aproximación a la biomecánica más manejable que un estudio experimental. Esta técnica de simulación por ordenador permite la predicción, a través de modelos numéricos, del comportamiento de una estructura que soporta una carga. La fiabilidad del análisis mediante elementos finitos depende del modelo malla que se realice para el estudio.

En primer lugar se realizó una medición de los microtornillos en la Escuela Politécnica Superior de Ingeniería de Gijón con el proyector de perfiles PERTHOMETER S5P, para posteriormente realizar un modelo 3D del microtornillo. Para ello, también se realizó un análisis cuantitativo de los elementos presentes en el microtornillo mediante microsonda electrónica en los Servicios Técnicos del Vicerrectorado de Investigación de la Universidad de Oviedo. En los resultados obtenidos se vio que los tres tienen un 90% de titanio en su composición, dato que se tuvo en cuenta a la hora de aplicar las propiedades físicas a los microtornillos.

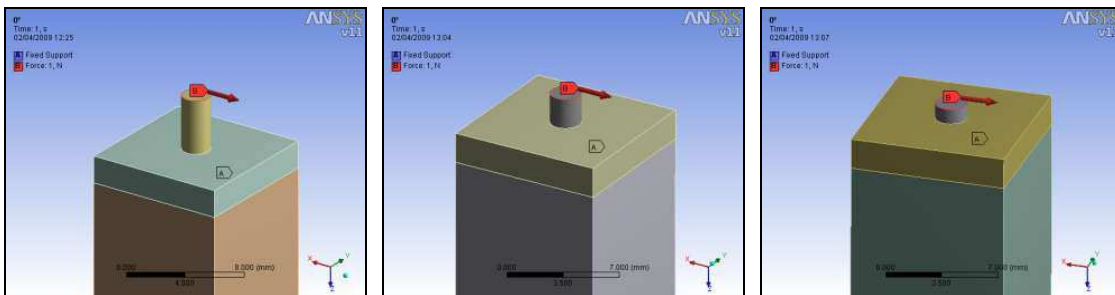
Previo al análisis de los microtornillos, se realizó una primera simulación mediante el análisis con elementos finitos con un modelo simplificado de microtornillo en dos situaciones diferentes. Para el primer modelo el microtornillo que se utilizó fue un cilindro de 1mm de diámetro y 5mm de longitud. A éste se le aplicó una fuerza de 100 gr. en la parte superior, a 4mm de la superficie de hueso cortical, y se cambió la orientación de esa fuerza, a 0° (perpendicular al eje del microtornillo), a 45° y a 90° (en la misma dirección del eje). Para el segundo modelo se cambiaron las dimensiones del



microtornillo, y pasó a tener un diámetro de 2mm y una longitud de 15mm. A éste se le aplicó la fuerza con una orientación a 0°, pero a diferentes distancias entre el extremo del microtornillo y la superficie del hueso cortical. Las distancias a las que se aplicó la fuerza fueron de 4mm, 2mm y 1mm.



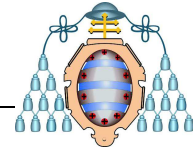
**Figura 4. Modelo 1, aplicación de la fuerza a 0°, 45° y 90°.**



**Figura 5. Modelo 2, aplicación de la fuerza a 0° con diferentes distancias entre el extremo del microtornillo y la superficie de hueso cortical (4mm, 2mm y 1mm).**

Con los datos obtenidos en el medidor de perfiles y en el microscopio, se procedió a realizar un modelo CAD para cada microtornillo lo más parecido posible a los modelos reales.

Asimismo, se realizó una matriz geoméricamente perfecta para simular la capa cortical y trabecular del hueso, con unas dimensiones de 10mm x 10mm en el plano perpendicular al eje del microtornillo, y 20mm de grosor (en la dirección del eje del microtornillo). Las dimensiones de la matriz se mantuvieron constantes para todos los



estudios, de forma que al variar el espesor del hueso cortical varía el espesor del hueso trabecular para mantener las mismas dimensiones finales de la matriz. Los grosores de hueso cortical simulados fueron de 1mm, 1,5mm, 2mm y 2,5mm.

Todos los materiales en el modelo fueron homogéneos, isotrópicos y linealmente elásticos, y se consideró que el microtornillo fuera de titanio puro por su alto contenido en ese material (90%).

	<b>Modulo de Young</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>
<b>Aleación de titanio</b>	114 GPa	0,30
<b>Hueso cortical</b>	14 GPa	0,30
<b>Hueso trabecular</b>	50 MPa	0,30

*Tabla 1. Propiedades físicas de los materiales.*

Los ensayos se realizaron aplicando una fuerza de 250 gr., que es la que se utiliza para la retracción del sector anterior en el cierre de espacios. Ésta se aplicó en dos direcciones, paralela ( $F_x$ ) y perpendicular ( $F_z$ ) a la superficie del hueso cortical. En total se realizaron 24 simulaciones, 3 microtornillos con 4 espesores de hueso cortical y 2 direcciones de aplicación de la fuerza.

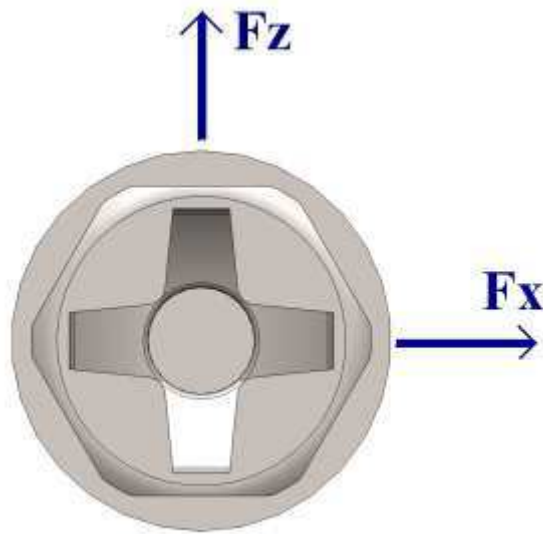
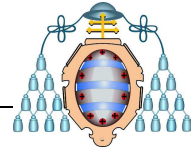
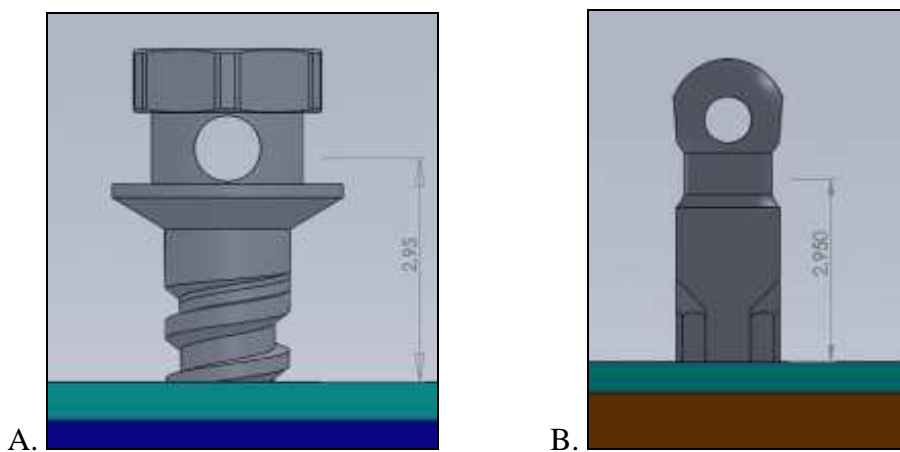
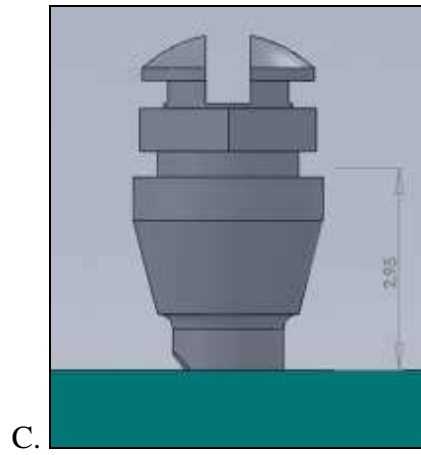
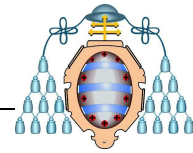


Figura 6. Esquema de aplicación de las fuerzas.

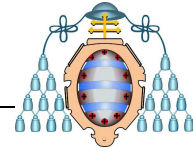
Para tratar de comparar el comportamiento de los microtornillos, la distancia entre la zona de aplicación de la fuerza y la capa externa de hueso cortical fue similar para los tres casos, tomando como medida de referencia el microtornillo 3M ya que es el que mayor distancia presenta entre la cara cilíndrica de aplicación de la fuerza y el final de la rosca.







*Figura 7. Posicionamiento del microtornillo Jeil (A), microtornillo 3M (B), microtornillo Dentaurum (C).*



## 4. RESULTADOS

En las simulaciones realizadas con modelos simplificados de microtornillos se obtuvieron los siguientes resultados:

	Fuerza a 0°	Fuerza a 45°	Fuerza a 90°
<b>Tensión máxima (MPa)</b>	42,5	29,1	7,55
<b>Deformación máxima (mm)</b>	0,05	0,035	0,0007

*Tabla 2. Resultados modelo 1.*

	Fuerza a 4mm	Fuerza a 2mm	Fuerza a 1mm
<b>Tensión máxima (MPa)</b>	4,38	2,37	2,278
<b>Deformación máxima (mm)</b>	0,0037	0,0008	0,00028

*Tabla 3. Resultados modelo 2.*

Una escala de colores con 9 valores de desplazamiento y tensión fue utilizada para evaluar cuantitativamente cómo se distribuyen éstos en el microtornillo, hueso cortical y hueso trabecular. La escala de colores va desde el color azul, que indica los valores más bajos de desplazamiento y tensión, al color rojo, que indica los mayores valores.

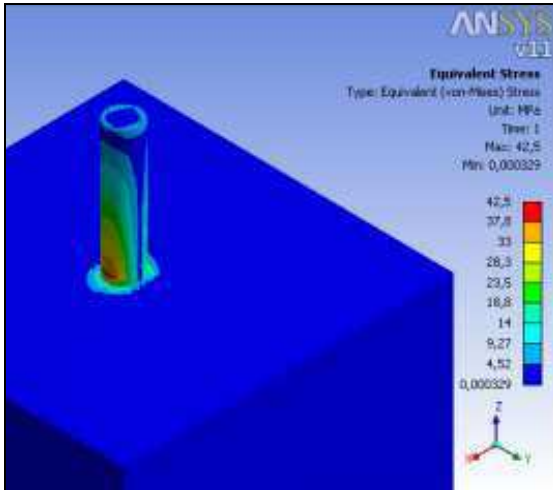
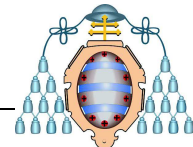


Figura 8. Estado de tensiones (0°).

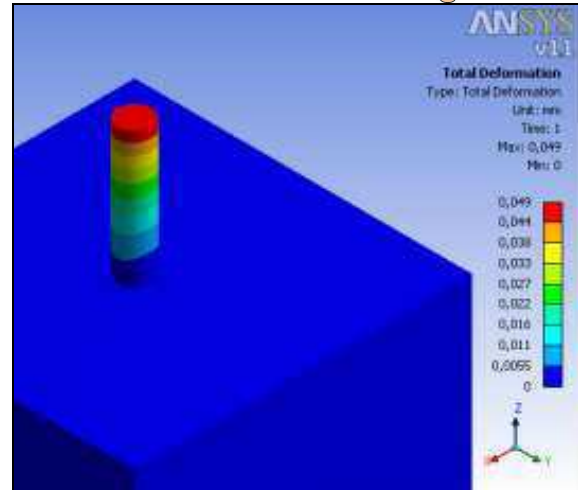


Figura 9. Estado de deformaciones (0°).

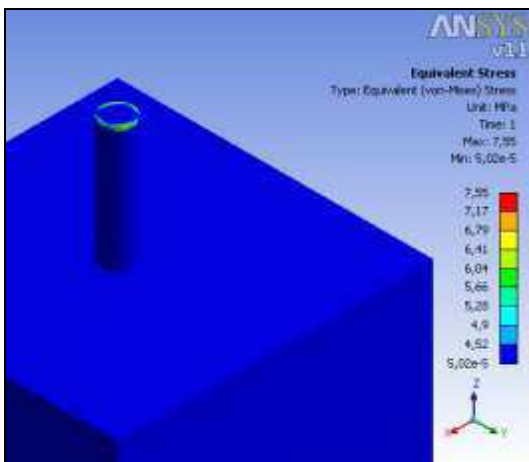


Figura 10. Estado de tensiones (90°).

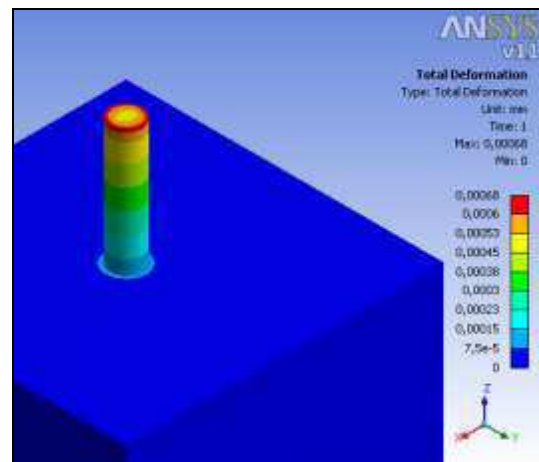


Figura 11. Estado de deformaciones (90°).

En el primer modelo se observó que tanto la tensión máxima como la deformación máxima en el microtornillo aumentan a medida que la fuerza se va acercando a 0°.

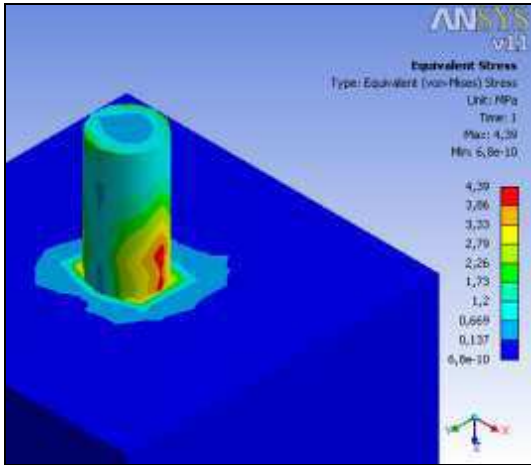
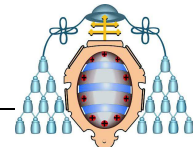


Figura 12. Estado de tensiones (4mm).

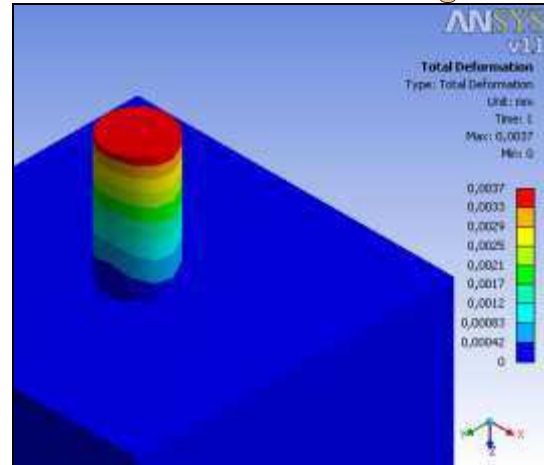


Figura 13. Estado de deformaciones (4mm).

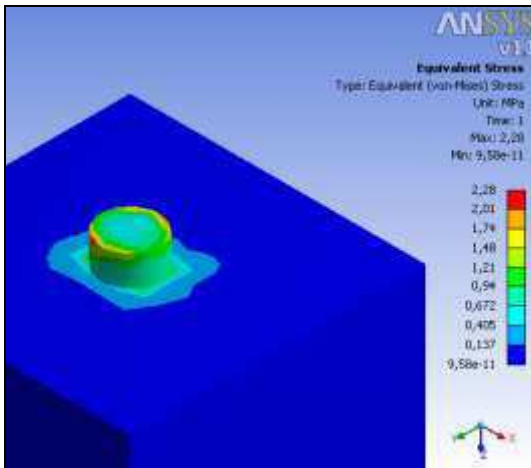


Figura 14. Estado de tensiones (1mm).

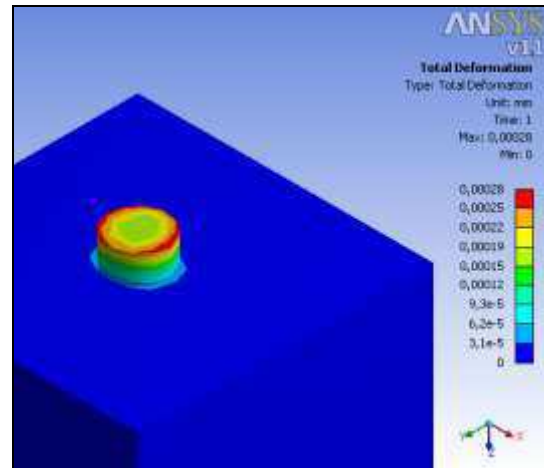
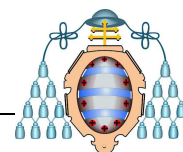


Figura 15. Estado de deformaciones (1mm).

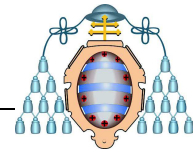
En el segundo modelo se observó que a medida que se aleja el punto de aplicación de la fuerza, la tensión y la deformación máximas se hacen mayores.

Para el estudio del comportamiento de los microtornillos Jeil, Dentaurum y 3M , se realizaron 24 simulaciones (3 microtornillos, 4 espesores de hueso cortical y 2 direcciones de aplicación de la fuerza) aplicando una fuerza de 250 gr. Los resultados obtenidos se muestran en las siguientes tablas. En ellas se incluyen el estado de tensión y el desplazamiento del microtornillo, del hueso cortical y del hueso trabecular, en la dirección de la fuerza aplicada y a diferentes espesores de hueso cortical. Como estado tensional se tomó la tensión equivalente de Von-Misses.



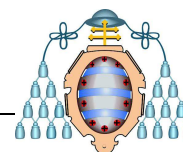
		<b>Implante</b>		<b>H. cortical</b>		<b>H. trabecular</b>	
		Tensión (MPa)	Desplazamiento (mm)	Tensión (MPa)	Desplazamiento (mm)	Tensión (MPa)	Desplazamiento (mm)
<b>2,5mm</b>	Fx	31,29	4,30E-03	11,92	3,57E-04	0,03	1,60 E-04
	Fz	32,04	4,26E-03	12,75	3,94E-04	0,03	1,59 E-04
<b>2mm</b>	Fx	31,30	4,45E-03	12,08	3,85 E-04	0,05	2,79 E-04
	Fz	32,06	4,41E-03	12,93	4,23 E-04	0,05	2,77 E-04
<b>1,5mm</b>	Fx	31,31	4,84E-03	12,50	4,56 E-04	0,08	5,06 E-04
	Fz	32,10	4,80E-03	13,43	4,94 E-04	0,09	5,06 E-04
<b>1mm</b>	Fx	31,33	5,96E-03	13,52	6,36 E-04	0,16	1,01 E-03
	Fz	32,21	5,90E-03	14,57	6,94 E-04	0,17	1,01 E-03

*Tabla 4. Tabla comparativa de resultados para el microtornillo Jeil.*



		Implante		H. cortical		H. trabecular	
		Tensión (MPa)	Desplazamiento (mm)	Tensión (MPa)	Desplazamiento (mm)	Tensión (MPa)	Desplazamiento (mm)
<b>2,5mm</b>	Fx	19,34	2,38E-03	7,77	2,72E-04	0,04	2,64E-04
	Fz	19,00	2,39E-03	8,11	2,78E-04	0,03	2,65E-04
<b>2mm</b>	Fx	19,36	2,57E-03	7,91	3,10E-04	0,07	4,27E-04
	Fz	18,90	2,58E-03	8,31	3,16E-04	0,06	4,28E-04
<b>1,5mm</b>	Fx	19,40	2,97E-03	8,17	3,84E-04	0,11	7,20E-04
	Fz	18,84	2,98E-03	8,66	3,93E-04	0,09	7,20E-04
<b>1mm</b>	Fx	19,38	3,81E-03	8,36	5,29E-04	0,19	1,24E-03
	Fz	18,85	3,82E-03	8,90	5,42E-04	0,16	1,24E-03

*Tabla 5. Tabla comparativa de resultados para el microtornillo 3M.*

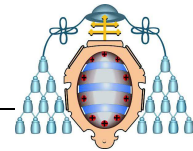


		Implante		H. cortical		H. trabecular	
		Tensión (MPa)	Desplazamiento (mm)	Tensión (MPa)	Desplazamiento (mm)	Tensión (MPa)	Desplazamiento (mm)
<b>2,5mm</b>	Fx	22,20	3,13E-03	13,83	3,83E-04	0,05	1,31E-04
	Fz	20,05	2,90E-03	8,43	3,83E-04	0,05	1,31E-04
<b>2mm</b>	Fx	22,20	3,34E-03	13,99	4,22E-04	0,08	2,38E-04
	Fz	20,05	3,11E-03	8,59	4,22E-04	0,08	2,34E-04
<b>1,5mm</b>	Fx	22,19	3,87E-03	14,40	5,13E-04	0,14	4,61E-04
	Fz	20,04	3,64E-03	9,06	5,17E-04	0,14	4,55E-04
<b>1mm</b>	Fx	22,20	5,34E-03	15,22	7,54E-04	0,27	9,81E-04
	Fz	20,01	5,09E-03	9,91	7,46E-04	0,25	9,66E-04

**Tabla 6. Tabla comparativa de resultados para el microtornillo Dentaurum.**

Las variaciones del espesor de hueso cortical no afecta a las tensiones máximas registradas sobre cada microtornillo, siendo el microtornillo Jeil el más cargado, mientras que los microtornillos 3M y Dentaurum obtuvieron los valores más bajos. Sin embargo, se observó un aumento de las tensiones sobre los huesos cortical y trabecular. El microtornillo 3M presentó unas tensiones máximas sobre el hueso cortical notablemente inferiores a los microtornillos Dentaurum y Jeil. El aumento de la tensión sobre el hueso trabecular se acentuó cada vez más a medida que se reducía el espesor de hueso cortical, y se vio que para un espesor de hueso cortical de 1mm, las tensiones máximas fueron 5 veces mayores que para espesores de 2,5mm.

En cuanto al desplazamiento, éste también aumentó en el microtornillo y en el hueso cortical y trabecular a medida que se disminuyó el espesor del hueso cortical.

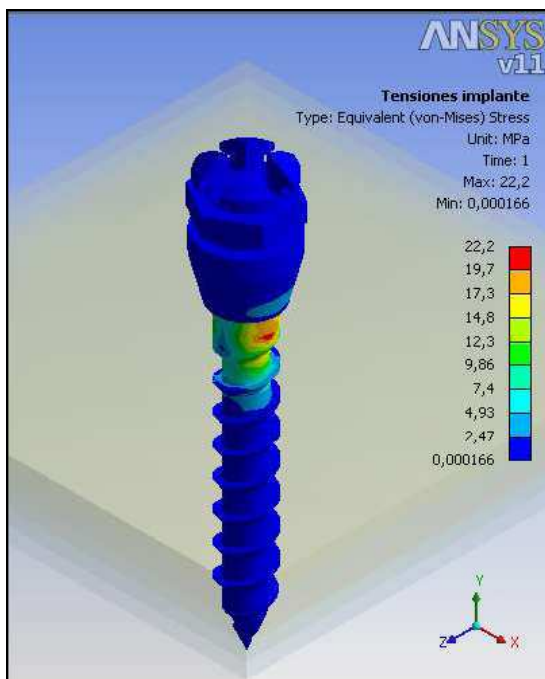


Esto se debe a que al reducirse el espesor de la capa de mayor rigidez, el microtornillo tiende a desplazarse más. El microtornillo 3M que presentó unos desplazamientos menores que los microtornillos Jeil y Dentaurum sobre el hueso cortical, fue el que mayores desplazamientos presentó sobre el hueso trabecular. Esto se debe al efecto de giro del microtornillo en dirección de aplicación de la fuerza.

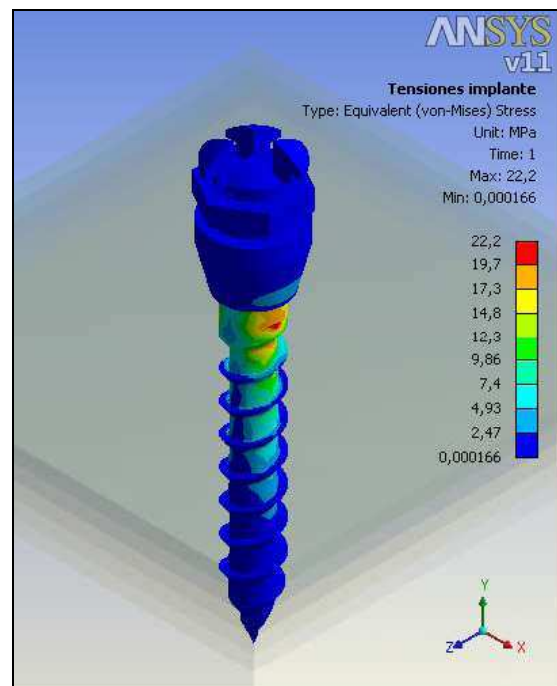
En general, la tensión en el hueso trabecular es mucho menor que la tensión en el hueso cortical, esto es debido a las características diferenciales entre ambos huesos.

A continuación se muestran las imágenes más significativas del análisis mediante elementos finitos, tanto de las tensiones como los desplazamientos, en el microtornillo, en el hueso cortical y en el hueso trabecular a diferentes espesores de hueso cortical.

Estado de tensiones en el microtornillo.

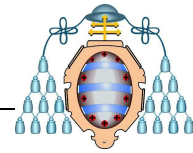


**Figura 16. Tensión Dentaurum, espesor hueso cortical 2,5mm.**

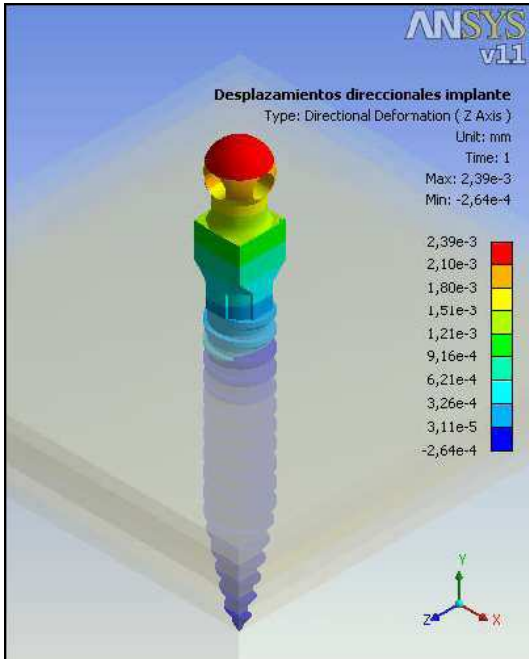


**Figura 17. Tensión Dentaurum, espesor hueso cortical 1mm.**

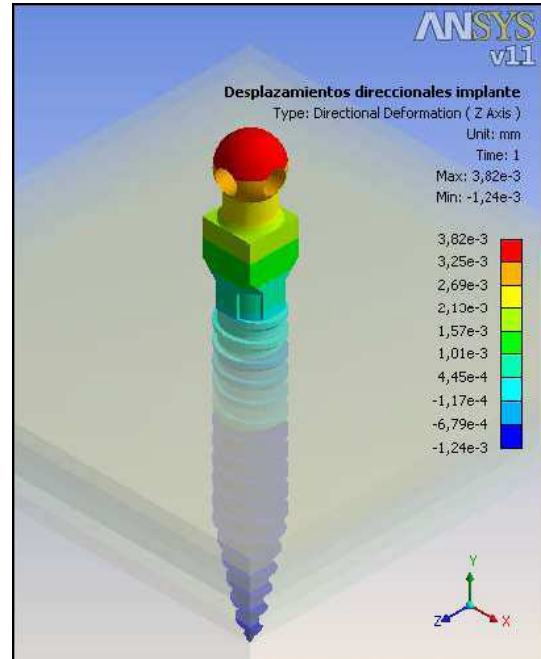




Estado de desplazamientos en el microtornillo.

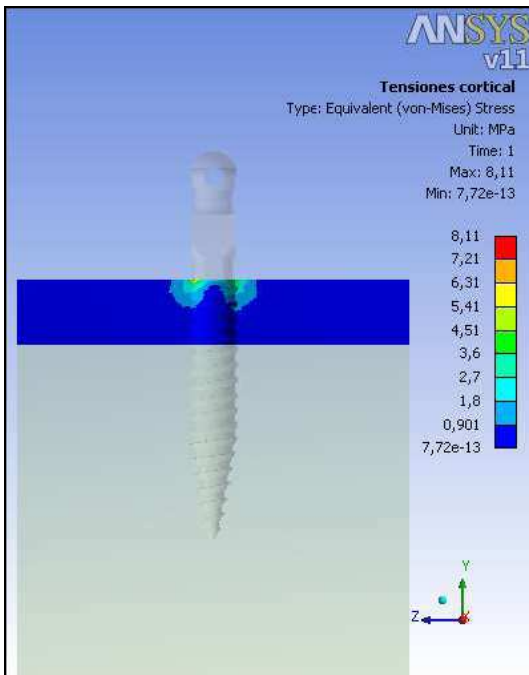


*Figura 18. Desplazamientos 3M, espesor hueso cortical 2,5mm.*

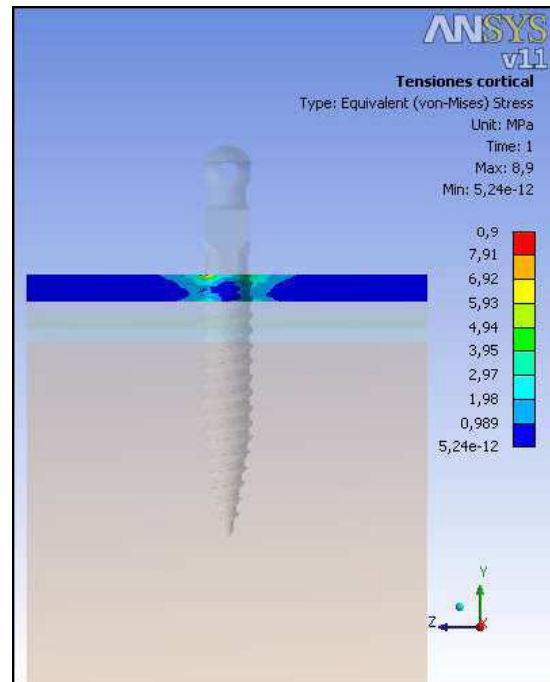


*Figura 19. Desplazamientos 3M, espesor hueso cortical 1mm.*

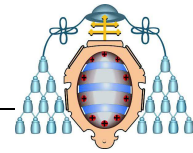
Estado de tensiones en el hueso cortical.



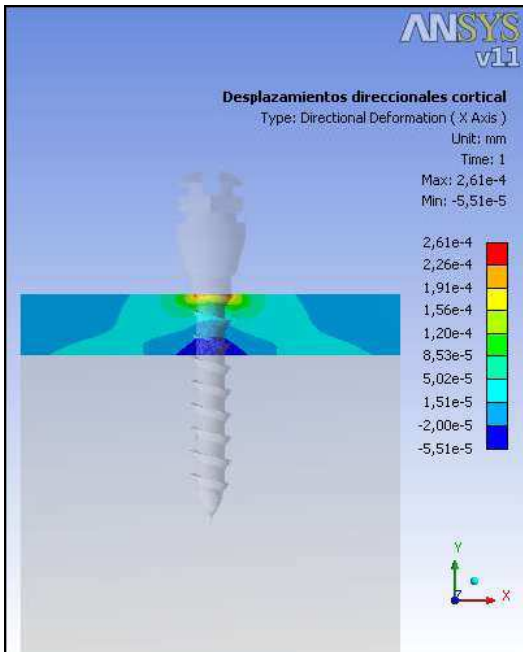
*Figura 20. Tensiones en el hueso cortical 3M, espesor de hueso cortical 2,5mm.*



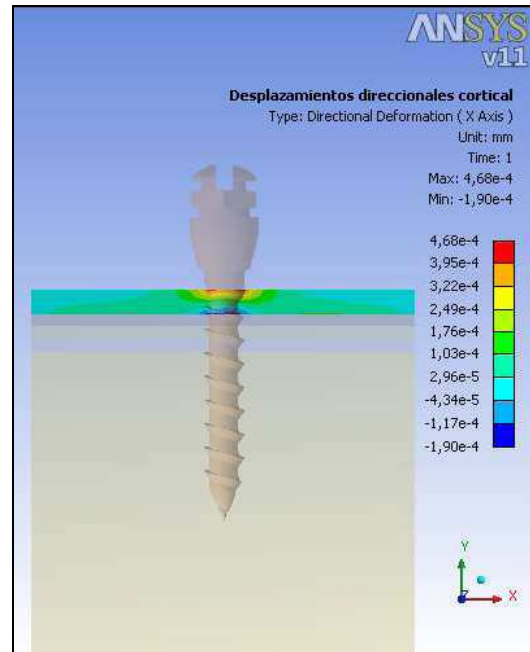
*Figura 21. Tensiones en el hueso cortical 3M, espesor de hueso cortical 1mm.*



Estado de desplazamientos en el hueso cortical.

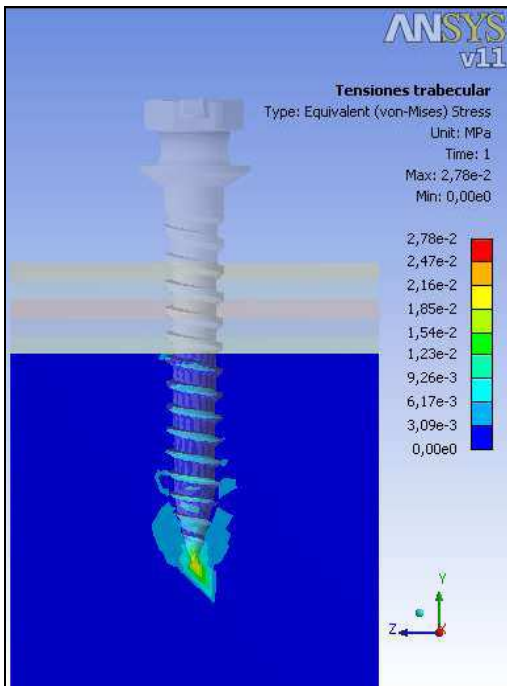


*Figura 22. Desplazamiento hueso cortical Dentaurum, espesor de hueso cortical 2,5mm.*

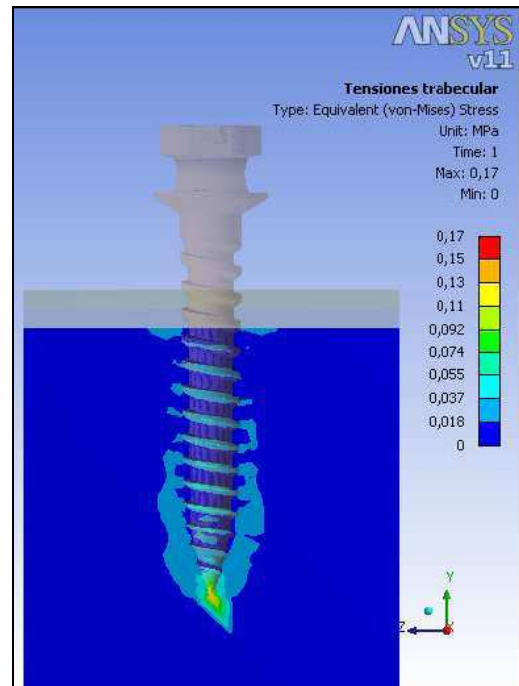


*Figura 23. Desplazamiento hueso cortical Dentaurum, espesor de hueso cortical 1mm.*

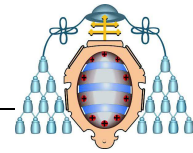
Estado de tensión en el hueso trabecular.



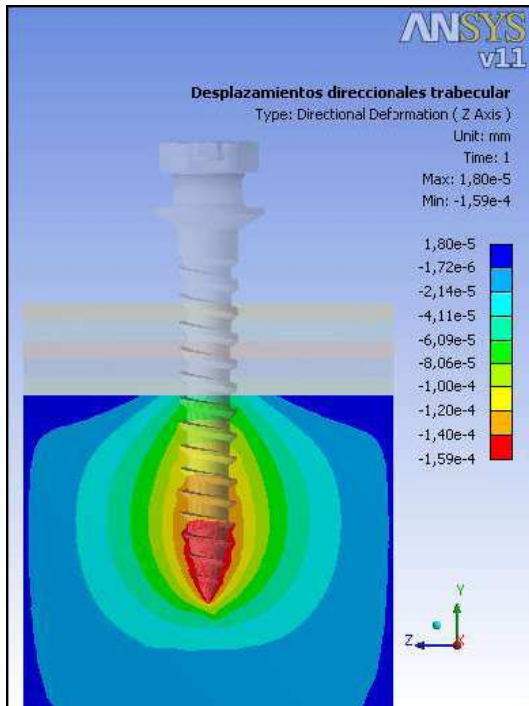
*Figura 24. Tensiones hueso trabecular Jeil, espesor de hueso cortical 2,5mm.*



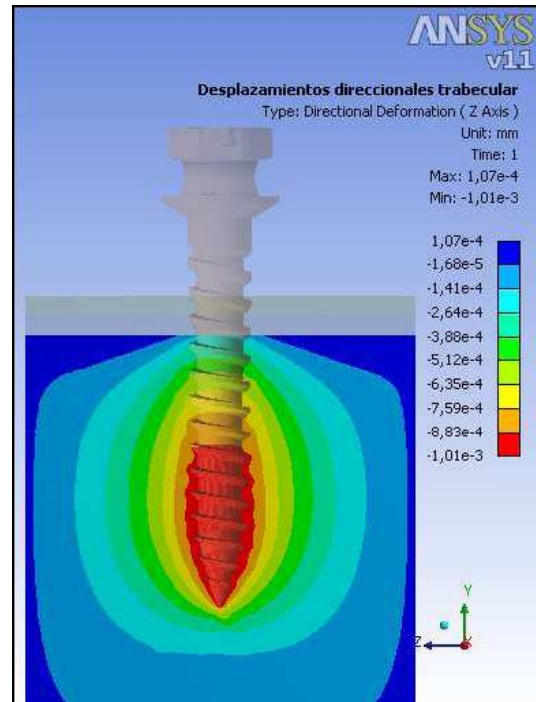
*Figura 25. Tensiones hueso trabecular Jeil, espesor de hueso cortical 1mm.*



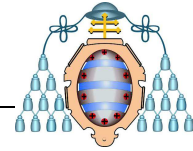
Estado de desplazamientos en el hueso trabecular.



*Figura 26. Desplazamientos en el hueso trabecular Jeil, espesor de hueso cortical 2,5mm.*



*Figura 27. Desplazamientos en el hueso trabecular Jeil, espesor de hueso cortical 1mm.*



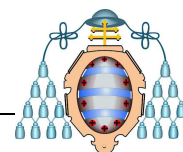
## 5. DISCUSIÓN

Numerosos factores juegan un papel importante en la estabilidad de los microtornillos, su longitud y diámetro, la densidad del hueso, el lugar de colocación y la fuerza aplicada entre otros. En este estudio hemos analizado el comportamiento de 3 microtornillos de mismo diámetro en diferentes grosores de hueso cortical y con una fuerza aplicada en dos direcciones.

El estudio tiene unas limitaciones en la simulación. La geometría del bloque de hueso fue simplificada a un hueso rectangular y las propiedades del material se consideraron homogéneas. Tampoco se simuló el tejido blando, ya que éste tiene muy poca influencia.

En el primer modelo de las simulaciones realizadas, en el que se aplicó una fuerza de 100gr. cambiando su orientación, se vio que tanto la tensión máxima como la deformación máxima aumentaban a medida que la fuerza se acerca a 0°. Y éstas fueron menores cuando la fuerza se aplicó a 90°, o lo que es lo mismo, a lo largo del eje mayor del microtornillo.

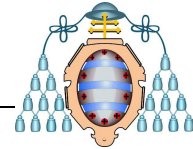
Estos resultados coinciden con los obtenidos por Pickard et al., 2010, que vieron que si la fuerza se aplicaba a lo largo del eje mayor del microtornillo, éste presentaba mayor estabilidad y resistencia al fracaso que cualquier otra situación, llegando a resistir fuerzas máximas de 342 N. Esto se puede explicar porque en esa situación el microtornillo tiene las roscas perpendiculares a la carga, y ésta es una posición óptima para resistir la fuerza. Además, se observó que colocando el microtornillo a 45° en la misma dirección de aplicación de la fuerza, éste tiene mayor estabilidad y resistencia al fracaso que un microtornillo colocado con la misma angulación pero orientado en dirección opuesta a la aplicación de la fuerza. Jasmine et al., 2012, coinciden en que el microtornillo debe colocarse lo más perpendicular al hueso posible para mayor estabilidad. Aplicando una fuerza de 200 gr. y mediante el análisis con elementos finitos, observaron que a medida que aumenta el ángulo de colocación del microtornillo, el estrés en el microtornillo y el hueso cortical disminuyen.



No siempre es posible colocar el microtornillo perpendicular a la superficie del hueso, sobre todo cuando hay dientes en la zona, por el riesgo a lesionar las raíces. Park et al., 2010, estudiaron la disposición de las raíces en los sectores posteriores, y sugirieron colocar los microtornillos con una inclinación distal de  $10^{\circ}$  a  $20^{\circ}$ . Ante el riesgo de lesión radicular que supone la colocación del microtornillo perpendicular al hueso en los espacios interradiculares, Melsen et al., 2005, recomiendan colocar los microtornillos oblicuamente, en dirección apical, en el maxilar, mientras que en la mandíbula deben colocarse lo más paralelo a las raíces posible en los espacios interdentarios. Kyung et al., 2003, proponen colocar los microtornillos con una angulación de  $30^{\circ}$  a  $40^{\circ}$  al eje del diente en el maxilar, y con una angulación de  $10^{\circ}$  a  $20^{\circ}$  en la mandíbula. Carano et al., 2005, coinciden con Kyung, y sugieren una angulación de  $30^{\circ}$  a  $45^{\circ}$  en el maxilar, pero además recomiendan colocar el microtornillo en una posición más perpendicular en la zona del seno maxilar para evitar cualquier daño a éste.

En el segundo modelo de las simulaciones que se realizaron en el estudio, se vio que al alejar el punto de aplicación de la fuerza, tanto la tensión máxima como la deformación se hacen mayores. Estos resultados coinciden con los de Choi et al., 2011, que analizaron mediante elementos finitos microtornillos de 2 componentes con cabezas de diferentes tamaños, y aplicando una fuerza lateral de 2 N, observaron que el estrés en el hueso adyacente incrementa con el aumento de la altura de la cabeza del microtornillo y el punto de aplicación de la fuerza.

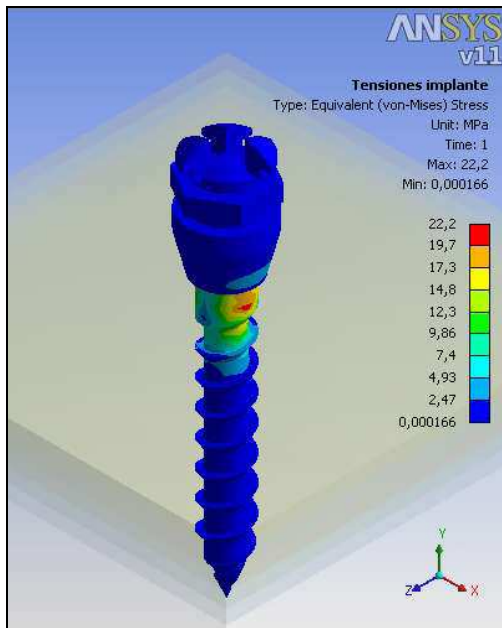
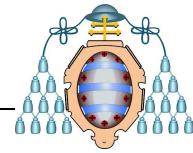
Los microtornillos utilizados en este estudio fueron de 1,6mm de diámetro y de 12mm y 14mm de longitud. Crismani et al., 2011, en una revisión concluyeron que el mayor porcentaje de éxito se obtenía con microtornillos de 1,2mm de diámetro y por lo menos 8mm de longitud, ya que son estables y minimizan el riesgo de daño de las estructuras adyacentes. Manni et al., 2011, también presenciaron mejores resultados con microtornillos de 1,3mm de diámetro colocados en encía adherida que con microtornillos de 1,5mm. En cuanto a su longitud, Lemieux et al., 2011, vieron que los de mayor longitud ofrecen más anclaje por tener mayor contacto con el hueso y mayor superficie para el anclaje mecánico. Sin embargo, al aumentar la longitud del microtornillo aumenta el riesgo de lesión de estructuras vecinas.



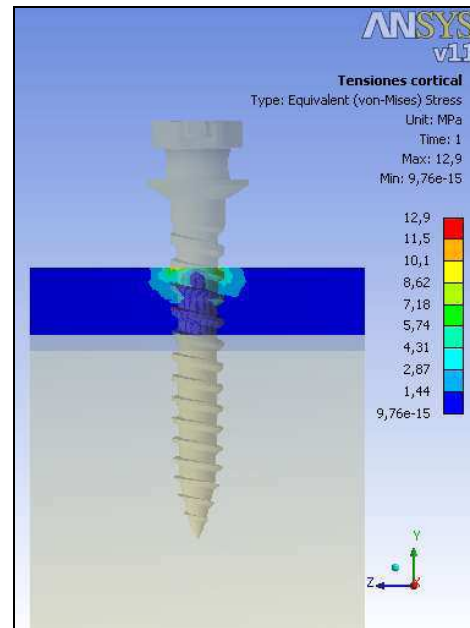
Chazigianni et al., 2011, concluyeron que la longitud y el diámetro son parámetros significativos en la estabilidad del microtornillo solo cuando se aplican niveles altos de fuerza. Por el contrario, Liu et al., 2012, percibieron que el diámetro es el factor dominante en la respuesta mecánica del microtornillo, y al igual que en este estudio observaron que tanto el estrés como el desplazamiento disminuían con el aumento del espesor del hueso cortical. En ese estudio analizaron mediante elementos finitos diferentes factores que influyen en la estabilidad de los microtornillos, como el espesor del hueso cortical, la magnitud y la dirección de la fuerza, el diámetro y la longitud del microtornillo, y la profundidad de implantación.

El diseño del microtornillo varía mucho entre diferentes fabricantes, y es difícil saber qué diseño ofrece las mejores propiedades mecánicas. Para realizar este estudio se seleccionaron tres microtornillos iguales en cuanto a las características de inserción. Algunos autores han realizado estudios comparativos entre microtornillos con diferente forma de inserción, aunque no tiene porque influir en la estabilidad. Chen et al., 2008, obtuvieron mejores resultados con microtornillos autoperforantes (93% de éxito), que con microtornillos autorroscantes (86% de éxito), aunque aconsejan el uso de los autorroscantes en los casos en los que el hueso sea muy denso o tenga un considerado espesor de hueso cortical. Por el contrario, Wang et al., 2008, repararon un comportamiento muy similar entre microtornillos autoperforantes y no terrajantes. En ambos casos observaron un desplazamiento en la misma dirección de aplicación de la fuerza, aunque los microtornillos permanecieron estables y sin movilidad.

En los resultados, mediante el análisis con elementos finitos, se observó una mayor concentración de estrés en el cuello del microtornillo (figuras 28, 29). Esto coincide con los hallados por Shing et al., 2012, que vieron mayores áreas de concentración del estrés en el cuello, e igual que en este estudio, el estrés en el hueso trabecular fue mínimo. Shang et al., 2012, vieron que cuando se aplica una fuerza lateral, los microtornillos con menor diámetro en el cuello son más propensos a doblarse o romperse que aquellos que tienen un mayor diámetro. Esa rotura tiende a producirse en el cuello del microtornillo, justamente donde se une con el hueso cortical.



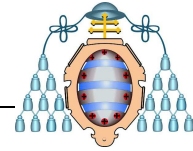
*Figura 28. Concentración de la tensión en la zona del cuello del microtornillo.*



*Figura 29. Concentración de la tensión en el hueso cortical que rodea al microtornillo.*

Se ha observado que la variación del espesor del hueso cortical influye en las tensiones y desplazamientos que se generan en el microtornillo, el hueso cortical y el hueso trabecular.

Los últimos trabajos revisados sobre la estabilidad de los microtornillos prestan gran importancia a la inclinación con la que se inserta el microtornillo en el hueso y a la angulación de la aplicación de la fuerza. Hay situaciones en las que por limitaciones anatómicas es imposible colocar el microtornillo perpendicular al hueso (Park et al., 2010). Por todo esto, en un futuro sería conveniente estudiar mediante el análisis con elementos finitos, las tensiones y desplazamientos que se producen en el microtornillo y en el hueso al variar estos dos factores.



## 6. CONCLUSIONES

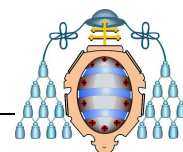
Observando de forma comparativa los tres microtornillos estudiados, se aprecia que la tendencia de los tres es similar.

Una disminución del espesor del hueso cortical trae como consecuencias:

- No se observa un incremento de la tensión en los microtornillos, permaneciendo su valor constante para los distintos espesores.
- Aumento del desplazamiento máximo en dirección de la fuerza del microtornillo, incrementándose de forma significativa para los espesores de hueso cortical menores.
- Ligero incremento de las tensiones máximas sobre el hueso cortical, y un aumento más notable sobre el hueso trabecular.
- Incremento de los desplazamientos direccionales en el hueso cortical y en el hueso trabecular.

El análisis mediante elementos finitos ha mostrado ser un método efectivo para estudiar el comportamiento de los microtornillos.





## 7. BIBLIOGRAFÍA

Baccetti T, De Clerk HJ, Cevidanes LH, Franchi L. Morphometric analysis of treatment effects of bone-anchored maxillary protraction in growing Class III patients. *Eur J Orthod*. 2011; 33: 121-5.

Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System. *J Clin Orthod* 2005;39:9-24.

Crismani AG, Bertl MH, Celar AG, Bantleon HP, Burstone CJ. Miniscrews in orthodontic treatment: Review and analysis of published clinical trials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137: 108-113.

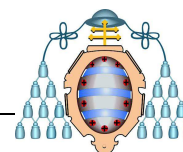
Chang JZ, Chen YJ, Tung YY, Chiang YY, Lai EH, Chen WP, Lin CP. Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 141: 279-88.

Chatzigianni A, Keilig L, Reimann S, Eliades T, Bouravel C. Effect of mini-implant length and diameter on primary stability under loading with two force levels. *Eur J Orthod*. 2011; 33: 381-7.

Chen Y, Shin HI, Kyung HM. Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 44-50.

Choi B, Lee DO, Mo SS, Kim SH, Park KH, Chung KR, Nelson G, Han SH. Three-dimensional finite element analysis for determining the stress distribution after loading the bone surface with two-component mini-implants of varying length. *Korean J Orthod* 2011; 41(6): 423-430.

Chung K, Kim SH, Kook Y. C-Orthodontic microimplant for distalization of mandibular dentition in Class III correction. *Angle Orthod* 2005; 75: 119-128.



Jamilian A, Showkatbakhsh R. Treatment of maxillary deficiency by miniscrew implants - a case report. *Journal of Orthodontics* 2010; vol 37: 56-61.

Jasmine MI. M, Yezdani AA, Tajir F, and Venu RM. Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: A 3-dimensional finite element analysis study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 141: 71-80.

Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 9-15.

Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod* 2003;37:321-8.

Lemieux G, Hart A, Cheretakis C, Goodmurphy C, Trexler S, McGary C, Retrouvey JM. Computed tomographic characterization of mini-implant placement pattern and maximum anchorage force in human cadavers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 140: 356-65.

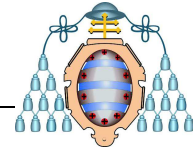
Lim HJ, Choi YJ, Evans CA, Hwang HS. Predictors of initial stability of orthodontic miniscrew implants. *Eur J Orthod* 2011; 33: 528-532.

Liu TC, Chang CH, Wong TY, and Liu JK. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 141: 468-76.

Manni A, Cozzani M, Tamborrino F, De Rinaldis S, Menini A. Factors influencing the stability of miniscrews. A retrospective study on 300 miniscrews. *Eur J Orthod*. 2011; 33: 388-395.

Melsen B. Mini-implants: where are we? *J Clin Orthod* 2005; 39: 539-47.

Papadopolous MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007; 103: e6-15.



Park HS, Hwangbo ES, Kwon TG. Proper mesiodistal angles for microimplant placement assessed with 3-dimensional computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137: 200-6.

Pickard MB, Dechow P, Rossouw PE, and Buschang PH. Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137: 91-9.

Shing S, Mogra S, Shetty VS, Shetty S, Philip P. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: A conical, self-drilling miniscrew implant system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 141: 327-36.

Türköz C, Ataç MS, Tuncer C, Baloş Tuncer B, Kaan E. The effect of drill-free and drilling methods on the stability of mini-implants under early orthodontic loading in adolescent patients. *Eur J Orthod* 2011; 33: 533-6.

Wang YC, Liou EJ. Comparison of the loading behaviour of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 38-43.