



# CNIM



anales de  
**ingeniería mecánica**

revista de la asociación española de ingeniería mecánica

# XVIII CONGRESO NACIONAL DE INGENIERÍA MECÁNICA CNIM 2010

Ciudad Real, 3-5 noviembre 2010

---

## Programa y Resúmenes

## Estudio de microimplantes en ortodoncia mediante elementos finitos y la aplicación práctica en pacientes

A. A. Suárez<sup>1</sup>, J.L. Cortizo<sup>1</sup>, J. Cobo, F. de Carlos<sup>2</sup>, J. Alonso<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Dpto. de Construcción e Ingeniería de Fabricación. Universidad de Oviedo

<sup>2</sup> Dpto. de Cirugía y Especialidades Médico Quirúrgicas. Universidad de Oviedo  
suarez@uniovi.es

---

### Resumen

*El Instituto Asturiano de Odontología (certificado en Innovación según los requisitos de la Norma UNE 166002:2006 N° IDI-0040/2009), ha desarrollado el proyecto de obtención de datos comparativos de tres microimplantes utilizados en Ortodoncia y la aplicación práctica en pacientes. Se han realizado los siguientes estudios:*

- *Análisis químicos cualitativos – cuantitativos con microsonda electrónica.*
- *Comportamiento mecánico de los microimplantes mediante la aplicación del Modelo de Elementos Finitos.*
- *Aplicación práctica en pacientes para el tratamiento de la Apnea del Sueño mediante microimplantes.*

*El estudio permite comparar los tipos de tornillos, desde el punto de vista de la composición química, tensiones y deformaciones con resultados muy similares. La aplicación de esta técnica en pacientes con Apnea del Sueño ha sido muy satisfactoria.*

---

### INTRODUCCIÓN

El Instituto Asturiano de Odontología (IAO) es un spin-off universitario fundado en el año 2002.

Las líneas de Investigación del IAO son aprobadas a principios de año por la Unidad de Gestión de la I+D+i. Entre las líneas de investigación presentes y pasadas, se encuentran:

- o Fisiopatología de la vía aérea superior.
- o Apnea del sueño (Dispositivo de Avance Mandibular Mejorado y Mecanismo Simulador Orientable y Ajustable para Cirugía Ortognática).
- o Avances en la tecnología de Mini Screws (microimplantes).

El IAO tiene implantado y certificado un sistema de gestión de la innovación que cumple con los requisitos de la Norma UNE 166.002 [1].

El IAO, formado por Investigadores de la Universidad de Oviedo, ha desarrollado un estudio de microimplantes de las principales casas comerciales existentes.

Los microimplantes han revolucionado los tratamientos de ortodoncia, se utilizan como sistema de anclaje. Este último término es vital en ortodoncia, ya que en los tratamientos ortodóncicos tradicionales se utilizan los dientes posteriores como anclaje para mover los dientes anteriores. Los microimplantes permiten realizar todos estos movimientos con mayor margen de seguridad y sin necesidad de cargar los dientes posteriores. También son conocidos como microtornillos o mini - implantes o bien como mecanismos de anclaje temporal, los cuales son removidos una vez que termina su función.[2]

Aunque muchos informes de casos han documentado el éxito de la aplicación de estos dispositivos de anclaje en la prestación del servicio de ortodoncia, pocos estudios han proporcionado datos comparativos para evaluar los

diferentes tipos de microimplantes.

Este estudio proporciona una comparativa basada en datos reales para evaluar el comportamiento de los 3 tipos de microimplantes analizados. Por lo tanto se evalúa la efectividad de los 3 tipos de microimplantes en su labor principal de proporcionar anclaje.

Se han realizado los siguientes estudios:

- Análisis químicos cualitativos – cuantitativos con microsonda electrónica.
- Comportamiento mecánico de los microimplantes mediante la aplicación del Modelo de Elementos Finitos [3].
- Aplicación práctica en pacientes para el tratamiento de la Apnea del Sueño mediante microimplantes.

### ANÁLISIS QUÍMICO CUALITATIVO - CUANTITATIVO CON MICROSONDA ELECTRÓNICA

Los análisis químicos cualitativos - cuantitativos de los microimplantes se han realizado en los Servicios Científico Técnico del Vicerrectorado de Investigación de la Universidad de Oviedo. Más concretamente en el Laboratorio de Microsonda Electrónica de la Unidad de Caracterización de Sólidos.

Previamente a su tratamiento por microsonda electrónica, los microimplantes han sido embutidos en resina epoxi, usando un molde adecuado y posteriormente son sometidas a un proceso de pulido Fig. (1).

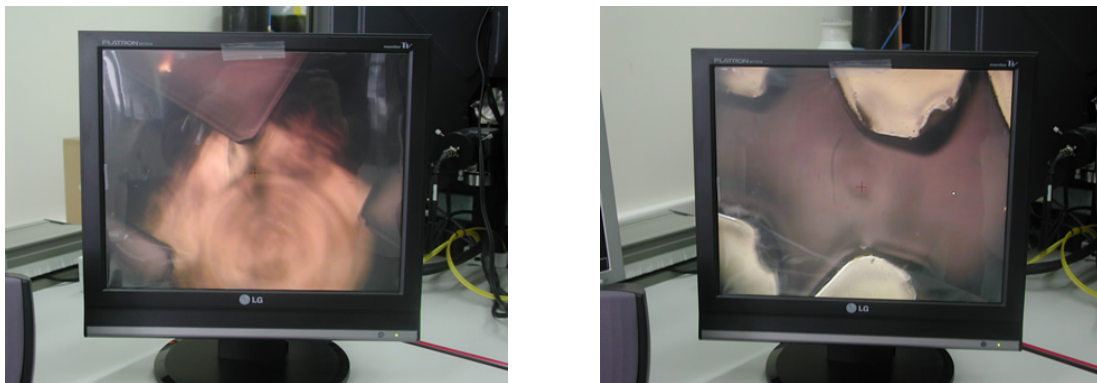


Fig. 1. Microimplante embutido (cabeza y cuerpo respectivamente).

La microsonda electrónica se utiliza para la realización de análisis químicos cualitativos y cuantitativos, a escala micrométrica, de muestras sólidas pulidas. Su principio de funcionamiento consiste en la excitación de la superficie de la muestra mediante un haz de electrones, acelerados entre 15 y 35 kv y focalizados en un diámetro que oscila entre 1 y 2 micras. Los rayos X (RX) característicos generados en la muestra son detectados por espectrómetros dispersores de longitud de onda (WDS).

Los análisis fueron realizados en la Microsonda Electrónica (EPMA), modelo CAMECA SX-100 (Electron Probe Micro Analyzer), dotada con cinco espectrómetros WDS (espectrómetro 1. cristales PET, TAP, PC1 Y PC3; espectrómetro 2. cristales LLIF, LPET; espectrómetro 3. cristales LLIF, LPET. espectrómetro 4. cristales LTAP, LPC2. espectrómetro 5. cristales LLIF, LPET), un espectrómetro de energía dispersiva (EDS) y detectores SE, BSE ,ABS y catodoluminiscencia.

Mediante el análisis cuantitativo podemos cuantificar los elementos presentes en el microimplante gracias a la relación que hay entre la concentración e intensidad de la radiación de Rayos X emitida. Ver Tabla (1).

Según los resultados el microimplante Jeil ( $\varnothing 1,6 * 10$ ) [microimplante 1] esta constituido por Titanio (90%), Aluminio (6%) y Vanadio (4%).

Según los resultados el microimplante 3M (IMTEC ORTHO-10mm) [microimplante 2] esta constituido por Titanio (90%), Aluminio (6%) y Vanadio (4%) y Hierro (0,1%).

Según los resultados el microimplante Dentaurum pin SD 10 [microimplante 3] esta constituido por Titanio (90%), Aluminio (6%) y Vanadio (4%) y Hierro (0,05%).

Tabla 1. Análisis químico cualitativo - cuantitativo de los microimplantes.

		Al	Ti	V	Fe	Total
Microimplante 1	MEDIA	5,9616	89,7277	3,7803	--	<b>99,4695</b>
	DESV.	0,18	0,66	0,76	--	<b>0,27</b>
Microimplante 2	MEDIA	5,8803	90,3570	3,8811	0,1494	<b>100,2678</b>
	DESV.	0,2639	0,4486	0,5644	0,0802	<b>0,5082</b>
Microimplante 3	MEDIA	5,9400	90,6970	3,8503	0,0418	<b>100,5292</b>
	DESV.	0,170822	0,275469	0,349293	0,017731	<b>0,286112</b>

### COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE LOS MICROIMPLANTES MEDIANTE LA APLICACIÓN DEL MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

Con los datos obtenidos en el medidor de perfiles y en el microscopio se procede a realizar un modelo cad para cada uno de los tres microimplantes lo más parecido posible a los modelos reales. Una vez realizados los modelos 3D de cada microimplante se realiza una matriz, geoméricamente perfecta, que simulará tanto la capa cortical, como la trabecular. Esta matriz tendrá unas dimensiones de 10 mm x 10 mm en el plano transversal al eje del microimplante, y 20 mm de altura (en dirección del eje del implante). Estas dimensiones exteriores se mantendrán siempre constantes para todos los estudios, de manera que cuando se varíe el espesor del cortex, la altura de la capa trabecular variará en consecuencia, para mantener las mismas dimensiones finales. Estas dimensiones aseguran con suficiente fidelidad las condiciones de simulación, pues se observa que la distribución de tensiones obtenida en cada una de las simulaciones entorno a las caras fijas del conjunto, toma valores despreciables.

A continuación se estudia mediante elementos finitos el comportamiento de los tres microimplantes [4,5]. Los estudios realizados consisten en la aplicación de una fuerza de 250 gr en dirección paralela a la superficie del cortex (Perpendicular al eje del implante). Tras los primeros ensayos, se observa la influencia de la dirección de aplicación de la fuerza [6], pues la rosca de los implantes provoca que su comportamiento no sea perfectamente simétrico. Debido a este efecto, se realizan los ensayos aplicando la fuerza de 250 gr en dos direcciones perpendiculares y paralelas a la superficie exterior, como se observa en la Fig. (2).

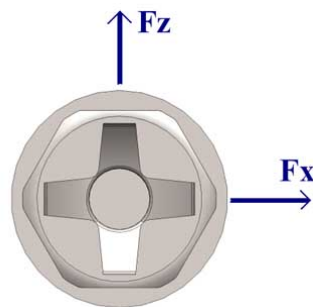


Fig. 2. Esquema general de aplicación de fuerzas.

El parámetro fundamental a estudiar en el presente trabajo es la influencia del espesor de la capa cortical, por lo que se realizarán simulaciones con 4 espesores distintos de cortex, que van de 1 mm a 2.5 mm.

La simulación mediante elementos finitos [7,8,9], se basa en una discretización del modelo de cad 3d, y el posterior cálculo estructural sobre esta discretización (malla), Fig. (3). Para obtener una comparación lo más exhaustiva posible entre los diferentes estudios realizados, se debe procurar que la malla sea lo más similar posible en cada estudio. En un mismo micro-implante, se ha conseguido que todas las simulaciones para los distintos espesores de cortex tengan la misma malla. Para ello se ha modelado el cortex y la parte superior del trabecular en distintas capas de espesor 0,5 mm, y se ha supuesto un empotramiento entre capas. De esta manera, el modelo geométrico para los distintos espesores de cortex es idéntico, variando únicamente las propiedades mecánicas del material de cada capa según corresponda para cada espesor de cortex.

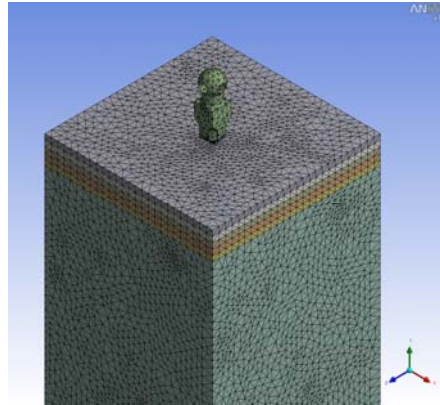


Fig. 3. Estructura de malla en capas.

En total se han realizado 24 simulaciones (3 implantes, con 4 espesores de cortex, y dos direcciones de aplicación de la fuerza). No obstante, tan solo se mostrarán los resultados más desfavorables en tensiones máximas sobre el cortex, para cada implante y cada espesor de cortex; es decir, se omitirán las simulaciones con la dirección de la fuerza más favorable en cada caso.

A continuación se presentan unos resúmenes de los resultados obtenidos en las simulaciones, Tabla (2), Tabla (3) y Tabla (4). Se reflejará el estado tensional y de desplazamientos del implante, el cortex y el trabecular, en la dirección de la carga aplicada. Como estado tensional, se tomará la tensión equivalente de Von-Misses [10].

Tabla 2. Tabla comparativa de resultados para microimplante 1 (Jeil).

		Implante		Cortex		Trabecular	
		Tensión [MPa]	Desplazamiento [mm]	Tensión [MPa]	Desplazamiento [mm]	Tensión [MPa]	Desplazamiento [mm]
2.5 mm	Fx	31,29	4,30E-03	11,92	3,57E-04	0,03	1,60E-04
	Fz	32,04	4,26E-03	12,75	3,94E-04	0,03	1,59E-04
2 mm	Fx	31,30	4,45E-03	12,08	3,85E-04	0,05	2,79E-04
	Fz	32,06	4,41E-03	12,93	4,23E-04	0,05	2,77E-04
1.5 mm	Fx	31,31	4,84E-03	12,50	4,56E-04	0,08	5,06E-04
	Fz	32,10	4,80E-03	13,43	4,94E-04	0,09	5,06E-04
1 mm	Fx	31,33	5,96E-03	13,52	6,36E-04	0,16	1,01E-03
	Fz	32,21	5,90E-03	14,57	6,94E-04	0,17	1,01E-03

Tabla 3. Tabla comparativa de resultados para microimplante 2 (3M).

		Implante		Cortex		Trabecular	
		Tensión [MPa]	Desplazamiento [mm]	Tensión [MPa]	Desplazamiento [mm]	Tensión [MPa]	Desplazamiento [mm]
2.5 mm	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
2 mm	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
1,5 mm	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
1 mm	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 4. Tabla comparativa de resultados para microimplante 3 (Dentaurum).

		Implante		Cortex		Trabecular	
		Tensión [MPa]	Desplazamiento [mm]	Tensión [MPa]	Desplazamiento [mm]	Tensión [MPa]	Desplazamiento [mm]
2.5 mm	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
2 mm	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
1,5 mm	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
1 mm	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

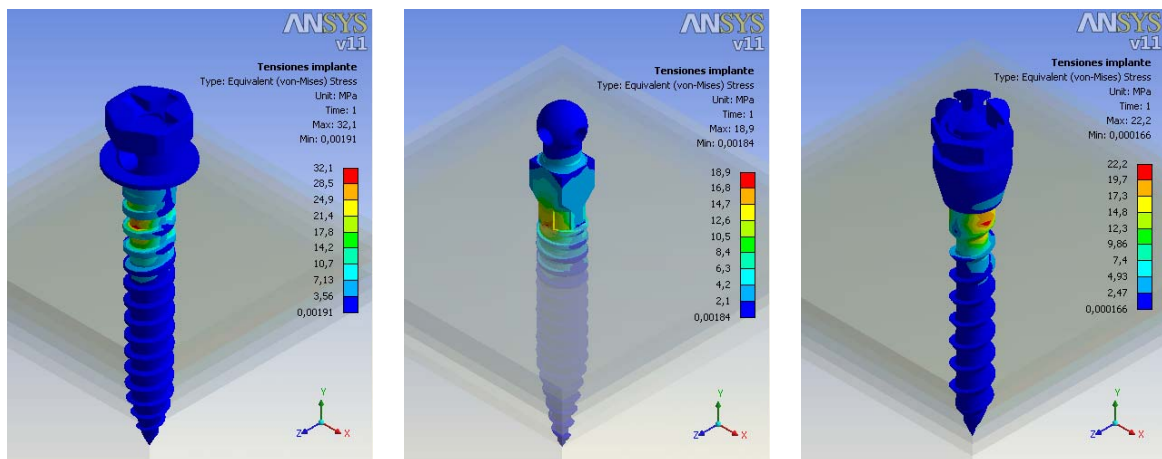


Fig. 4. Modelo de Elementos Finitos para el espesor de 2 mm en los tres tipos de microimplantes.

**DISCUSIÓN**

Evaluaremos los resultados obtenidos sobre el implante, el cortex y el trabecular de los tres fabricantes estudiados.

A continuación se muestran una serie de gráficos con los resultados obtenidos en los estudios realizados, Fig. (5), Fig. (6) y Fig. (7). Estas gráficas representan la tensión y desplazamientos máximos calculados en cada estudio para el implante, el cortex y el trabecular correspondientes a cada fabricante en función del espesor de cortex simulado. De este modo, se puede apreciar claramente la influencia que tiene el espesor de cortex sobre las tensiones y desplazamientos máximos en implante, cortex y trabecular y establecer una comparativa clara en el comportamiento de cada microimplante.

Se aprecia que el implante más cargado es el implante Jeil, mientras que 3M y Dentaurum obtienen valores significativamente inferiores.

Se aprecia que el implante 3M presenta unas tensiones máximas sobre el cortex notablemente inferiores a los implantes Dentaurum y Jeil.

El comportamiento de los tres microimplantes es similar, no se aprecian diferencias notables.

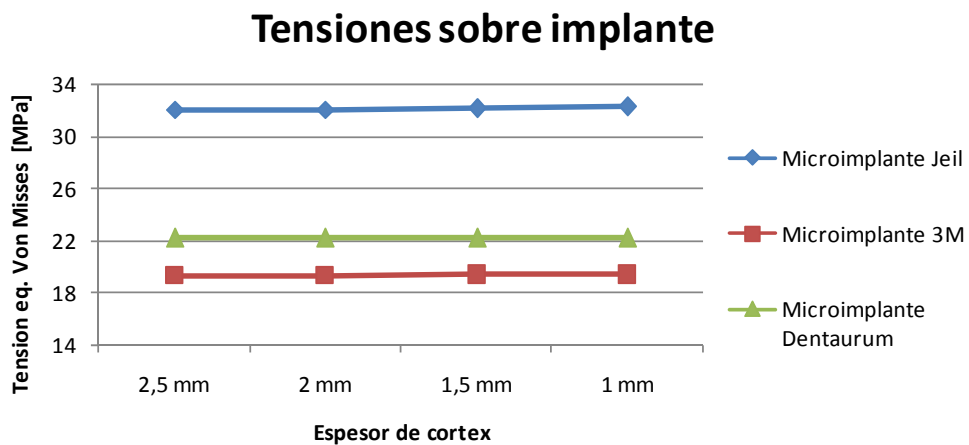


Fig. 5. Comparativa tensiones máximas de los microimplantes.

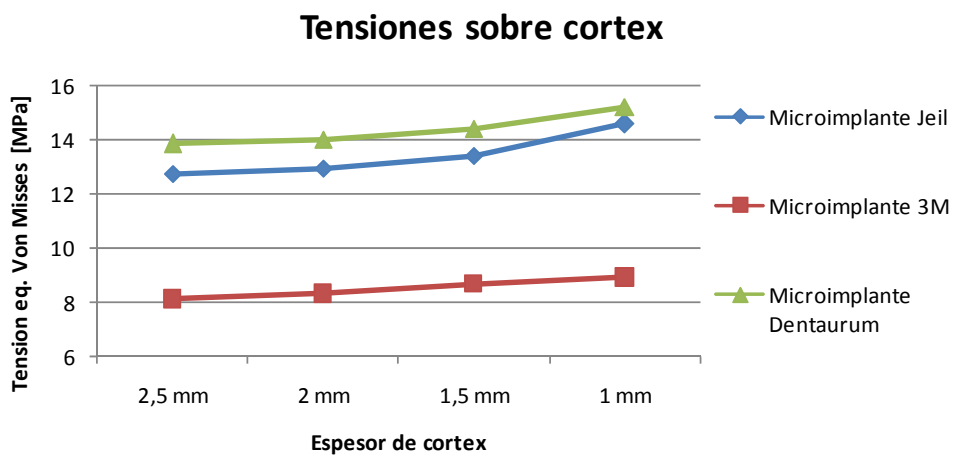


Fig. 6. Comparativa tensiones máximas sobre el cortex.

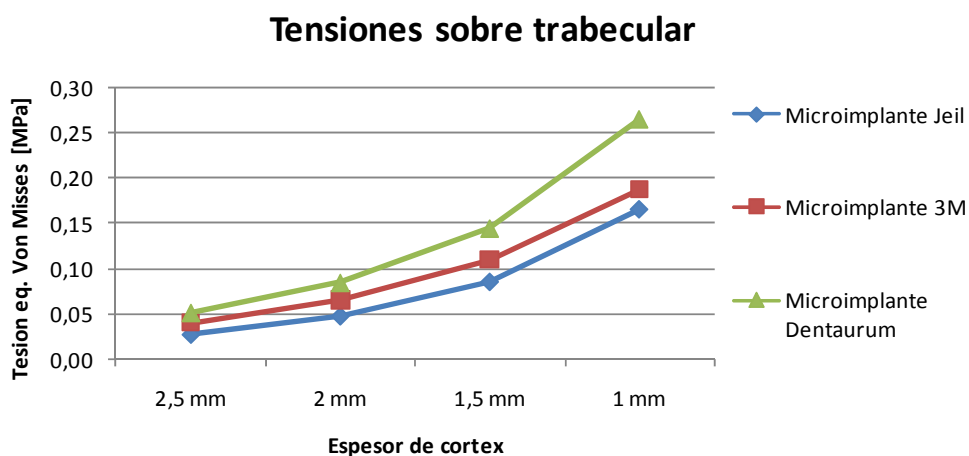


Fig. 7. Comparativa tensiones máximas sobre trabecular.



## CONCLUSIONES

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

Una disminución del espesor del cortex trae como consecuencias:

- Aumento de la tendencia de giro del implante respecto a la zona de empotramiento de mayor rigidez (zona cortical).
- No se observan incrementos de tensión en los implantes, permaneciendo su valor constante para los distintos espesores.
- Aumento del desplazamiento máximo en dirección de la fuerza del implante, incrementándose de forma significativa para los espesores de cortex menores.
- Ligero incremento de tensiones máximas sobre el cortex.
- Incremento de los desplazamientos direccionales en el cortex.
- Notable aumento de las tensiones máximas registradas sobre el trabecular.
- Aumento de los desplazamientos registrados en el trabecular.

A continuación se presentan dos figuras, Fig. (8) y Fig. (9), con los incrementos porcentuales de tensión y desplazamientos sobre implante, cortex y trabecular. Estas figuras permiten analizar el comportamiento de los distintos implantes de forma cualitativa. Estos incrementos se han calculado por diferencia entre valores continuos de tensión (o desplazamiento) para los distintos espesores de cortex.

A medida que disminuye el espesor de cortex, los incrementos de tensiones máximas obtenidos en cortex y trabecular aumentan, mientras que sobre el implante permanecen prácticamente constantes. Sobre el cortex, el incremento de la tensión no es muy acusado, y a medida que disminuye el espesor, el incremento de tensión crece muy poco (en los implantes Jeil y Dentaurem, los incrementos crecen ligeramente, y en 3M el incremento crece en el intervalo de 2 a 1,5 mm, y decrece de 1,5 a 1mm). En el trabecular los incrementos de tensión a medida que disminuye el espesor de cortex son cada vez mayores, apreciándose que el implante Jeil es el que presenta un incremento de tensión más elevado en la zona trabecular. Sobre el implante, los incrementos de tensión permanecen en valores entorno a 0 para todos los espesores de cortex analizados, es decir, la tensión máxima permanece constante.

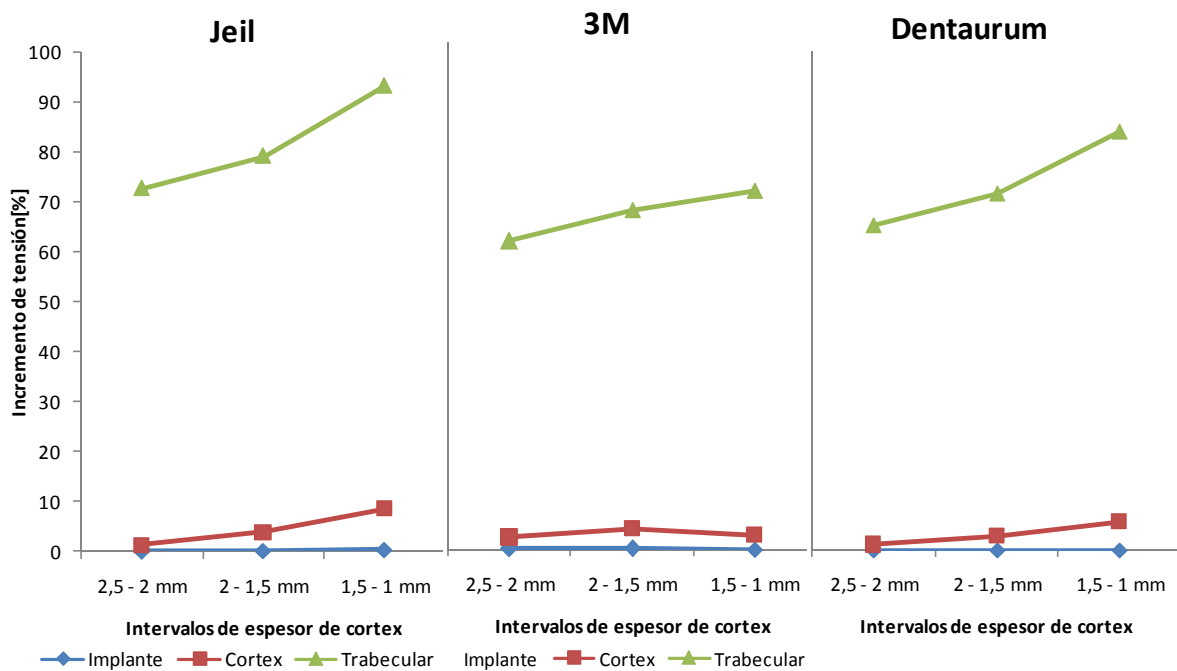


Fig. 8. Comparativa de incrementos de tensiones máximas de los microimplantes.

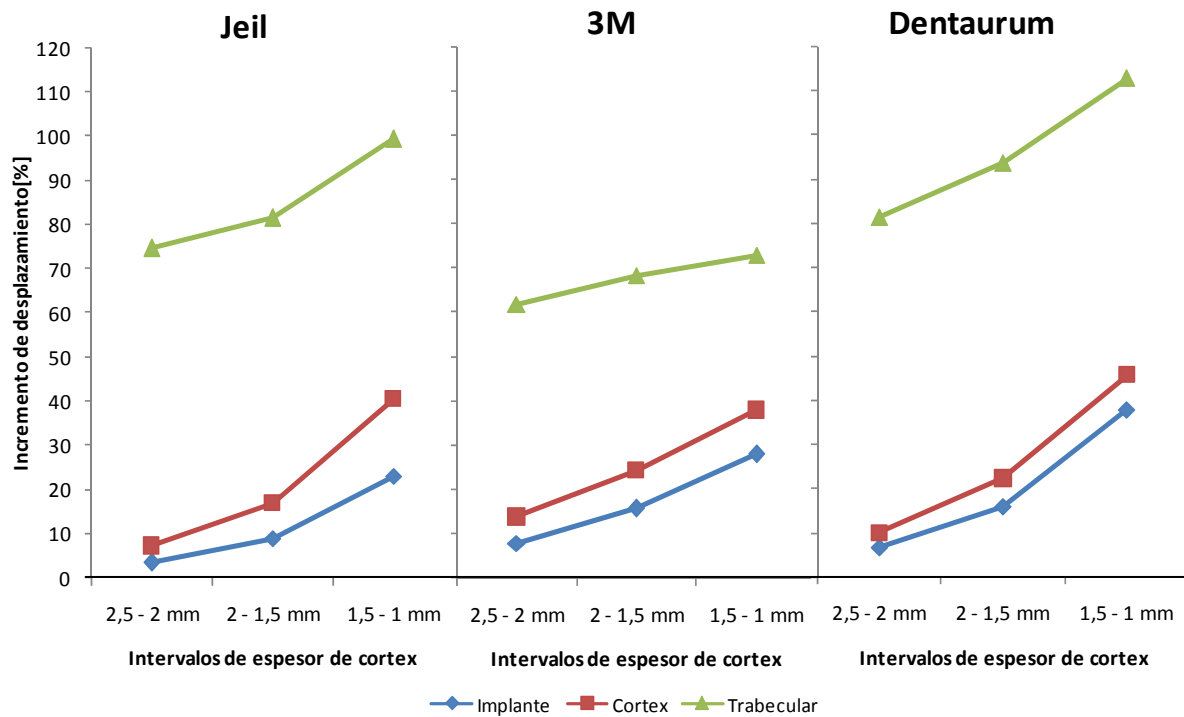


Fig. 9. Comparativa de incrementos de desplazamientos máximos de los microimplantes.

En cuanto a desplazamientos, se aprecia que tanto en cortex, trabecular e implante, el incremento de desplazamiento se hace cada vez mayor, a medida que disminuye el espesor de cortex. En el cortex, los incrementos porcentuales de desplazamientos crecen a medida que disminuye el espesor de cortex de forma prácticamente idéntica para los tres implantes. En el trabecular, este aumento de los incrementos porcentuales es más acusado para el implante Dentaurum (mayor pendiente en el gráfico de la figura anterior), presentando el implante 3M unos valores porcentuales ligeramente inferiores a Jeil y Dentaurum. En cuanto a los incrementos de desplazamiento sobre implante, se observa que el comportamiento de los tres implantes es similar, presentando valores porcentuales bastante inferiores a los registrados para el trabecular.

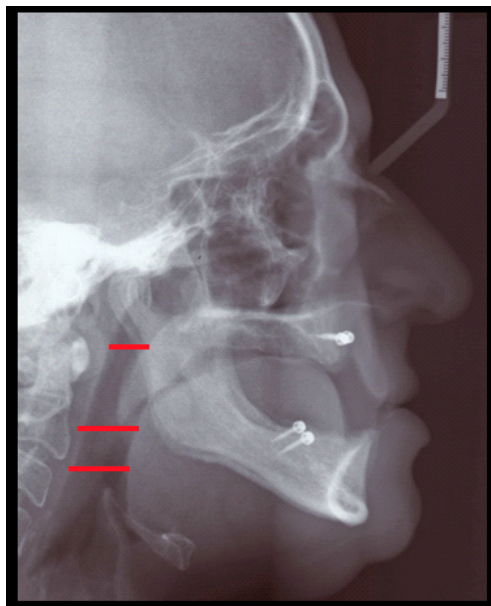


Fig. 10. Paciente con los microimplantes.

Los resultados obtenidos en el estudio realizado tienen su aplicación práctica en pacientes para el tratamiento de la Apnea del Sueño mediante el uso de microimplantes.

En la Fig. (10) se puede observar una telerradiografía de un paciente con microimplantes. La utilización de microimplantes en el tratamiento de la Apnea del Sueño es eficaz porque provoca un aumento del volumen de la vía aérea superior (VAS). El aumento del volumen de la VAS está directamente relacionado con la calidad del microimplante, es decir con sus propiedades mecánicas.

El estudio realizado en varios pacientes con Apnea del Sueño con los tres tipos de microimplantes, da como resultado un aumento del volumen de la VAS, que es más significativo en el caso del microimplante que produce un incremento de tensiones y desplazamientos máximos inferiores.

## REFERENCIAS

- [1] Aenor. *Norma UNE 166.002 Gestión de la I+D+i: Requisitos del Sistema de Gestión de la I+D+i*, (2006).
- [2] I. Alkan, A. Sertgoz and B. Ekici. *Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 4 (2004), 319-325.
- [3] Jian-Ping Geng, Keson B. C. Tan, and Gui-Rong Liu. *Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 6 (2001), 585-598.
- [4] K. Miyajima, S. Saito and M. Sakai. *Finite Element Analysis and animal experiments of MiniScrew Implants*. capítulo 4, 47-63.
- [5] B. Melsen, M. Dalstra. *Bone Response to loading of MiniScrew Implants*. Capítulo 3, 35-45.
- [6] J. Cobo, A. Sicilia, J. Argfielles, D. Suárez, and M.l Vijande. *Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: Tridimensional analysis by means of the finite element method*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 5 (1993), 448-454.
- [7] Liang et al. *Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: A 3-dimensional finite element analysis*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 3 (2009), 316-322.
- [8] Jeon P, Turley P, Ting K. *Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss*. Am J Orthod Dentofacial Orthop. (2001), 119:498-504.
- [9] Geron S, Romano R, Brosh T. *Vertical forces in labial and lingual orthodontics applied on maxillary incisors, a theoretical approach*. Angle Orthod. (2004), 174:95-201.
- [10] W. Jiang, H. Bo, G. YongChun, and Ni LongXing. *Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: A threedimensional finite element analysis*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1 (2010), 6-12.