

Análisis mecánico Mediante simulación numérica

El análisis mecánico mediante simulación numérica, o método de los elementos finitos, es una herramienta de gran valor a la hora de evaluar respuestas biomecánicas ante diversas condiciones de carga.

En AVINENT hemos llevado a cabo ensayos sobre nuestros implantes dentales, evaluando su comportamiento una vez colocados y su evolución bajo cargas masticatorias. Estos estudios nos han ayudado a desarrollar el apropiado diseño de nuestros implantes dentales y aditamentos, alcanzando unas tolerancias dimensionales mínimas y teniendo en cuenta las tensiones implante-hueso para una mejor osteointegración.

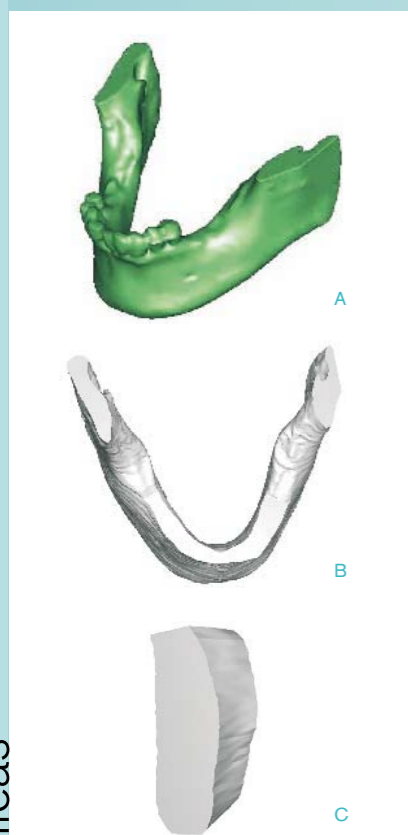


Figura 1. (A) Imagen de la mandíbula supuesta en este trabajo, obtenida con un programa de tratamiento de imágenes de scanner. (B) Geometría de la mandíbula desde el programa de cálculo numérico empleado en este trabajo. Se indica en ella la región de implantación. (C) Parte del hueso que se simula en este trabajo y al que se incorpora el conjunto implante.

OBJETIVO

El objetivo básico de este trabajo ha sido el análisis, mediante métodos numéricos, del proceso de colocación de un implante y la evolución en el tiempo de su comportamiento bajo las cargas masticatorias.

Se ha definido un modelo tridimensional, complejo, para representar los aspectos fundamentales del sistema a analizar y se han evaluado las influencias del tipo de carga, de la calidad del hueso y el nivel de osteointegración en la distribución de las tensiones y las deformaciones en el conjunto hueso-implante. La osteointegración se ha tenido en cuenta de una manera sencilla, definiendo unas regiones de transición entre el implante y los huesos cortical y trabecular, a los que se han asignado propiedades distintas para representar diferentes estadios del proceso.

MODELO GEOMÉTRICO

La anatomía de la mandíbula y la calidad del hueso varían de paciente a paciente; está claro, pues, que el modelo numérico ideal debería basarse en la geometría y la distribución ósea (espesor del hueso cortical y densidad del hueso trabecular) de cada individuo. La metodología a seguir sería analizar, mediante tomografía, la mandíbula a tratar. Las imágenes obtenidas se traducirían a un programa de CAD con el que se generaría un modelo geométrico, tridimensional, representativo de la mandíbula real y al que se incorporaría el sistema de implante en estudio. En este caso, no obstante, el análisis del implante a lo largo de las diferentes etapas (colocación, osteointegración y comportamiento en

Documento elaborado por el comité científico de AVINENT Implant System S.L. ⁽¹⁾ con la colaboración del CREB (Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica) ⁽²⁾ y el CTM (Centre Tecnològic) ⁽³⁾

⁽¹⁾ Comité científico de AVINENT Implant System S.L.: A. Cortina, C. Vendrell, E. Falcó, J. Serra

⁽²⁾ CREB: A. Mestre

⁽³⁾ CTM: J. Caro, M^a D. Riera, J. M. Prado

servicio) se ha llevado a cabo en un entorno que se ha supuesto representativo de un adulto sano. Se ha obtenido la información tridimensional de una mandíbula real (ver fig. 1, A), y se ha elegido una región de dicha mandíbula sobre la que se lleva a cabo la implantación de la prótesis (ver fig. 1, B y C), de manera que el modelo geométrico completo es el representado en la fig. 2.

MATERIALES Y MÉTODOS

El comportamiento mecánico asociado a todos los elementos del aquí denominado *conjunto implante* corresponde al de un material metálico convencional, con elasticidad lineal, isotropa, con módulo de Young igual a 115000 MPa y relación de Poisson 0.28, y comportamiento perfectamente plástico, con límite elástico igual a 380 MPa.

La compleja arquitectura del hueso cortical no permite, por el momento, un tratamiento micromecánico sencillo. En este trabajo, su comportamiento mecánico se simula mediante un modelo de elasticidad lineal anisotrópica. En cuanto al comportamiento plástico, se ha supuesto isotropía en la cedencia y en el endurecimiento por deformación, con límite elástico igual a 120 MPa y resistencia máxima de 133 MPa.

La respuesta mecánica del hueso trabecular depende de su densidad; ésta, a su vez, varía con la magnitud de la carga aplicada, y la orientación de las trabéculas, con la dirección de dicha carga. En el presente trabajo, se han asignado al módulo elástico valores comprendidos entre 3000 y 600 MPa. La relación de Poisson en materiales celulares depende sólo de la geometría de la célula, y no se observa dependencia de la densidad relativa; el valor habitualmente asignado a este parámetro es de 1/3.

También el comportamiento plástico del hueso trabecular está siendo objeto de numerosos estudios, que relacionan densidad y resistencia. No obstante, no se dispone de datos suficientes para implementar un modelo de comportamiento inelástico específico para este material. Aquí, se ha supuesto un comportamiento perfectamente plástico con un límite elástico de 5 a 10 MPa.

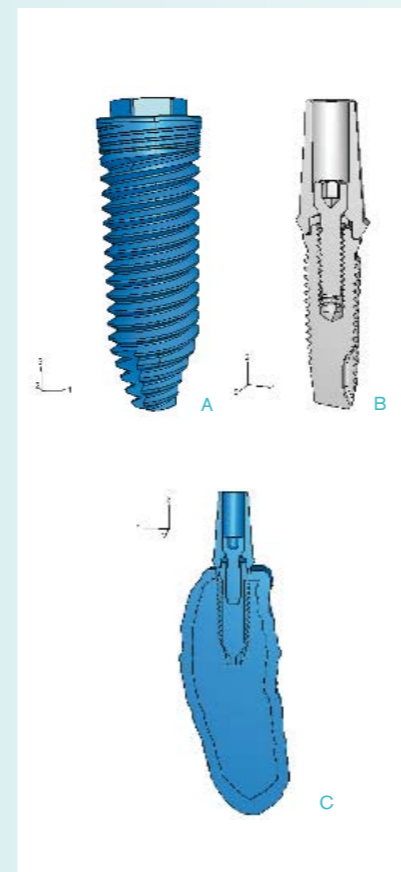
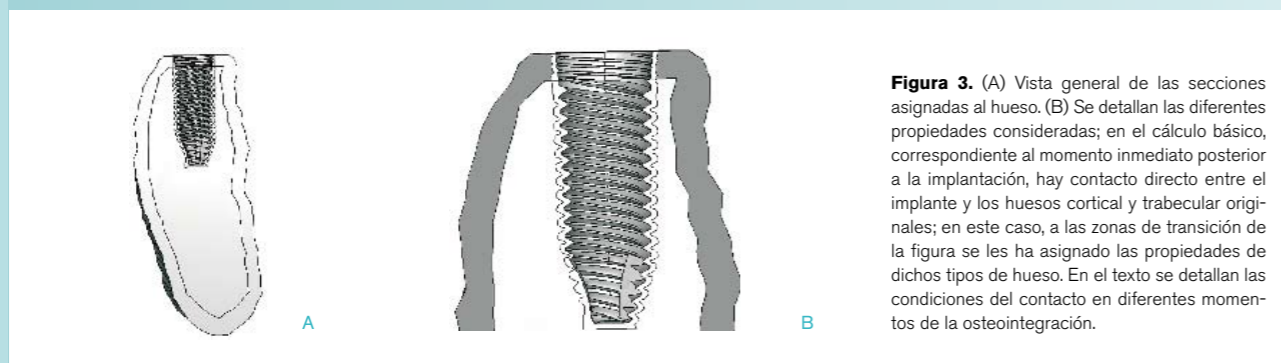


Figura 2. (A) Geometría del implante; (B) Mitad del conjunto metálico implantado; (C) Muestra, además, el hueso, en el que, tal como puede observarse en esta figura, se ha diferenciado la región cortical de la trabecular. Otro aspecto a destacar es la simplificación de la geometría en la región del contacto entre tornillo e implante, imprescindible para resolver un problema tan complejo desde el punto de vista geométrico.

Análisis mecánico

Mediante simulación numérica



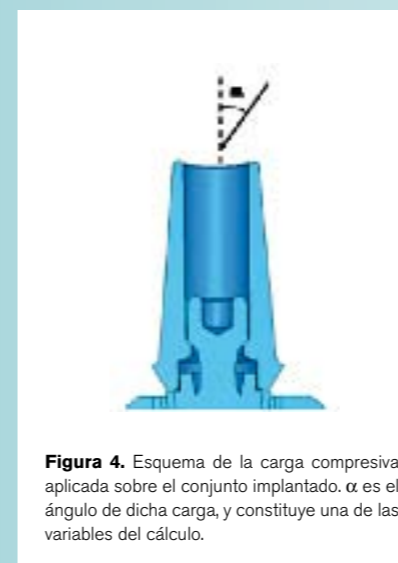
El modelo básico supone el estado óseo de la mandíbula en el momento de la implantación: capa cortical y hueso trabecular, con las características geométricas y mecánicas anteriormente definidas. Sin embargo, uno de los objetivos de la simulación ha sido el estudio del efecto que el material fruto de la osteointegración tiene en la transmisión de tensiones y su distribución en el conjunto implante-hueso. Para ello se han considerado tres casos que corresponderían a otros tantos estadios del proceso de osteointegración. En la fig. 3 se representa esquemáticamente la asignación de secciones con propiedades dependientes del tiempo tras la implantación.

Tres diferentes pares de valores del módulo de Young se han asignado a las regiones de transición entre el implante y los huesos cortical y trabecular, en los tres casos detallados a continuación.

En los tres casos se ha supuesto que las zonas de transición no han desarrollado, todavía, una estructura y, por lo tanto, un comportamiento anisotrópicos.

Tabla 1. Constantes elásticas para los tres estadios de la osteointegración supuestos.

condiciones	MÓDULO DE YOUNG (MPa) TRANSICIÓN	
	implante hueso cortical	implante hueso trabecular
caso 1	500	500
caso 2	1500	1500
caso 3	5000	1500



CÁLCULOS

Se han llevado a cabo los siguientes cálculos:

a. Cálculo básico

Consistente en la aplicación de una carga de 100 N aplicada perpendicularmente a la superficie superior del pilar. Contacto implante-hueso sin osteointegración. Corresponde a la situación tras implantación del conjunto.

b. Efecto de la inclinación de las cargas

Mediante tres cálculos, variando el ángulo α definido en la fig. 4, al que se han asignado los valores 10, 20 y 30° (b.1, b.2 y b.3, respectivamente).

c. Efecto de la osteointegración

Para un valor de α igual a 30°, se han llevado a cabo tres cálculos para los casos 1, 2 y 3 (definidos en la tabla I), que incorporan la variación de propiedades de la región de contacto implante-hueso trabecular y contacto implante-hueso cortical con el proceso de osteointegración (c.1, c.2 y c.3).

d. Efecto de la calidad del hueso

Comparando los resultados para dos espesores de hueso cortical: el básico, 1.47 mm, y 0.7 mm (d.1, d.2).

En todos los casos, el análisis se ha considerado estático. Los cálculos se han realizado con el programa de cálculo mediante el método de los elementos finitos ABAQUS 6.5.1 (HKS, Inc., 2005).

Análisis mecánico

Mediante simulación numérica

RESULTADOS

Los resultados que aquí se presentan corresponden a las distribuciones del desplazamiento del conjunto y de la tensión equivalente desarrollada en cada caso. En todas las figuras, los desplazamientos se indican en milímetros (mm) y las tensiones, en mega-Pascales (MPa).

a. Cálculo básico - Desplazamientos

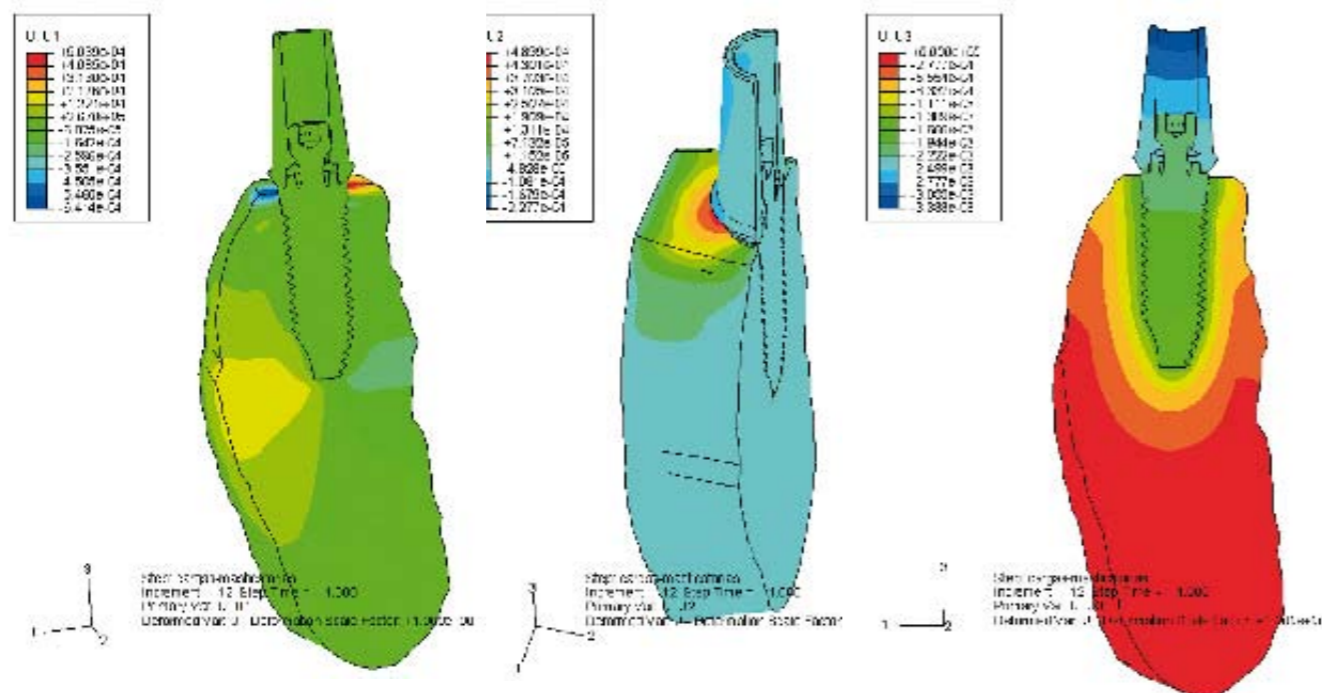


Figura 5a. Distribuciones de los desplazamientos (en milímetros) bajo carga en las tres direcciones para el conjunto analizado. Cálculo básico. Inclinación de la carga, $\alpha = 0^\circ$.

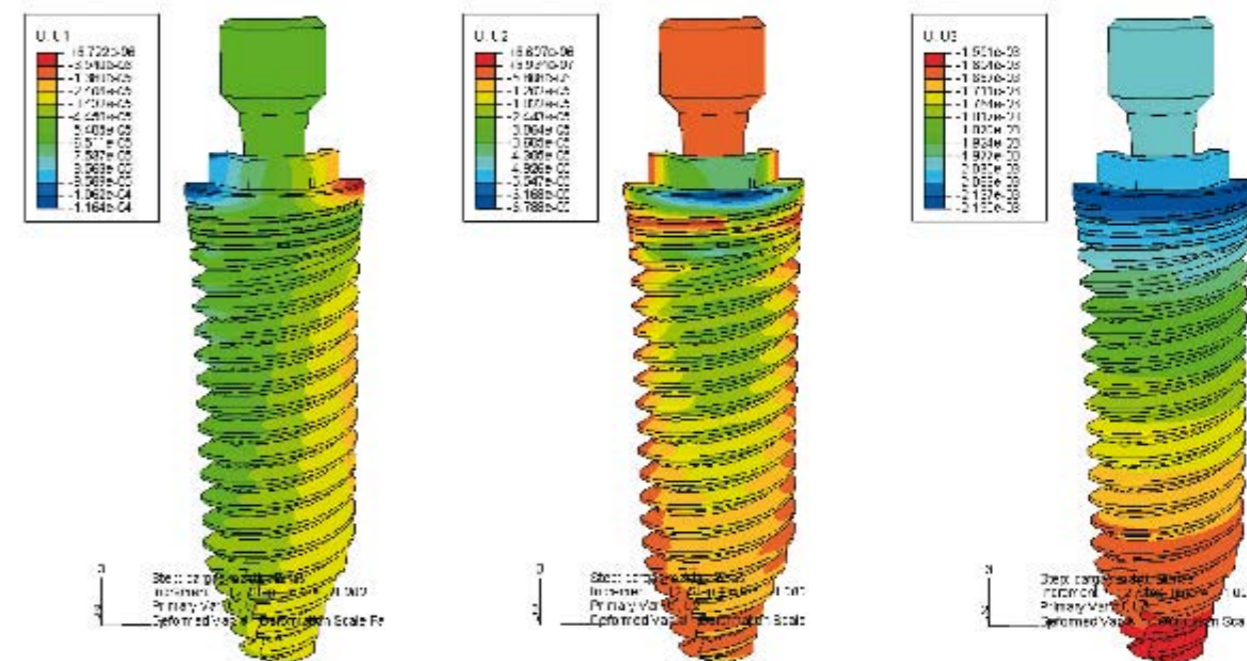


Figura 5b. Distribuciones de los desplazamientos (en milímetros) bajo carga en las tres direcciones para el conjunto implante-tornillo. Cálculo básico. Inclinación de la carga, $\alpha = 0^\circ$.

Análisis mecánico

Mediante simulación numérica

b. Efecto de la inclinación de la carga en la distribución de los desplazamientos

El desplazamiento lateral (U1) inducido en el hueso aumenta con el ángulo de inclinación de la carga.

c. Efecto del nivel de osteointegración en la distribución de los desplazamientos

Para un valor del ángulo de aplicación de la carga de 30° y las propiedades definidas en la tabla 1 para tres niveles de osteointegración, los resultados obtenidos para el desplazamiento bajo carga se comparan en la fig. 7.

A medida que aumenta la rigidez de la región osteointegrada, el desplazamiento en dirección U1 bajo la misma carga, disminuye.

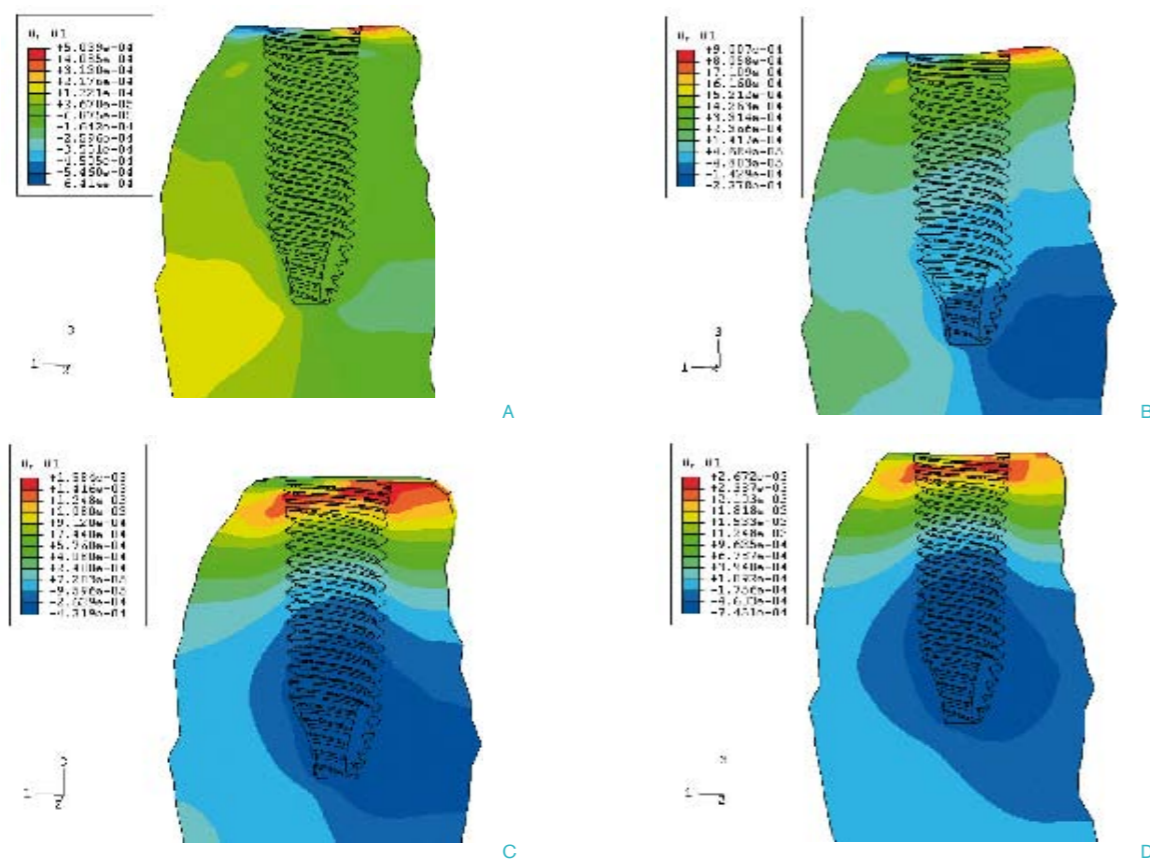


Figura 6. Distribución del desplazamiento U1 en el hueso para las distintas inclinaciones de la carga estudiadas. (A) 0°; (B) 10°; (C) 20° y (D) 30°.

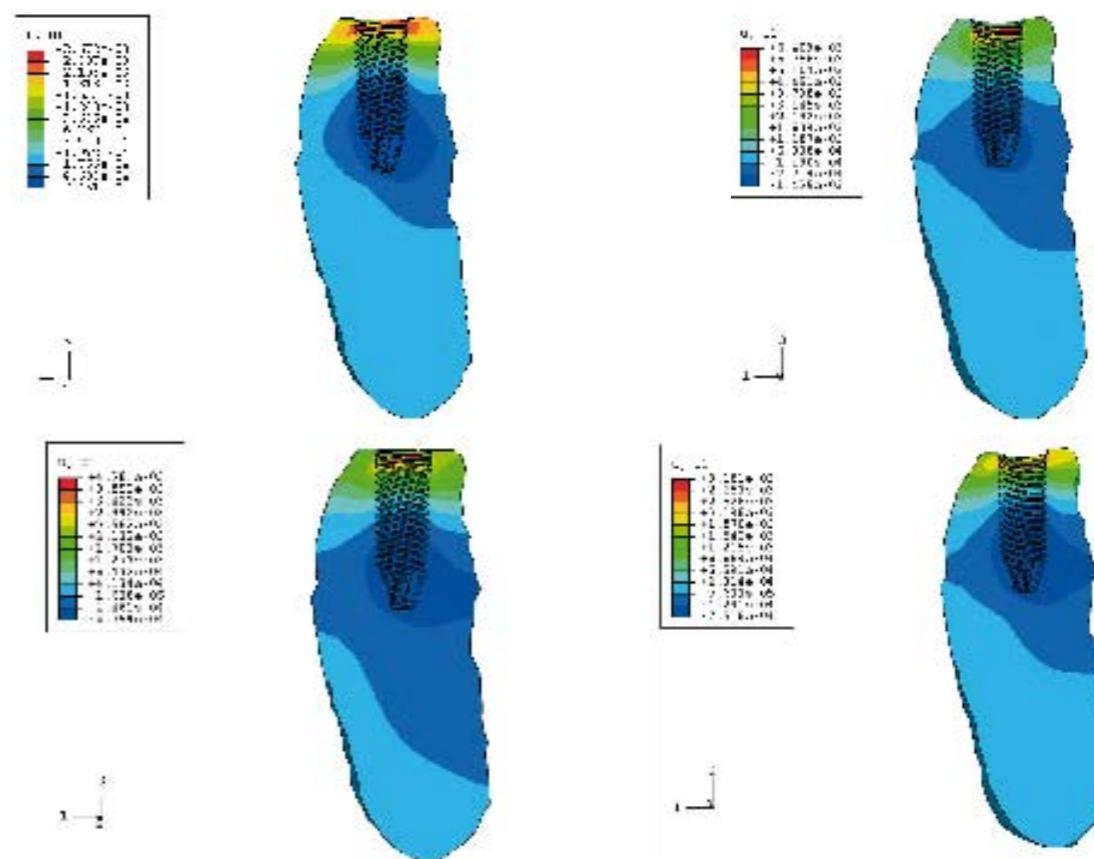


Figura 7. Distribución del desplazamiento en dirección 1 en el hueso trabecular para: arriba, de izquierda a derecha, casos b.3 y c.1 (caso general con $\alpha=30^\circ$, e inicio de la osteointegración, respectivamente) y, abajo, también de izquierda a derecha, los casos 2 y 3 (c.2 y c.3, etapas intermedia y final de las fases de osteointegración consideradas).

Análisis mecánico

Mediante simulación numérica

d. Efecto de la calidad del hueso en la distribución de los desplazamientos

Al disminuir el espesor del hueso cortical (más rígido que el trabecular), el desplazamiento en dirección U1 por efecto de la carga aplicada, aumenta, tal como se desprende de la observación de la fig. 8, que compara los resultados para los casos b.3 (caso peor de carga, $\alpha = 30^\circ$), con espesor de cortical igual a 1.47 mm, y el caso d.2 (espesor de hueso cortical igual a 0.7 mm).

a. Cálculo básico - Tensión equivalente

La distribución de la tensión equivalente para el conjunto y los distintos elementos del modelo, se presenta en las figuras 9 a 12.

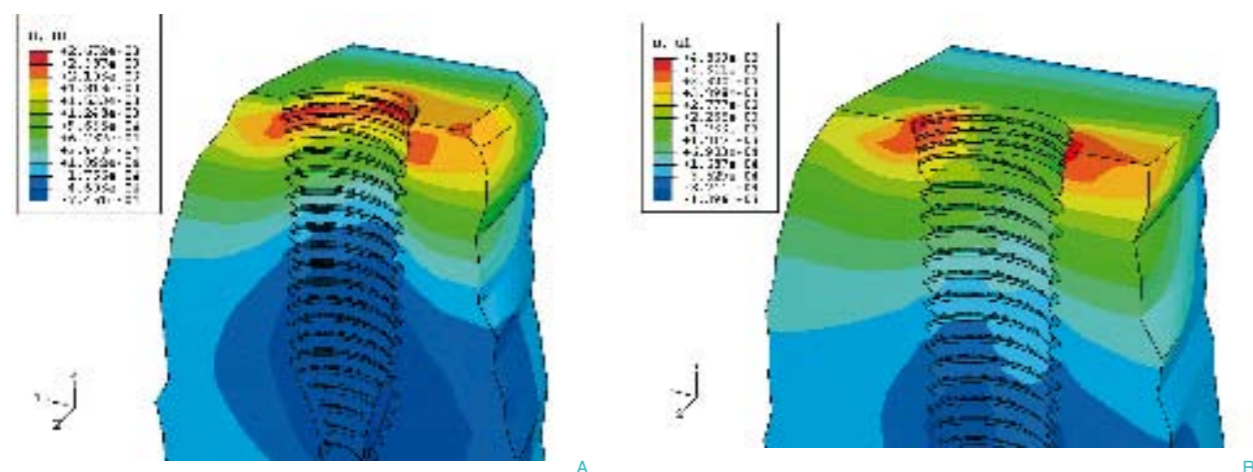


Figura 8. Distribución del desplazamiento U1 en el hueso para dos espesores diferentes de hueso cortical. Arriba, (A) 1.47 mm (caso b.3); (B) 0.7 mm. En ambos casos, la carga se ha aplicado con un ángulo de 30° (caso d.2).

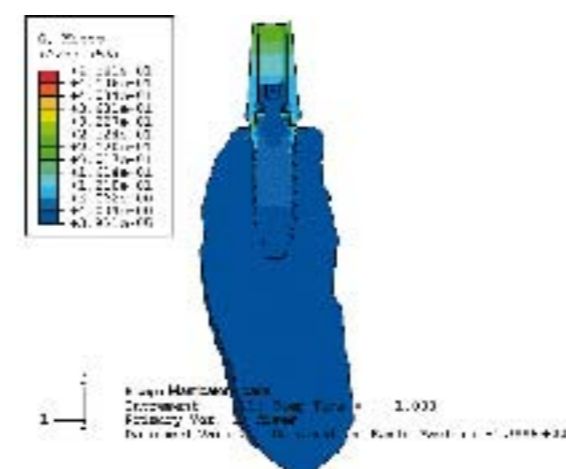


Figura 9. Distribución de la tensión de von Mises (en MPa) bajo carga en el conjunto analizado.

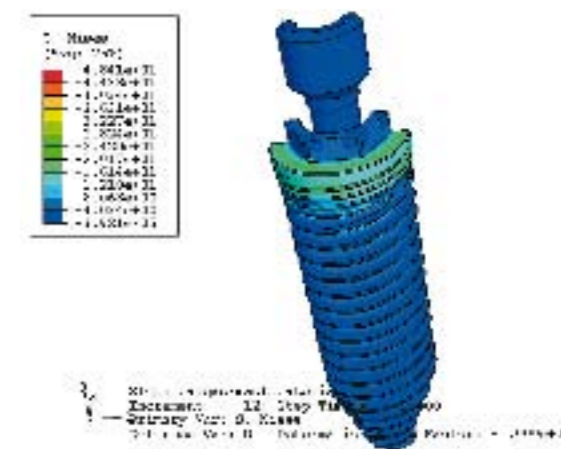


Figura 10. Distribución de la tensión de von Mises (en MPa) bajo carga en el implante.

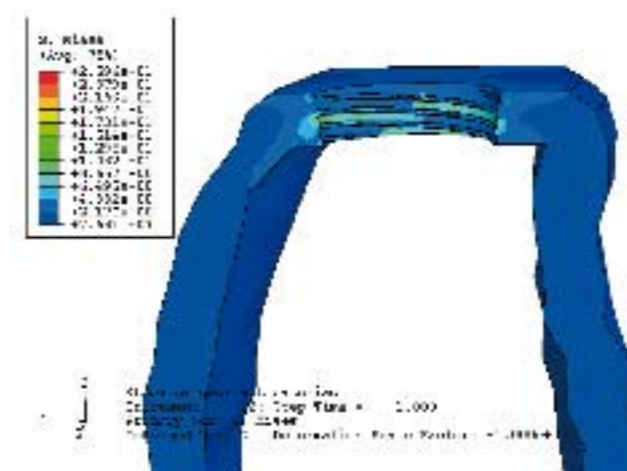


Figura 11. Distribución de la tensión de von Mises (en MPa) en el hueso cortical bajo carga.

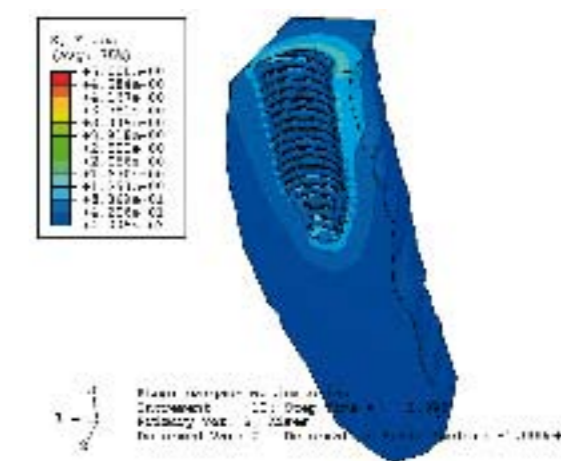


Figura 12. Distribución de la tensión de von Mises (en MPa) en el hueso trabecular bajo carga.

Análisis mecánico

Mediante simulación numérica

b. Efecto de la inclinación de la carga en la distribución de la tensión equivalente

Las distribuciones de la tensión equivalente (Mises) en el implante, se comparan para las distintas inclinaciones, en la fig. 13. También la tensión equivalente aumenta con el ángulo de aplicación de la fuerza masticatoria considerada. Como se deduce de los resultados de la misma fig. 13, las tensiones en el implante pueden ser considerables, situándose el máximo valor en la región superior, en el contacto con el hueso cortical.

c. Efecto del nivel de osteointegración en la distribución de tensiones

En la fig. 14 se comparan las distribuciones de la tensión equivalente para los cuatro conjuntos de materiales supuestos.

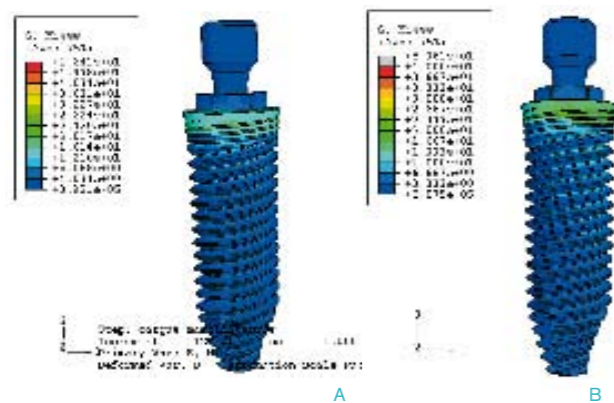


Figura 13a. Distribución de la tensión equivalente en el implante para las distintas inclinaciones de la carga estudiadas. En este apartado de la figura, (A) 0° y (B) 10°.

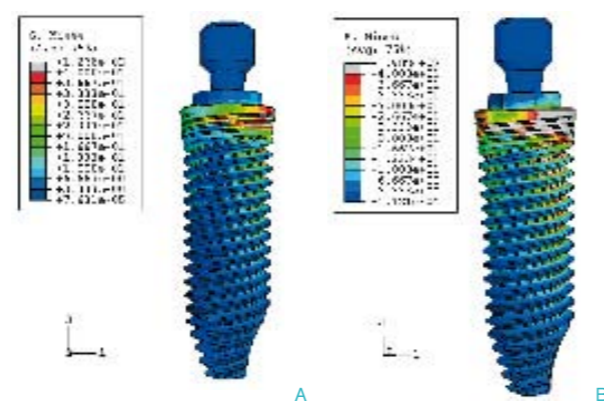


Figura 13b. Distribución de la tensión equivalente en el implante para las distintas inclinaciones de la carga estudiadas: (A) 20°, y (B) 30°.

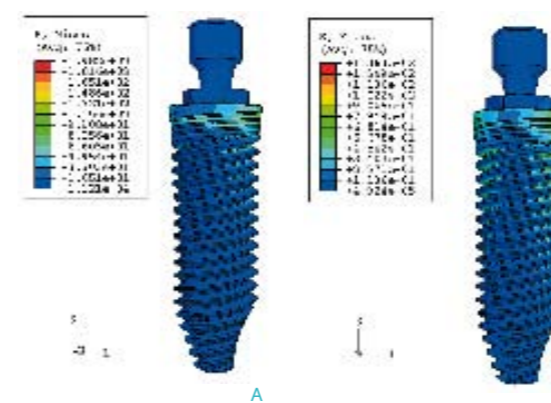


Figura 14a. Distribución de la tensión equivalente para el caso b.3 (A) y el caso 1 (etapa muy inicial en el proceso de osteointegración).

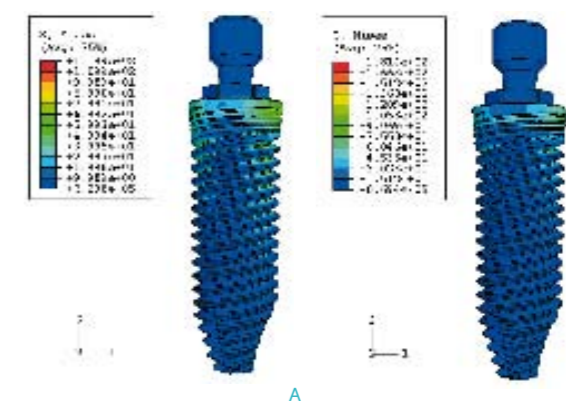


Figura 14b. Distribución de la tensión equivalente para los casos 2 (A) y 3 (etapas intermedia y final de las consideradas) en el implante.

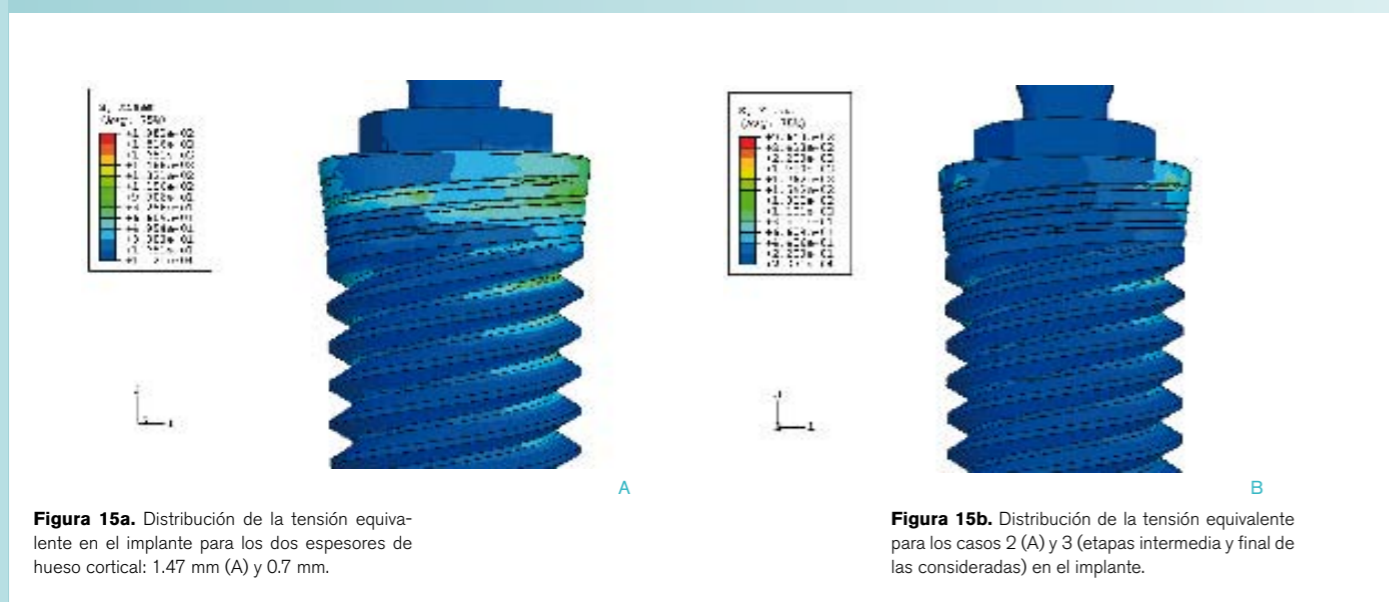
Análisis mecánico

Mediante simulación numérica

d. Efecto de la calidad del hueso en la distribución de tensión equivalente

En la fig. 15 pueden compararse los estados tensionales en el implante para las dos calidades de hueso consideradas (d.1 y d.2).

Como puede observarse en esta figura, al disminuir la cantidad de hueso cortical la tensión equivalente en la región superior del implante es mayor.



CONCLUSIONES

El método de los elementos finitos es una herramienta muy interesante para la evaluación de la respuesta biomecánica de implantes dentales ante muy diversas condiciones de carga. En un tiempo relativamente corto pueden analizarse los efectos de la calidad del hueso, de la morfología anatómica, la conveniencia de diversos tipos de implantes en un individuo determinado, etc.

No obstante, la aplicación de esta técnica en este caso tiene, todavía, serias limitaciones que provienen, básicamente, de la dificultad de comparar sus resultados con datos reales y del limitado conocimiento de algunos de los fenómenos que gobiernan los procesos de implantación y osteointegración.

Las propiedades mecánicas del hueso cortical, muy anisótropico, son variables en las distintas zonas de la misma mandíbula; aunque se han publicado algunos datos al respecto, es difícil incorporar al modelo numérico esta variabilidad. Se sabe, además, que la densidad y, por lo tanto, las propiedades del hueso trabecular varían con la carga aplicada, y este aspecto no se incorpora por el momento a las simulaciones numéricas.

La práctica quirúrgica de implantación, con o sin interferencia mecánica, puede modificar notablemente el estado tensional del conjunto implante-hueso y, por lo tanto, afectar a la osteointegración subsiguiente. En este trabajo, se han analizado y comparado distintas situaciones.

Quizás el punto más débil de la simulación en implantología dental, desde el punto de vista de las propiedades de los materiales, sea la dificultad de implementar el fenómeno de osteointegración. Para tener en cuenta este fenómeno, aquí se ha definido una zona de transición entre el implante y los huesos trabecular y cortical, a la que se han asignado propiedades que varían con la fase en análisis. Esta estrategia permite, al menos, evaluar el progresivo cambio del estado de deformación del sistema implante-hueso tras la implantación.

El sistema es, además de complejo, delicado. La misma fabricación del tornillo de ajuste del implante, mediante procesos industriales, requiere inevitablemente unas tolerancias dimensionales. En este trabajo se ha comparado el estado mecánico inducido por las cargas masticatorias en dos supuestos: a) aquel en el que las roscas interna del implante y externa del tornillo ajustan perfectamente, y b) teniendo en cuenta el caso peor, aquel en el que las piezas están cumpliendo la normativa dimensional, pero las roscas no encajan perfectamente.

A modo de conclusión general, las técnicas de simulación numérica pueden resultar una gran ayuda al diseño de prótesis dentales, sin perder de vista una serie de aspectos muy importantes que son, todavía, de difícil incorporación al análisis. No obstante, y al igual que sucede en otras disciplinas de la ingeniería, la simulación permite conocer, al menos cualitativamente, la distribución de esfuerzos y deformaciones en los distintos elementos que constituyen la región implantada.