

ANÁLISIS DE FALLA EN IMPLANTES DENTALES UNITARIOS

Carlos Guevara, Manuel Sánchez, Francisco Alba Juez, Ramón Fidalgo.

*Instituto de Mecánica Aplicada - Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de San Juan
Libertador 1109 oeste, 5400 – San Juan – Argentina*

RESUMEN

Un implante dental unitario es un sistema mecánico cuya misión es transmitir las fuerzas oclusales de la prótesis al hueso circundante. Los implantes son pequeños dispositivos, similares a tornillos de forma cilíndrica, que se colocan en el hueso maxilar para permitir la retención de dientes sustitutos, es decir el conjunto de la prótesis y la corona, elementos que van fijados al implante mediante un diminuto tornillo, quien es el objeto de estudio en el presente artículo.

El hecho de que los implantes dentales hayan mejorado la calidad de vida de millones de personas, nos compromete a tratar de entender los principios fundamentales de su diseño y su uso clínico. A la hora de decidir sobre la factibilidad de la colocación de un implante dental, muchas son las variables que se deben tener en cuenta para que la concreción del mismo sea exitosa. Estas variables tienen dos orígenes bien diferenciados, origen clínico y origen tecnológico. Por tal razón, un punto de partida es la necesidad de entender el rol fundamental que cumple la Biomecánica en el desarrollo, construcción y utilización de implantes dentales, ya que esta ciencia es la que nos permite estudiar y dilucidar las diferentes situaciones críticas que combinan las variables tecnológicas con las variables clínicas.

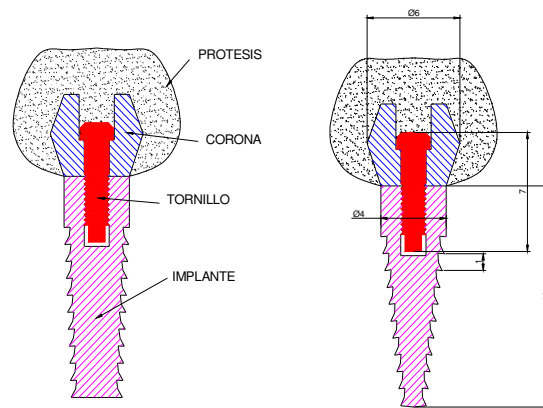
En este artículo se estudian los orígenes y las características de los esfuerzos a los que está sometido el implante, pero debido al reducido tamaño, resulta difícil realizar ensayos y obtener conclusiones claras, sobre todo a nivel localizado. Es por ello que se ha trabajado con métodos numéricos, fundamentalmente elementos finitos.

Como conclusión se han determinado las tensiones máximas actuantes en los diferentes estados de carga y como resultado del análisis de las mismas han surgido las causas de fallo más probables.

Palabras Clave: Implantes Dentales, Métodos Numéricos, Biomecánica, Resistencia de Materiales

1. INTRODUCCIÓN

Un implante unitario es un sistema mecánico con la misión de transmitir las fuerzas oclusales [1] de la prótesis al hueso circundante, teniendo en cuenta el complejo pilar-tornillo de fijación-implante. En la Figura 1 se muestra un esquema de implantes dentales y la fotografía de los elementos constituyentes de los mismos.



DIMENSIONES EN mm

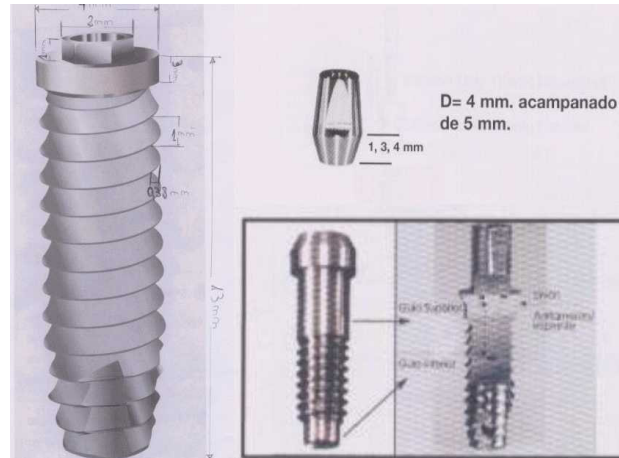


Figura 1: Esquema de implantes dentales y fotografía de los elementos constituyentes de los mismos.

En este artículo se realiza un estudio detallado de diferentes diseños de implantes dentales y se hace el análisis del elemento de fijación de los mismos que están ocasionando problemas de aflojamiento de las prótesis [2,3] y en algunos casos llega a la rotura del tornillo ocasionando la pérdida del implante.

Se analizará la distribución de fuerzas que intervienen en el conjunto, las precargas [4] a las que son sometidos los tornillos y los materiales usados en los mismos, haciéndose un

modelado por elementos finitos [5,6], por ahora solo en forma estática. Más adelante se pretende realizar también el estudio considerando las cargas cíclicas a las que están sometidos, tratándose de determinar la vida útil de los mismos.

Ya se ha realizado un estudio preliminar con planteos de hipótesis muy simples para estos tornillos que fue enviado a Francia a la UNIVERSITE PARIS VAL-DE-MARNE, como apoyo a una tesis doctoral de la mencionada Universidad.

2. MODELADO DEL PROBLEMA

2.1 Descripción de la geometría estudiada

Se ha relevado la geometría de los tornillos de fijación de implantes dentales de dos fabricantes nacionales, tornillo N°1 y tornillo N°2 (figura 2), construidos ambos en titanio grado 5 (Ti-6Al-4V) [7], que identificaremos de ahora en más como TN°1 y TN°2, cuyas siluetas fueron dibujadas en un sistema CAD, para ser procesadas como se verá más adelante, para generar el modelo de elementos finitos, que conjuntamente con las hipótesis de cargas incorporados a las mismos como condición de borde, permitirán calcular la magnitud de las tensiones actuantes en cada uno de ellos.

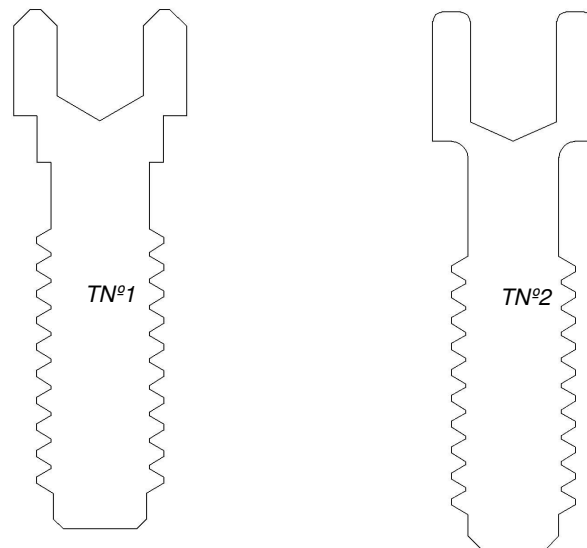


Figura 2: Siluetas de tornillos de fijación estudiados.

2.2 Construcción del modelo de elementos finitos

En primer lugar, para poder modelar la pieza con mayor facilidad se aprovecha la simetría axial del tornillo. Una vez obtenido el contorno del perfil del tornillo, se procede a crear la región que servirá para realizar el mallado, para poder crear la misma, se debe indicar cual es el contorno a la que esta asociada, en este caso la mitad de la silueta de la figura 2, el mallado se realizará en dos etapas, mallado previo bidimensional y el final de forma tridimensional [5,6].

Antes de realizar el mallado previo de la pieza, se debe especificar la densidad de elementos con que se va a realizar la operación, con lo que se determina la cantidad o bien el tamaño de los elementos dentro de la región creada. Para ambos modelos de tornillos se optó por un tamaño de elementos de 0.02 mm, pues dio una densidad de mallado que resultó ser la más apropiada, ya que presentaba elementos triangulares de tamaños similares entre sí, y de geometría lo más regular posible, evitando formas agudas de los elementos, que era lo que se buscaba. Si bien existe la posibilidad de cambiar la forma de los elementos, y trabajar con elementos cuadrangulares, o combinación de estos con triangulares, se optó por los últimos, ya que generaron menos inconvenientes en el modelado. Como se observa en la figura 3, se optó por mallar un núcleo circular central, y alrededor de este se hizo el mallado del perfil del tornillo del implante, salvando algunas singularidades que se presentaron con otras configuraciones de mallas utilizadas.

Después de realizar el mallado previo, se selecciona el grupo de elementos sólidos (**SOLID**), para realizar el mallado tridimensional, los cuales poseen 8 nodos por elemento, y 3 grados de libertad por nodo.

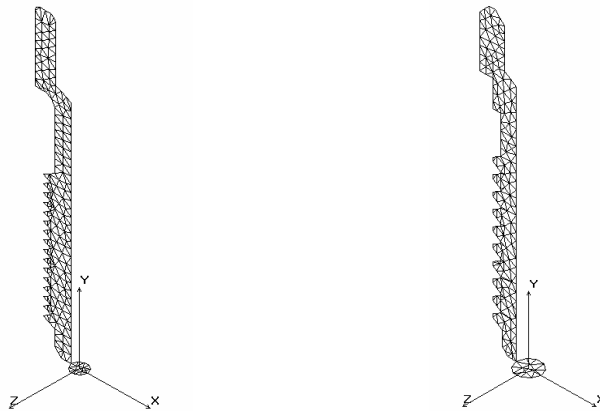


Figura 3: Mallado previo tornillos TN^o1 y TN^o2.

En ambos modelos de tornillos, la generación de los elementos sólidos, se basa en el mallado por extrusión de los elementos planos existentes en el núcleo de los tornillos y la generación de los elementos sólidos de revolución en el perfil del tornillo, en este último se debe especificar los números de elementos planos asociados al perfil del tornillo, el eje sobre el cual se realizará la rotación, el ángulo de generación (que en nuestro caso es de 360°) y el número de facetas en las que se va a dividir la operación, que fue de 10. Estos modelos en tres dimensiones, serán luego utilizados para realizar el estudio del comportamiento bajo carga del tornillo. Para el TN^o1 se obtuvo: 3.272 elementos y 2.172 Nodos y para el TN^o2 se obtuvo: 3.546 elementos y 2.375 Nodos, (Figuras 4 y 5).

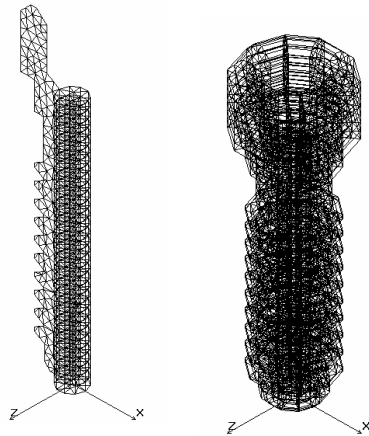


Figura 4: Mallado sólido núcleo y Completo tornillo TNº1.

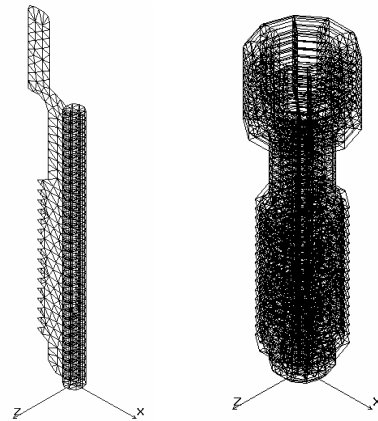


Figura 5: Mallado sólido núcleo y Completo tornillo TNº2.

3. APLICACIÓN DE CARGAS.

Una vez creado el modelo tridimensional de elementos finitos del tornillo, se procede a incluir las condiciones de fuerzas y restricciones de movimiento, basándose en distintas hipótesis [7, 3,8-11]. Las condiciones de fuerzas, se han definido para cada nodo, en el cual se introduce en número del nodo al cual se quiere aplicar la carga, así como la magnitud y la dirección de la misma.

Para ambos tornillos se consideró una carga vertical constante de **800N**, que corresponde a una fuerza de masticación promedio descrita por Van Eijden [12] y estimada aproximadamente distribuida sobre la parte superior del mismo. Dicha carga fue dividida en la correspondiente cantidad de nodos comprendidos en la zona de aplicación de la fuerza de cada tornillo.

La carga aplicada fue distribuida en 40 nodos para el modelo TNº1 resultando 2,0Kg por nodo, y en 50 para el modelo TNº2, siendo 1,6Kg por nodo, (Figura 6).

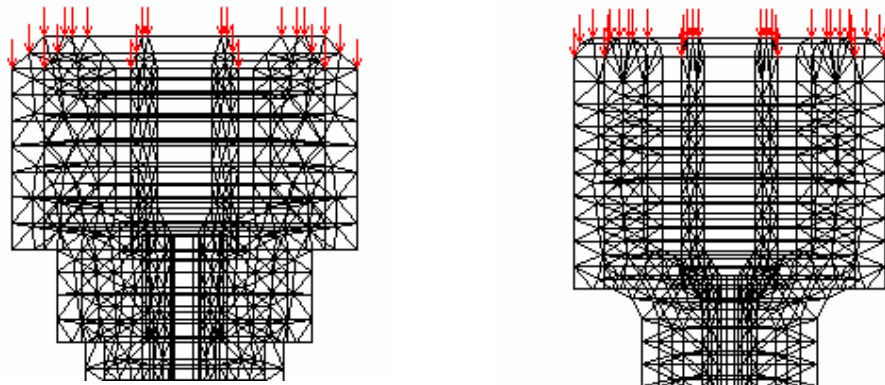


Figura 6: Fuerzas aplicadas en tornillos TNº1 y TNº2

Además, se tuvo en cuenta de que al momento de colocar el implante, debe aplicarse al tornillo una precarga para que se pueda realizar el apriete del sistema pilar-implante, y que dicho tornillo quede firme y no se afloje. La misma puede ser medida por un torquímetro especial a la hora de colocar el tornillo. Se considera una precarga de 32Ncm, aplicada a los dos modelos. Dicha precarga ocasiona fuerzas de tracción en el cuerpo del tornillo, se ha considerado la misma distribuida en todo el cuerpo del tornillo a lo largo de los primeros 5 filetes roscados del mismo, aplicándola sobre los nodos que intervenían en esta zona. Además, se probaron cuales eran los resultados variando las condiciones de restricción al movimiento del tornillo. Se optó por dos casos. Uno cuando los filetes de la rosca se encontraban totalmente vinculados (filete fijación total), es decir, sin capacidad de realizar desplazamientos, y otro caso cuando solo la parte inferior de los filetes de la rosca se encontraba vinculada (filete fijación parcial), lo que permite dejar libre la zona superior del filete, que es el caso que mas se asemeja a la realidad, por no existir un ajuste perfecto entre las superficies de la rosca.

4. RESULTADOS

Con las cargas, las precarga y las fijaciones mencionadas, Los resultados de las tensiones totales, obtenidos se observan en las siguientes figuras (7 a 14)

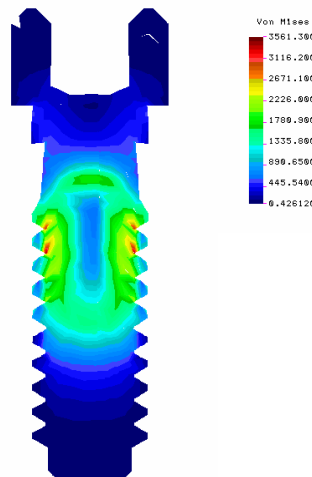


Figura 7: Tensiones debido solo a la precarga de 32Ncm en tornillo TNº1 fijación parcial filete

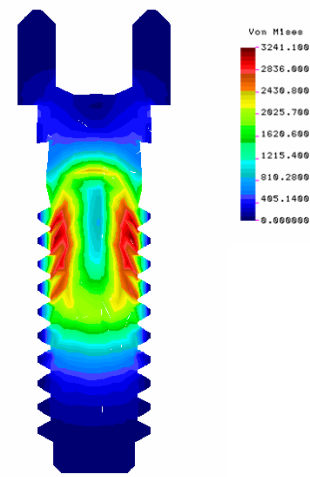


Figura 8: Tensiones debido solo a la precarga de 32Ncm en tornillo TNº1 fijación total filete

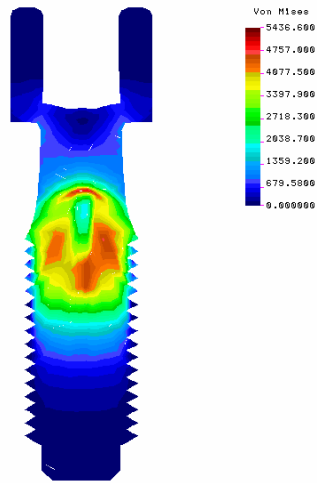


Figura 9: Tensiones debido solo a la precarga de 32Ncm en tornillo TN^o2 fijación parcial filete

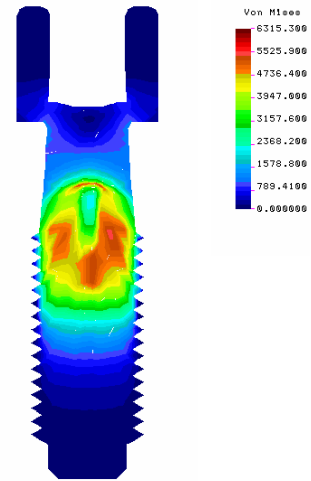


Figura 10: Tensiones debido solo a la precarga de 32Ncm en tornillo TN^o2 fijación total filete

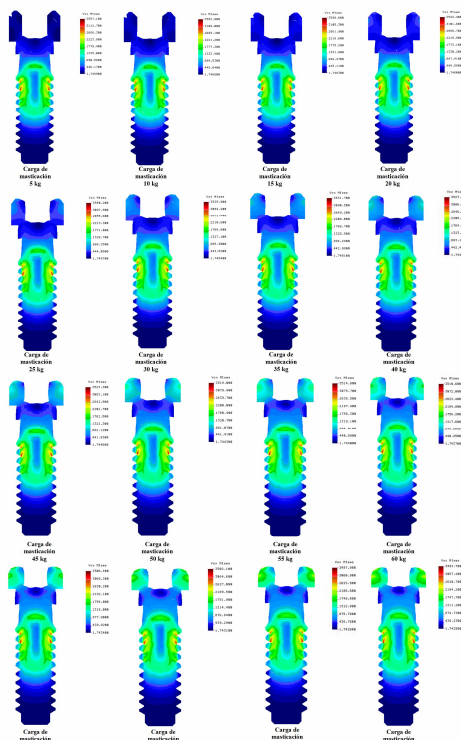


Figura 11: Evolución de las tensiones con la carga de masticación + precarga 32Ncm en tornillo TN^o2 fijación parcial filete

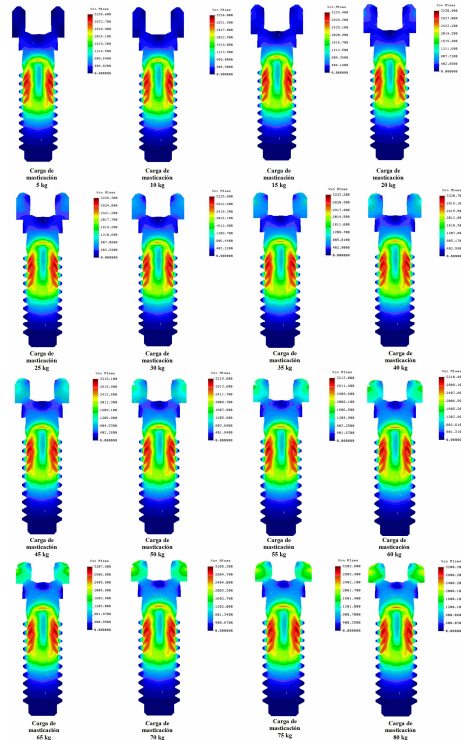


Figura 12: Evolución de las tensiones con la carga de masticación + precarga 32Ncm en tornillo TN^o2 fijación total filete

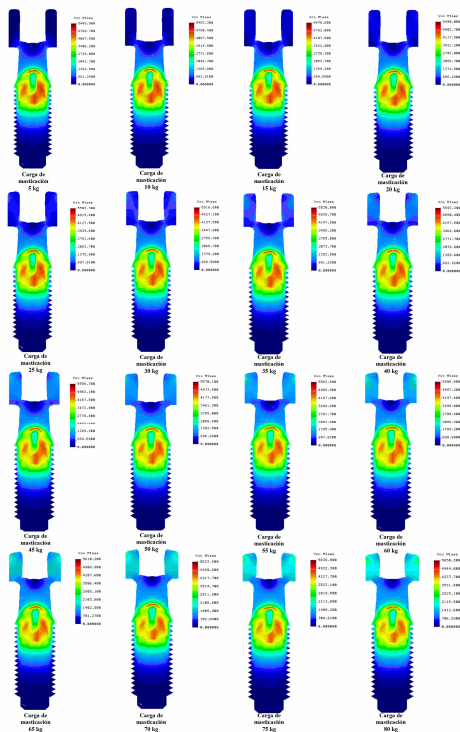


Figura 13: Evolución de las tensiones con la carga de masticación + precarga 32Ncm en tornillo TN² fijación parcial filete

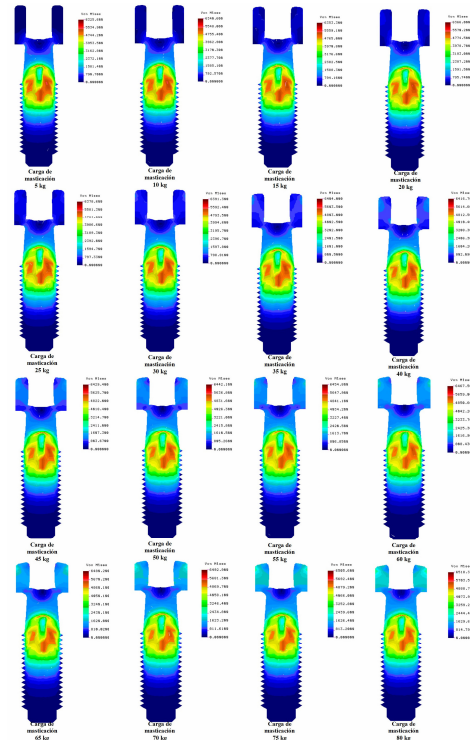


Figura 14: Evolución de las tensiones con la carga de masticación + precarga 32Ncm en tornillo TN² fijación total filete

En las figuras 15 y 16 se muestran de los resultados de las tensiones totales en el nodo de máx. sollicitación en cada uno los tornillos de fijación de implantes dentales, TN¹ y TN², estudiados.

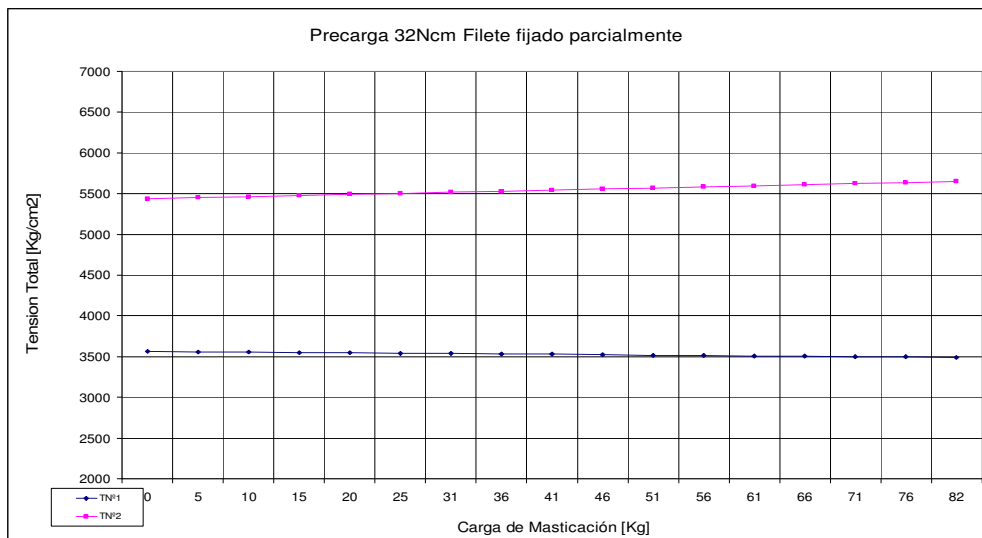


Figura 15: Tensiones Max. en tornillo TN¹ y TN² filete fijación parcial con precarga 32Ncm

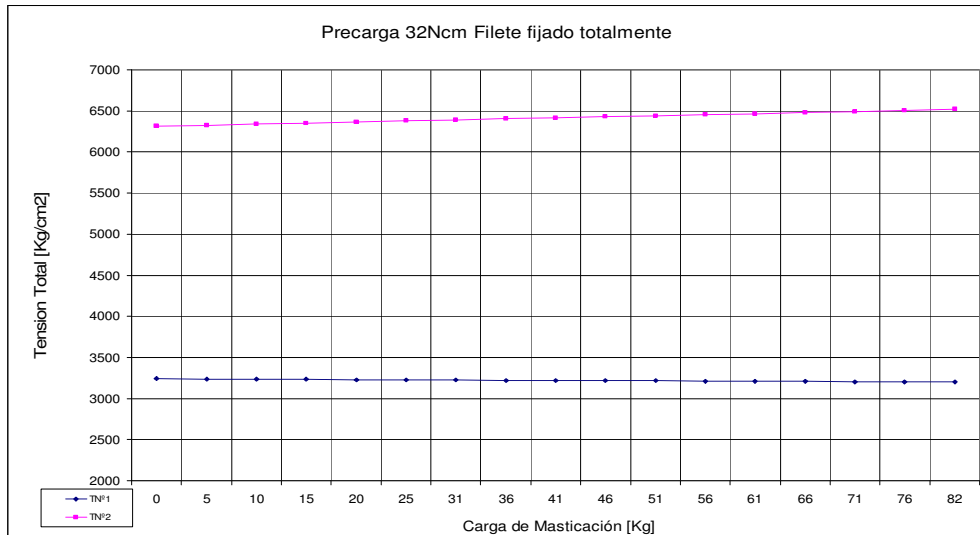


Figura 16: Tensiones Max. en tornillo TNº1 y TNº2 filete fijación total con precarga 32Ncm

5. CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos para este estudio tridimensional, (figuras 7 a 12) y analizando las curvas de las figuras 13 y 14, podemos decir que el diseño del modelo Nº1 tiene un mejor comportamiento ante las cargas de masticación, que el modelo Nº2, y esto obedece a que si observamos la geometría de los mismos, el primero (TNº1), tiene una transición en el diámetro, ubicada en el cuello del tornillo, mas grande que el otro (como se observa en la Figura 2), lo cual lo hace mas resistente permitiéndole absorber las sobrecargas debidas a la mecánica masticatoria y posibles disfunciones, como por ejemplo el bruxismo [7]. Naturalmente, esta configuración geométrica permite retardar el aflojamiento y/o la rotura del implante, vale decir, seguramente el modelo TNº2 tendrá una vida útil menor que la del modelo TNº1.

Consideramos haber desarrollado una metodología muy importante, para el análisis de estos tipos de elementos, componentes de un implante dental, pudiéndose hacer esta metodología extensiva a otro elemento del conjunto pilar-implante.

Esto se ha logrado con el apoyo de una poderosa herramienta, como lo es el software de elementos finitos (Cosmos/M), habiendo adquirido una experiencia muy valiosa para enfrentar geometrías tridimensionales complejas y de formas variadas. Siendo posible estudiar una gran variedad de implantes, simulando condiciones reales de trabajo, pudiéndose detectar con muy buena aproximación los posibles problemas que estos elementos diminutos puedan traer aparejados al sometidos a las condiciones reales de trabajo. Se considera que esto último constituye el aporte principal de este trabajo. Además, los resultados obtenidos permiten hacer sugerencias a los fabricantes, respecto de los cambios a realizar en los diseños para una mejora en el comportamiento del elemento.

Como trabajo futuro, se propone el desarrollo de una metodología para hacer un estudio, también por elementos finitos, del fenómeno de fatiga [13,14] de los componentes del implante dental.

6. REFERENCIAS

- [1] Graf H. Occlusal forces during function. In: Rowe NH, ed. Occlusion: research on form and function. University of Michigan, Ann Arbor 90-11. 1975
- [2] Kalpakjian-Schmid, "Manufactura, Ingeniería y Tecnología", 4ªED,Mex., Prentice Hall - 2002.
- [3] Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dentalimplant interface. Adv Dent Res 13: 99-119 .1999
- [4] Mott R.L., "Diseño de Elementos de Maquinas", 2ªED.,Mex. , Prentice Hall -1992.
- [5] Segerlind L.J., "Applied Finite Element Analysis", 2ªED., N.Y. Wiley- 1984.
- [6] Chandrupatla-Belengundu, "Introduction Finite Elements in Engineering." N.J. Prentice Hall -1997.
- [7] Carl E.Misch, Implantología Contemporanea, Mosby/Doyma, 1ª Edición Española Copy Right © 1995.
- [8] Buckley DH.Surface effects in adhesion, friction, wear, and lubrication.Elsevier, N.York 1981.
- [9] Burguete RL . Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent 71: 592-9.1994
- [10] Hamrock BJ, Jacobson B, Schmid SR., Retaining forces in locking taper abutments and Shows interface between Bicon locking taper abutment and implant machine elements. McGraw- Hill, New York. 1999
- [11] JWallace PW., The bolted joint: economy of design through improved analysis and assembly methods. Proc Instn Mech Engrs 198B: 255-66. 1984
- [12] Van Eijden., Threedimensional analysis of human bite-force magnitude and moment. Arch Oral Biol 6: 535-539. 1991
- [13] Scott A. Hoyer, BS,a Clark M. Stanford, DDS, PhD,b Supanee Buranadham, DDS,cTodd Fridrich, CDT,d Jacob Wagner, BSE,e and David Gratton., Dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants, College of Dentistry and College of Engineering, University of Iowa, Iowa City, Iowa, and School of Dentistry, University of Western Ontario, London, Ontario, Canada-May, 2001.
- [14] M. Niinomi, Fatigue characteristics of metallic biomaterials, Department of Biomaterials Science, Institute for Materials Research, Tohoku University, 2-1-1, Katahira Aoba-ku, Sendai, Miyagi 980-8577, JapanSeptember 2006.