

Análisis de la respuesta mecánica de una fijación para prótesis dentales de maxilar inferior completo

Eugenia Blangino , Gabinete de Biomecánica, Departamento de Ingeniería Mecánica - Facultad de Ingeniería - Universidad de Buenos Aires, email eblanqi@fi.uba.ar

Carlos Araoz , Titantec S.R.L. , email ca.titantec@fibertel.com.ar

Martin Barba , Gabinete de Biomecánica, Departamento de Ingeniería Mecánica - Facultad de Ingeniería - Universidad de Buenos Aires, email martingbarba@hotmail.com

Resumen

En el presente trabajo se analizó el efecto sobre hueso e implante de diversas cargas aplicadas indirectamente sobre la fijación a la mandíbula de una prótesis dental (de maxilar inferior completo) mediante el sistema ball-attached. La falta de información suficiente sobre el comportamiento del conjunto y sobre las propiedades mecánicas de los materiales en las condiciones de servicio, hizo necesaria una calibración inicial con datos de literatura y un proceso iterativo de ajuste. La simulación se realizó por el método de los elementos finitos. Se estudiaron las consecuencias de la variación de la longitud del vástago del tornillo de fijación (longitud de penetración dentro del hueso) y de la calidad de la mandíbula (diferentes espesores de capa cortical).

Introducción

En la literatura es más frecuente el análisis mecánico de implantes para la colocación de piezas dentales individuales ([1] [2] [3] y referencias incluidas) que para prótesis completas de maxilar inferior ([4] [5] y referencias incluidas).

Frente a la necesidad de contar con resultados que permitan evaluar diferentes respuestas de la dentaduras de reemplazo inferiores, se inició un proyecto que se desarrolla en forma conjunta entre la universidad y la empresa que tiene como objeto determinar parámetros para la evaluación de las prótesis de este tipo que ya comenzaron a colocarse sobre pacientes. Este estudio forma parte de ese proyecto. Los ensayos numéricos fueron mandatorios desde el comienzo de las pruebas físicas (colocación de las dentaduras) de cuyo seguimiento resultará la calibración final del modelo.

Por las características de los individuos blanco del tipo de prótesis (edéntulos etarios) se trata de un sistema que tiene en un componente de rápida osteointegración (el tornillo, cuyo vástago debe mantenerse osteointegrado pese a la aplicación

permanente de cargas), una parte removible (que contiene las piezas dentales de reemplazo) y un sistema de ensamble (ball attached, formado por una cazoleta metálica que contiene un anillo de goma (o-ring) que es el responsable de la transferencia de cargas), además de la porción ósea en la que el tornillo está colocado (que consta de hueso cortical y esponjoso, ambos en permanente proceso de remodelación). La prótesis es mucoso-soportada e implanto-retenida. La forma de fijarla a la cabeza del implante es insertando allí el o-ring que está calzado en la cazoleta cementada a la prótesis.

Materiales y métodos

En la elaboración de la geometría, se aprovecharon las condiciones de simetría axial de las piezas de implante y fijación. Esta simplificación es conveniente en este caso, ya que, con este modelo, la intención era hacer comparaciones entre los valores y la distribución de tensiones.

Las dimensiones de la porción de mandíbula considerada se eligieron de tal forma que la incidencia de los efectos de borde en los valores de tensiones y deformaciones sea despreciable [3]. Se determinaron los modelos para las relaciones constitutivas y sus valores para cada uno de los componentes en base a datos de literatura [6] [7] [8] [9] [3] y el tipo de ensamble entre los mismos. Se procedió a la definición de las características de los elementos a utilizar en la discretización. Se optó por construir un modelo axisimétrico trabajando con un elemento estructural plano cuadrilateral, que permite modelar estructuras axisimétricas sujetas a sollicitaciones no-axisimétricas.

Esta elección se fundamentó en que el tipo de cargas que se deseaba estudiar era el correspondientes a las fuerzas oclusales.

Se ha encontrado [5] una relación entre la magnitud de las fuerzas vertical:bucal-

lingual:medial-distal durante la masticación, que, en ese orden, es 5:2.5:1. Teniendo en cuenta esa relación, se colocaron fuerzas verticales axisimétricas y fuerzas horizontales (radiales, expandidas en serie de Fourier) no axisimétricas. Se compararon las respuestas para dos longitudes de vástago (9mm y 12mm) y dos espesores de cortical diferentes (1.3mm y 2.0mm).

Resultados y Discusión

De los resultados obtenidos en las simulaciones para los cuatro casos estudiasos, se extrajeron valores máximos para las tensiones de tracción y compresión en la región el vástago del tornillo y en el hueso cortical adyacente.

Si bien los valores máximos de las tensiones de tracción y compresión se alcanzan en la región de interés, la localización del pico en cada caso es diferente.

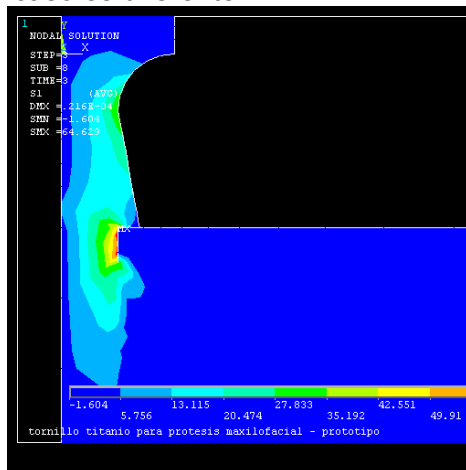


Figura 1: caso 9_13: distribución de primera tensión principal para carga vertical.

Los resultados obtenidos en los ensayos numéricos estáticos no muestran gran regularidad, hecho por demás esperable en virtud de la complejidad de los modelos utilizados. Se espera tener datos sobre la evolución de los pacientes implantados, mientras tanto, nuestro grupo está trabajando sobre éstos mismos modelos y sobre una versión full 3D.

En cuanto a los valores, se observa que en carga vertical las tensiones compresivas

superan en valor absoluto a las de tracción, excepto en los casos de hueso cortical fino. Las tensiones de compresión en el tornillo son mayores que en el hueso, relación que verifican también las de tracción, excepto en el caso 9_13 (9mm: largo de vástago 1.3mm de espesor de cortical).

Para cargas horizontales (pese a que la fuerza aplicada tiene módulo menor) las tensiones de tracción son mucho mayores que en carga vertical. Para cada uno de los casos la relación de tensiones de tornillo y hueso es la siguiente: las tensiones de tracción en el tornillo son mayores que en el hueso, relación que verifican también las de compresión, excepto en 9_13.

Se probó la misma geometría con densificaciones y refinamientos diversos de la malla, obteniéndose siempre un resultado similar, por lo que se desestima un origen numérico para la irregularidad de 9_13. Se espera que los trabajos en curso antes mencionados y el modelo full 3D aclaren lo comentado. Los demás valores están dentro de las relaciones esperadas.

Referencias.

1. Bozkaya, D., Muftu, S., Muftu, A.: Evaluation of loads transfer characteristics of five different implants in compact bone at different levels by finite elements analysis, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, v.92,6. pp.523-530.
2. Simsek, B., Erkmen, E., Yilmaz, D., Eser, A.: Effects of different inter-osseous implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis, *Medical Engineering and Physics*, 28 (2006) 199-213.
3. Natali, A., Pavan, P., Ruggiero, A.: Analysis of bone-implant interaction by using a numerical approach, *Clinical Oral Implants Research*, 2006, 2004, v.17,1. pp.67-74.
4. Dubois G.- Bonnet A. S. et al "Finite elements analysis of a mandibular implant retained overdenture" *Computer methods in biomechanics and biomedical eng. Vol 8, suplement 1, Sept, 2005.*
5. Federick D. R., - Caputo A.A. "Effects of overdenture retentions designs and implant orientation on load transfer characteristics" *The Journal of prosthetics dentistry*, 1996, vol 76, N°6.
6. Parker o-Ring Handbook (Catalog ORD 5700/US).
7. Misch, Carl E., *Prótesis Dental sobre Implantes, Elsevier Mosby (2006).*
8. Ashby, M., Jones, D.: *Engineering Materials 2*, 2 ed, *Butterworth Heinemann*, 2001.
9. Tablas de propiedades de materiales, www.matweb.com

Tabla 1: Resultado de la aplicación de 70N axisimétrica vertical y 35N no axisimétrica horizontal

| Caso | Compo- nente | Carga vertical | | | | Carga horizontal | | | |
|------|-----------------|----------------|--------------------------|------|------------------------|------------------|--------------------------|------|------------------------|
| | | Nodo | Máx. tens de tracción | Nodo | Máx. tens de compr. | Nodo | Máx. tens de tracción | Nodo | Máx. tens de compr. |
| 9_13 | vástago | 443. | 2.9518 Pa | 307. | 9.5398 Pa | 307. | 44.6997 Pa | 348. | 5.3731 Pa |
| | hueso | 1158. | 6.8441 Pa | 1159 | 3.3172 Pa | 1159. | 10.2268 Pa | 1158 | 6.0741 Pa |