

DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN UN MODELO DE IMPLANTE DENTAL POR ELEMENTOS FINITOS

Gladys M. Uzcátegui^a, José A. Cedeño^b, Miguel E. Cerrolaza^a, Alberto Salvadori^c

^a Instituto Nacional de Bioingeniería, Universidad Central de Venezuela, Los Chaguaramos 1041, Caracas, gladys.uzcategui@inabio.edu.ve, <http://www.inabio.edu.ve>

^b Facultad de Odontología, Universidad Central de Venezuela, Los Chaguaramos 1041, Caracas, cedenomartinez@gmail.com, <http://www.ucv.ve/organizacion/facultades/facultad-de-odontologia.html>

^c Facoltà di Ingegneria, Università di Brescia, Italy. <http://www.unibs.it/on-line/ing>

Palabras clave: Implante dental, diseño, análisis por elementos finitos.

Resumen. El análisis por el método de elemento finito ha sido utilizado para predecir el comportamiento biomecánico de diseños de implantes dentales y el efecto de algunos factores clínicos en el éxito de los mismos. El objetivo de este estudio fue analizar el comportamiento de un sistema de implante dental con pilar protésico vertical y angulado (15° y 25°), determinando las zonas de concentración de esfuerzos ante cargas dirigidas a lo largo del eje longitudinal del implante y ante cargas oblicuas. El modelo fue diseñado y analizado en tres dimensiones con una herramienta de diseño asistido por computadora. Los resultados de la simulaciones mostraron comparativamente las concentraciones de esfuerzos ante las cargas oclusales fisiológicas. Para las condiciones del modelo y de cargas estudiadas, los valores de concentraciones de esfuerzos, no alcanzaron el límite elástico.

1 INTRODUCCIÓN

Un implante dental es el sustituto artificial de la raíz de un diente perdido. Pacientes tanto parcial como totalmente edéntulos solicitan esta opción de rehabilitación debido a que constituye una alternativa que brinda comodidad, estética y además en muchos casos, permite respetar la integridad de las piezas dentarias remanentes sanas.

Un sistema de implante dental, se componen de dos partes principales: una es lo que propiamente se llama el implante, que es la pieza que estará en contacto con el hueso y la parte emergente, que es el aditamento o pilar protésico. Las dos partes están generalmente unidas por un tornillo (Figura 1).



Figura 1: Tornillo, pilar protésico e Implante dental

Los pilares o aditamentos protésicos, abutment, pernos o muñones, son los elementos ajustados sobre los implantes, sobre los cuales, se diseña y se confecciona la prótesis. Existen pilares protésicos rectos y angulados. Los angulados, generalmente disponibles en 10°, 15° o 25°, presentan un ahusamiento lateral que permite rehabilitar implantes no paralelos.

El diseño de los implantes dentales ha sido modificado continuamente en los últimos años con el objetivo de mejorar la oseointegración y facilitar los procedimientos clínicos. El diseño de los implantes dentales es importante desde el punto de vista de transmisión de cargas, proceso de remodelado óseo y la estabilización del hueso receptor. El éxito del tratamiento con implantes dentales, en parte depende de la alineación entre la fuerza y el eje largo del implante (Kayabasi y cols, 2006).

Las cargas en un implante dental pueden ser divididas en las componentes vertical y horizontal. Se ha comprobado que los picos de esfuerzos en el hueso y en el sistema de implante, se generan ante cargas horizontales, las cuales pueden inducir a la resorción ósea.

Actualmente, es una opinión generalizada que los mejores resultados clínicos y de transmisión biomecánica se consiguen con una macrogeometría roscada en forma de raíz dental. Misch (2009), reporta que la superficie roscada aumenta el contacto con el hueso entre 30% y un 500%, dependiendo de la geometría de la rosca.

Existen diversos tipos de conexiones entre los pilares y protésicos y los implantes; las más utilizadas son las conexiones de tipo hexágono interno y externo. Los implantes con conexión de hexágono interno (Figura 2) han sido exitosamente utilizados debido a que evitan la

rotación del aditamento. Maeda y cols. (2006), en un estudio in vitro que comparó las concentraciones de esfuerzos para las conexiones de hexágono interno y externo, concluyeron que los aditamentos de conexión externa, concentran mayores tensiones en el área cervical bajo cargas oblicuas y reportaron un mejor comportamiento en la distribución de esfuerzos con los pilares de hexágono interno.



Figura 2. Implante dental con conexión tipo hexagon interno.

En cuanto al diseño de la rosca del implante, Ao y cols. (2010) concluyen en su estudio de simulaciones con diversos anchos y pasos de rosca, que la estabilidad del sistema implante-pilar protésico y hueso, se ve más afectada por la altura o paso de rosca que por el ancho de la misma y reportan que las alturas que superan los 0,44mm, alcanzan un óptimo comportamiento biomecánico en los implantes cilíndricos y en hueso tipo B/2.

El análisis por el método de elemento finito ha sido utilizado para predecir el comportamiento biomecánico de diseños de implantes dentales y el efecto de algunos factores clínicos en el éxito de los mismos.

2 OBJETIVO

El objetivo de este estudio fue analizar el comportamiento de un sistema de implante dental con pilar protésico vertical y angulado (15° y 25°), determinando las zonas de concentración de esfuerzos ante cargas dirigidas a lo largo del eje longitudinal del implante y ante cargas oblicuas.

3 MATERIALES Y MÉTODOS

Se modeló un segmento de mandíbula y un sistema de implante dental en un software o herramienta de diseño asistido por computadora (Autodesk Inventor®) (Figura 3).

El modelo tridimensional de corte de mandíbula se construyó con una capa de 2mm de hueso cortical que rodea a hueso trabecular B/2, según la clasificación de Lekholm y Zarb (1985).

La geometría del implante diseñado y simulado es ligeramente cónica, roscada, de 13mm de largo y con una plataforma (diámetro en la conexión con el pilar protésico) de 3,75mm. El paso de rosca es de 1mm y el ancho de rosca de 0,30mm (valores o medidas dentro de los

rangos óptimos recomendados por Ao y cols, (2010).

La conexión entre el implante y el aditamento protésico se diseñó con hexágono interno. Se modelaron tres aditamentos protésicos diferentes: uno recto y dos inclinados: de 15° y 25°.

Las propiedades mecánicas de los materiales utilizados en el modelo se presentan en la Tabla 1. Todos los materiales utilizados en el modelo se consideraron isotrópicos, homogéneos y linealmente elásticos.

Materiales	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referencias
Titanio	110 000	0,35	Benzing et al. (1995) Van Rossen et al. (1990)
Hueso Cortical	15 000	0,3	Stegaroiu et al. (1998)
Hueso Trabecular	1 500	0,3	Stegaroiu et al. (1998)

Tabla 1. Propiedades mecánicas de los materiales utilizados en el modelo.

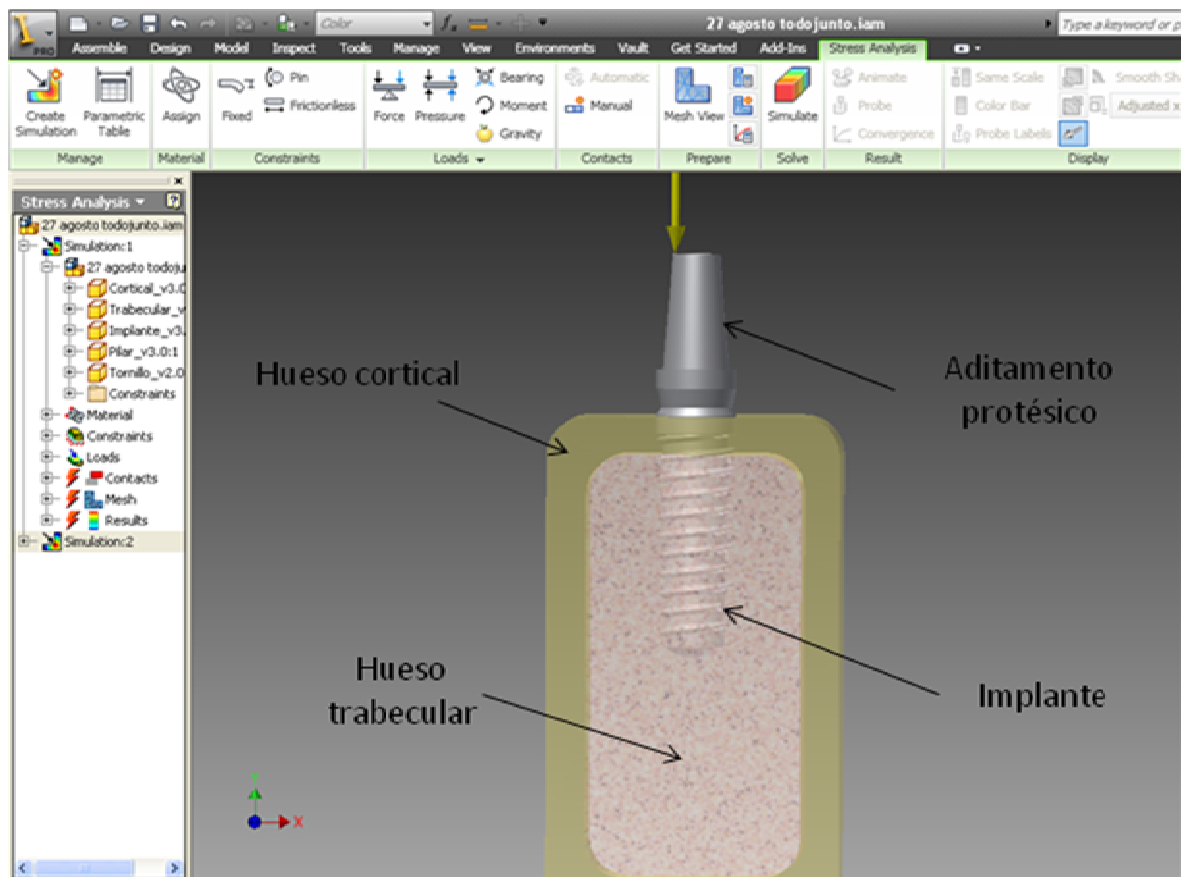


Figura 3. Imagen del ensamble del implante, aditamento protésico, hueso cortical y trabecular modelados en el software de diseño y simulación.

El implante dental se consideró completamente oseointegrado y la interfase implante-pilar protésico se consideró enlazada. El segmento modelado de la mandíbula se consideró fijo a ambos lados del bloque (caras perpendiculares a la dirección Z de la Figura 2).

El método de los elementos finitos se utilizó para determinar y comparar la distribución de esfuerzos en los tres sistemas de implantes (implante con aditamento recto, con aditamento

inclinado 15° y con aditamento inclinado 25°) ante dos tipos de carga: una fuerza actuando a lo largo del eje del implante (eje Y) de 200N y otra oblicua resultante de una componente en el eje Y de 200N más una componente en el eje Z de 140N. Estos valores son iguales a los utilizados por Danza y cols. (2009) en un estudio de concentración de esfuerzos en distintos tipos de hueso.

Se utilizó la herramienta *Convergence Plot* del menú de *Análisis de Esfuerzos* del programa Autodesk Inventor®, la cual ofrece la técnica *h adaptativa* de refinamiento de malla para validar los resultados, arrojando una gráfica de convergencia y mejorando la aproximación de los resultados.

Las simulaciones para los estudios de convergencia, se iniciaron con los siguientes parámetros:

- Tamaño promedio de elemento (como fracción de la mayor distancia del paralelepípedo que abarca o encierra el modelo): 0,200
- Número máximo de ciclos de refinamiento del mallado: 10 (si la solución converge antes de alcanzar este máximo número de ciclos, la iteración de *h* refinamiento se detiene).
- Criterio de parada: 1% (diferencia en los valores máximos de Von Mises de las dos últimas simulaciones o ciclos con refinamiento de mallado).
- Umbral de refinamiento para los ciclos: 0,25. Este valor controla la extensión del refinamiento del mallado en cada ciclo o simulación. Cuando $h = 0$, todos los elementos son candidatos para ser refinados; si $h = 1$, ningún elemento será refinado al realizar el mallado.

4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Gracias al estudio de convergencia se obtuvieron los mallados para cada caso, con la cantidad de nodos y elementos presentados en la Tabla 2.

	Número total de nodos		Número total de elementos	
	Con carga axial	Con carga oblicua	Con carga axial	Con carga oblicua
Aditamento recto	181937	249637	114689	159005
Aditamento inclinado 15°	343772	266249	229344	174265
Aditamento inclinado 25°	224185	142106	144372	89983

Tabla 2: Número total de nodos y elementos usados en cada una de las simulaciones.

Los resultados de la simulaciones muestran comparativamente las concentraciones de esfuerzos ante las cargas oclusales fisiológicas.

Los mayores esfuerzos se concentraron en los pilares protésicos. La Figura 4 muestra la concentración del mayor esfuerzo Von Mises en la parte superior del aditamento recto en la simulación con axial de 200N y el gráfico de convergencia que muestra el programa.

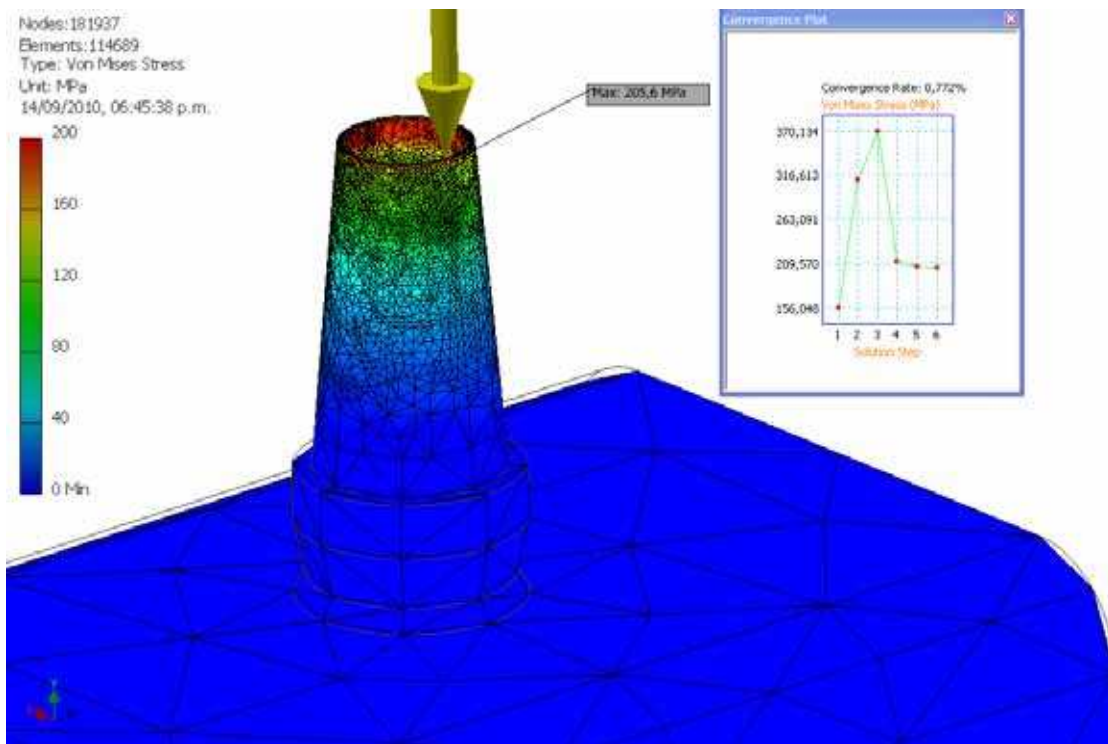


Figura 4. Imagen del mallado y concentración de esfuerzos en el sistema de implante dental con aditamento protésico recto y carga axial de 200N.

Los modelos con cargas oblicuas reportaron mayores esfuerzos, lo cual se puede apreciar en el reporte comparativo presentado en la Tabla 3. El sistema de implante con aditamento recto y carga oblicua presentó la mayor concentración de esfuerzos.

	Valor del máximo esfuerzo (MPa) en el aditamento protésico	
	Con carga axial	Con carga oblicua
Aditamento recto	205.6	1035
Aditamento inclinado 15°	198,3	385,1
Aditamento inclinado 25°	756,7	612,2

Tabla 3: Valores del máximo esfuerzo en los aditamentos para los dos tipos de carga estudiados.

El pilar protésico recto presentó la mayor concentración de esfuerzo en la parte superior (en la zona donde se aplica la carga), mientras que los pilares protésicos inclinados presentaron los mayores esfuerzos en el área inferior hacia donde se encuentra inclinado o angulado y en la zona superficial de la escotadura para el acceso del tornillo que une el implante con el aditamento (Ver Figura 5).

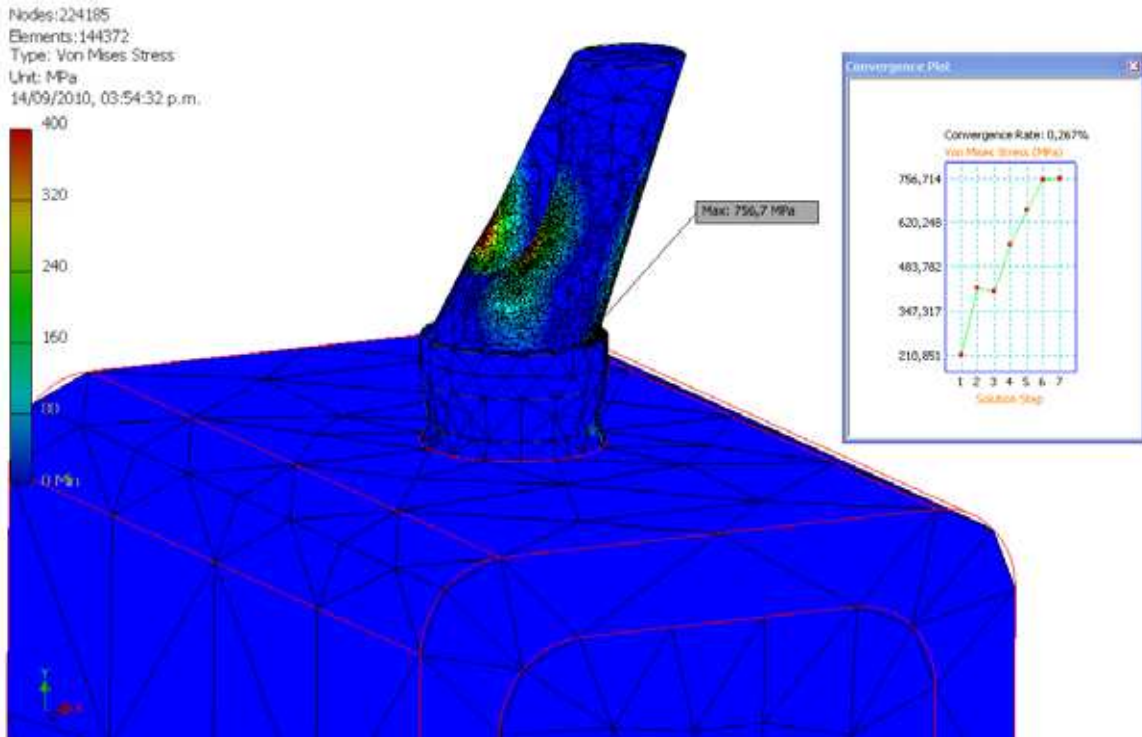


Figura 5. Imagen del mallado y concentración de esfuerzos en el sistema de implante dental con aditamento inclinado 25° y carga axial de 200N.

En la Tabla 4, se pueden apreciar los valores máximos de esfuerzos en el implante, en el hueso cortical y en el hueso trabecular para cada uno de los tres tipos de aditamento protésico. Los mayores valores también se presentaron en el caso del sistema de implante con aditamento protésico recto y carga oblicua para todos los tipos de estructuras del modelo, seguido por el sistema de implante con aditamento protésico inclinado 25° y carga oblicua.

	Valor del máximo esfuerzo (MPa)					
	Aditamento recto		Aditamento inclinado 15°		Aditamento inclinado 25°	
	Con carga axial	Con carga oblicua	Con carga axial	Con carga oblicua	Con carga axial	Con carga oblicua
Implante	32,8	262,7	137	221,5	201,7	204,2
Hueso Cortical	14	58,81	21,3	47,36	23,3	39,5
Hueso Trabecular	2,845	8,89	1,94	5,12	2,2	5,691

Tabla 4: Valores del máximo esfuerzo en diversos sitios para los 3 tipos de aditamento protésico y para los dos tipos de carga estudiados.

En los implantes bajo carga axial, los mayores esfuerzos Von Mises se registraron en la zona externa del cuello del implante zona de contacto con el pilar protésico (Figura 6), sin embargo al simular la carga oblicua, se notaron valores de esfuerzo en el rango de los 130-

160MPa no sólo en el borde superior del implante sino también en el área del hexágono interno y la zona roscada externa del mismo, en el caso del aditamento inclinado 25° y con carga oblicua (Figura 7).

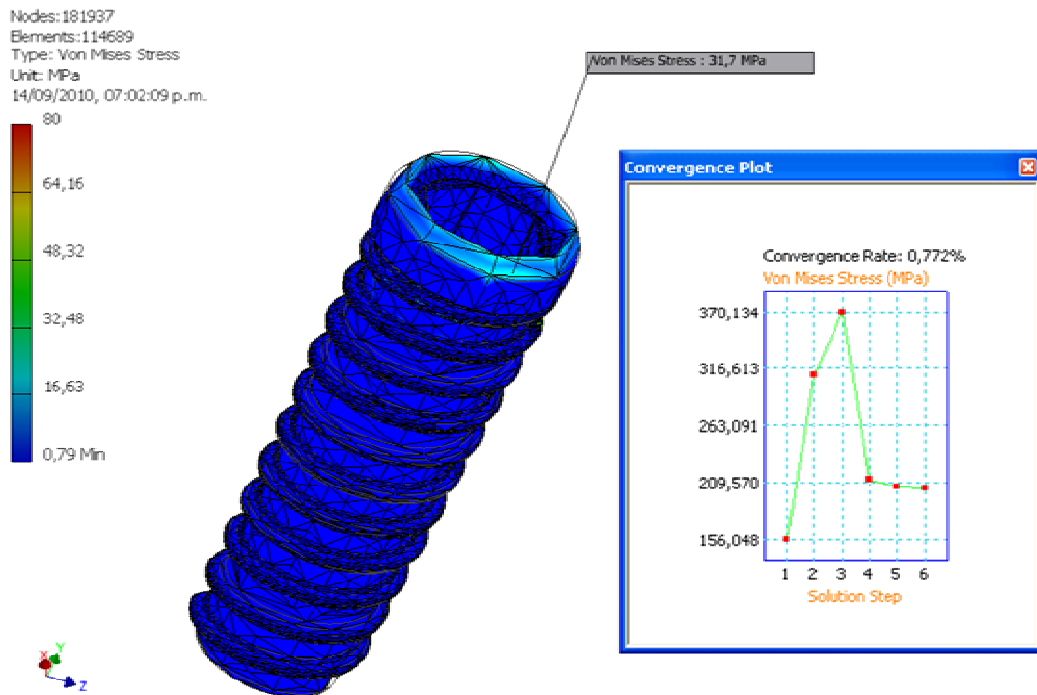


Figura 6. Mallado del implante dental y zonas de mayores esfuerzos Von Mises en sistema de implante con aditamento protésico angulado 15° y carga axial 200N.

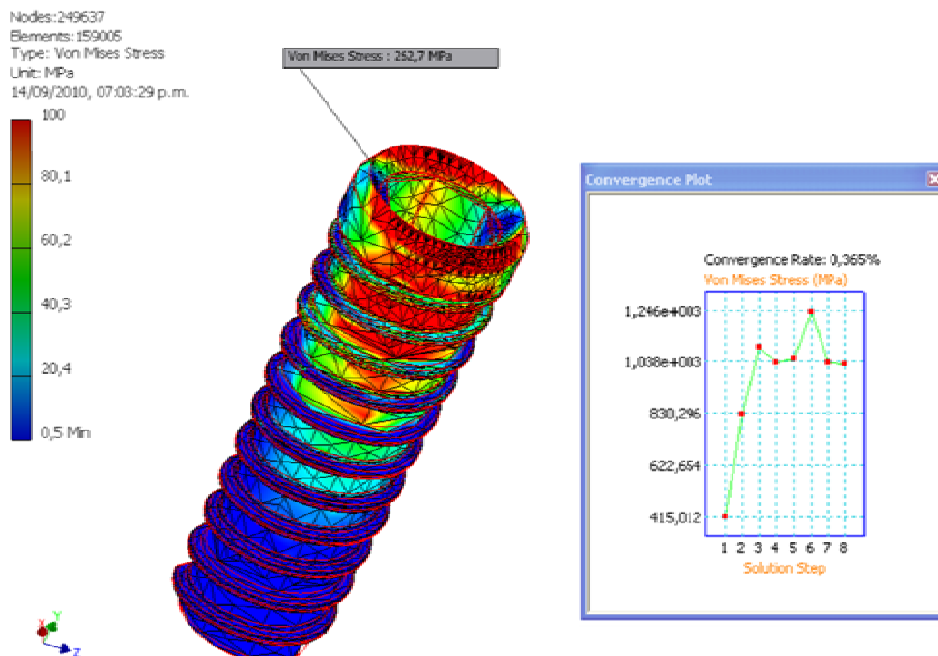


Figura 7. Mallado del implante dental y zonas de mayores esfuerzos Von Mises en sistema de implante con aditamento protésico recto y carga oblicua.

En el hueso, los mayores esfuerzos se concentraron en la cortical ósea, a nivel de las

cercanías del contacto con el implante (Figura 8), lo cual coincide con lo publicado por Williams y cols. (1990) y Danza y cols. (2009) quienes refieren que la disipación de esos esfuerzos en el hueso cortical se restringe al área inmediata que rodea el implante debido a su superior resistencia a la deformación, con respecto al hueso trabecular.

Los mayores valores de esfuerzos se registraron en el caso de pilar protésico recto con carga angulada y en el caso del pilar angulado 15° con carga angulada.

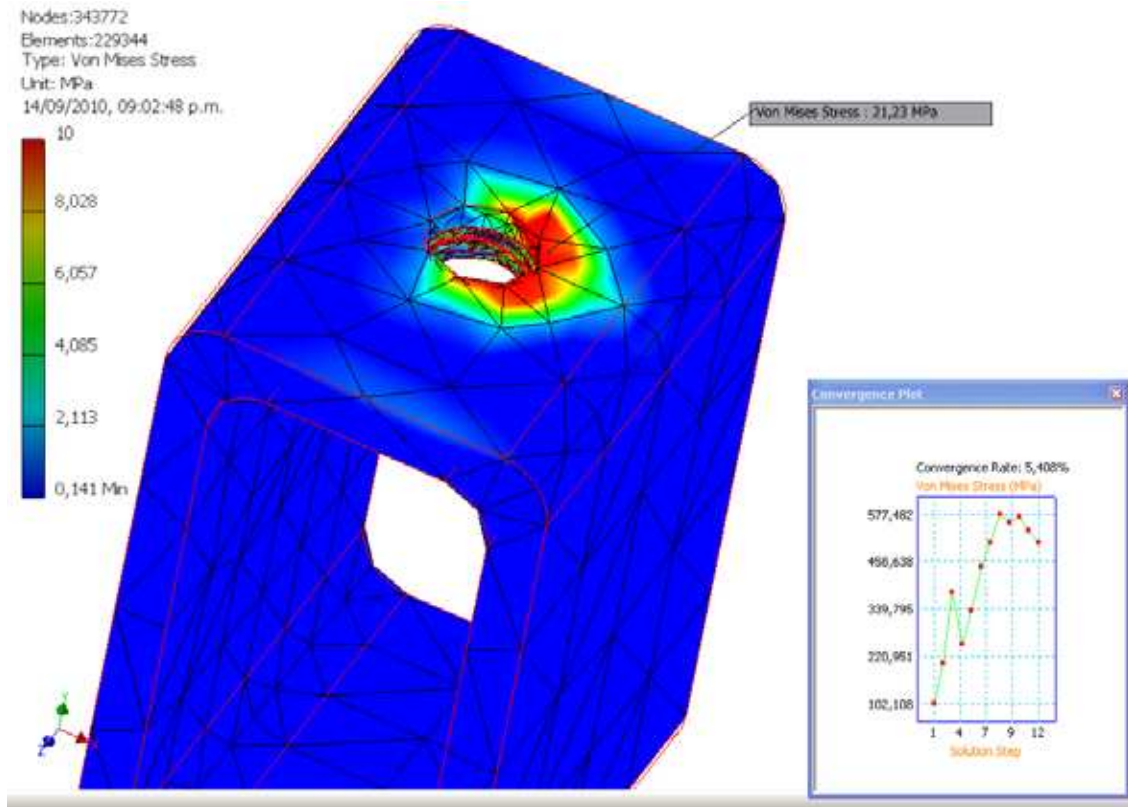


Figura 8. Mallado del hueso cortical y zonas de mayores esfuerzos Von Mises en sistema de implante con aditamento angulado 15° y carga axial 200N.

En el hueso trabecular los mayores valores fueron registrados para los casos del sistema de implante con pilar protésico recto con carga oblicua y para el pilar protésico inclinado 25° con carga oblicua.

Para todos los casos esta concentración de esfuerzos se ubicó en la zona más superior del hueso trabecular en la cercanía del cuello del implante, como puede apreciarse en la Figura 9.

Según Misch (2007), los esfuerzos en el hueso trabecular suelen presentarse hacia la zona superior del implante y en el área que rodea al ápice del mismo y la disipación de los esfuerzos suele alcanzar una zona relativamente más amplia con respecto a la cortical ósea.

Kong y cols. (2009), refieren que el hueso trabecular es más sensible a los efectos del paso de rosca del implante con respecto al hueso cortical y recomiendan evitar diseños con paso de rosca mayor a 1,6mm debido a que el implante requeriría mayor torque en colocación del mismo, produciendo compresión indeseable en la zona apical en el hueso.

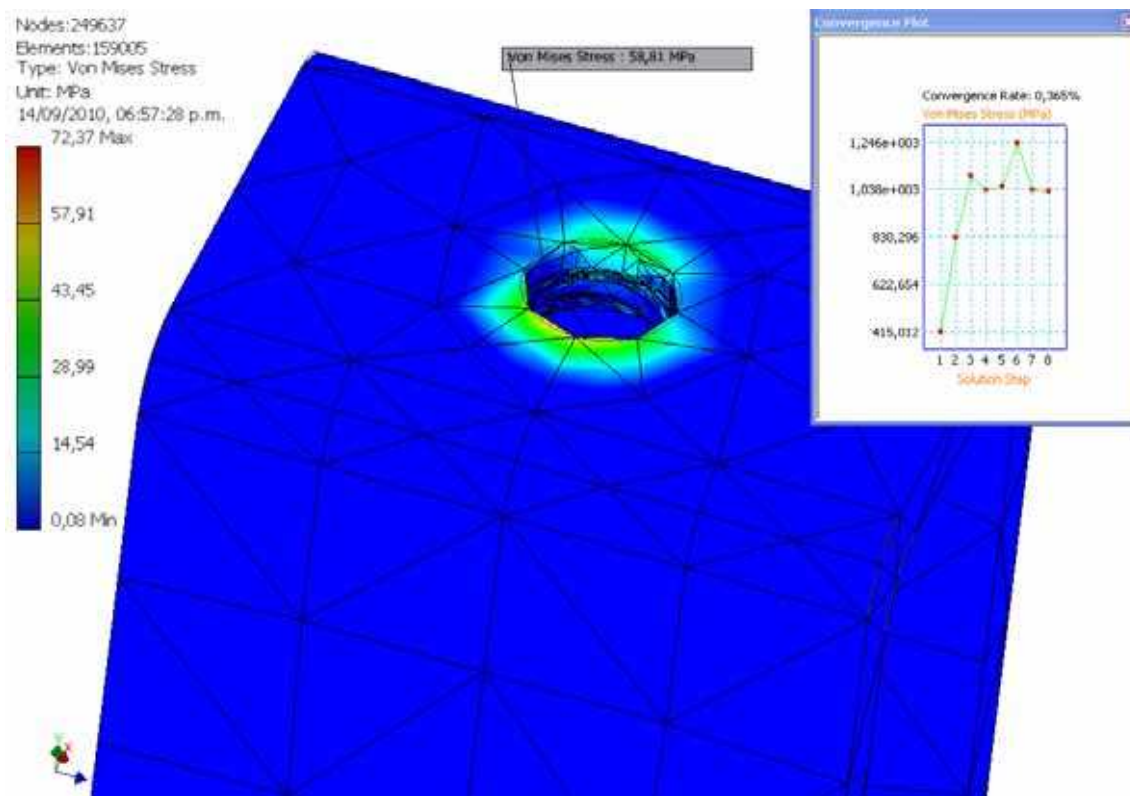


Figura 9. Mallado del hueso trabecular y zonas de mayores esfuerzos Von Mises en sistema de implante con aditamento recto y carga oblicua.

5 CONCLUSIONES

El comportamiento de los implantes y el pronóstico del tratamiento con los mismos, dependen fuertemente del diseño y de las características estructurales y mecánicas del sistema hueso/implante.

Métodos numéricos como elementos finitos (o elementos de frontera) resultan una herramienta indispensable para evaluar los campos de desplazamientos y tensiones en piezas mecánicas de geometrías no-triviales. Especialmente, en el caso de biomecánica, esta evaluación se torna más complicada, debido a que se debe tomar en cuenta el material óseo alrededor del implante, de forma de evitar una sobrecarga del mismo y una necrosis del tejido biológico.

Las cargas oclusales oblicuas tienden a producir mayores concentraciones de esfuerzo tanto en el sistema de implante dental, como en el hueso.

Para las condiciones de los modelos y de las cargas estudiadas, los valores de concentraciones de esfuerzos, no alcanzaron el límite elástico, lo cual contribuye a validar el modelo de implante planteado para este trabajo. Esto es relevante, ya que una incursión del implante en el rango inelástico (fenómenos de plastificación) podría acarrear deformaciones grandes en el mismo, y en consecuencia, problemas de oseointegración.

REFERENCIAS

- Ao, J., Li, T., Liu, Y., Ding, Y., Wu, G., Hu, K and Kong, L. Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: A finite element analysis. *Computers in Biology and Medicine*. Volume 40, Issue 8, August, 681-686, 2010.
- Benzing, U.R., Gall, H., Weber, H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic

- concepts for edentulous maxillae. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 10, 188-198, 1995.
- Danza, M., Palmieri, A., Farinella, F., Brunelli, G., Carinci, F., Girardi, A., Spinelli, G. Three Dimensional Finite Element Analysis to Detect Stress Distribution in Spiral Implants and Surrounding Bone. *Dental Research Journal*. Vol. 6, No. 2, Autumn, 2009.
- Kayabaşı, O., Yüzbaşıoğlu, E and Erzincanl, F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software*. Volume 37, Issue 10, October, 649-658, 2006.
- Kong, L., Zhao, Y., Hu, K., Li, D., Zhou, H., Wu, Z and Liu, B. Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software*. Volume 40, Issue 7, July 2009, 474-478, 2008.
- Lekholm, U., Zarb, G.A. Patient selection and preparation, en Branemark P-I, ZarbG.A, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Quintessence, Chicago, pp 128-135, 1985.
- Maeda, Y., Satoh, T., Sogo, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–aditamento connections: a short communication. *Journal of oral Rehabilitation*, Jan; 33 (1):75-8, 2006.
- Misch, C. *Prótesis dental sobre implantes*. Elsevier Mosby. Madrid - España, 2007.
- Stegaroiu, R., Kusakari, H., Nishiyama, S., Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3 dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 10, 188-198, 1998.
- Van Rossen, I.P., Braak, L.H., de Putter, C., de Groot, K. Stress absorbing elements in dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry* 64, 198-205, 1990.
- Williams, KR., Watson, CJ., Murphy, WM., Scott, J., Gregory, M., Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence International*, 21(7): 563-70, 1990.