

# Análisis numérico de una placa para fijación de fracturas de radio distal utilizando el Método de Elementos Finitos

Ángel Osorio, Diana Rodríguez, Brizeida Gámez\*, David Ojeda

*Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo (CEBIOMEUC)*

*Escuela de Mecánica, Facultad de Ingeniería, Naguanagua, Venezuela*

---

## Resumen.-

Se presenta el diseño de una placa para fijación interna de fracturas ocurridas en radio distal. Para ello se hace una evaluación numérica de la distribución de tensiones producidas por el efecto de diversas condiciones de carga. Las mismas han sido calculadas utilizando el Método de Elementos Finitos (MEF) a partir del programa ANSYS V.11. La geometría del implante fue modelada a manera de generar un sistema global donde interactúan la placa, el hueso y los tornillos de fijación, para el cual se definen las condiciones de contorno aplicando fuerzas externas al segmento óseo. Los resultados muestran una concentración de tensiones en las regiones adyacentes a los orificios de la placa y en los tornillos ubicados a los extremos de la placa de fijación, así como en la interface placa hueso. En general la placa se comporta satisfactoriamente ya que los esfuerzos no superan la resistencia elástica del material.

**Palabras clave:** Placas de fijación de fracturas, Análisis numérico, Método de elementos finitos.

## Numerical analysis for a distal radio fracture fixation plate using the Finite Element Method

### Abstract.-

A plate for internal fixation of distal radius fractures is presented. A stresses numerical evaluation under different loads is made. The finite element method, through the ANSYS V.11 program, has been used. The implant geometry was modeled to generate a complete system with the plate, bone and screws. The contour conditions were applied using external forces on osseous segment. Stresses concentrations near hole of plate, extremes screws and interface bone-plate are shown. In general, the plate stresses was under elastic range.

**Keywords:** Fracture fixation plates, Numerical analysis, Finite element method.

Recibido: 26 octubre 2009

Aceptado: 25 febrero 2010

### 1. Introducción

Las fracturas de radio distal son las más frecuentes que sufre el esqueleto humano; representan 1/6 de las fracturas atendidas en los servicios de emergencias y su frecuencia está en

aumento en pacientes cada vez más jóvenes debido principalmente a los accidentes de tránsito. En Venezuela ocurren cada año alrededor de 100.000 fracturas de este tipo [1]. Para el tratamiento de las fracturas de radio distal, actualmente se aplican diversos métodos que incluyen las técnicas de fijación interna y externa, los cuales han demostrado la potencialidad para restaurar y mantener la posición radiográfica hasta que se produce la unión de la fractura [2].

Las placas son implantes que se colocan en el hueso para la fijación interna de fracturas. Existen

---

\*Autor para correspondencia

Correos-e: bgamez@uc.edu.ve (Brizeida Gámez),  
dojeda@uc.edu.ve (David Ojeda)

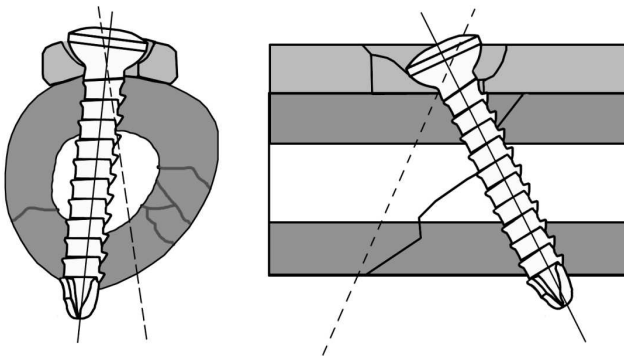


Figura 1: Placa DCP para la compresión axial [7].

diferentes modelos, fabricadas de acero inoxidable o de titanio, tienen varios agujeros y se colocan sobre la superficie de los huesos, aseguradas con tornillos. Se clasifican sobre la base de algunos de sus atributos, ya sea forma, diseño de los agujeros, sitio elegido para la fijación o utilización [3]. En general, basan su funcionamiento en tres principios biomecánicos: compresión dinámica, neutralización y contención o sostén [4 y 5]. Para el caso particular del análisis presentado en esta investigación, se ha seleccionado una placa de compresión dinámica (DCP), diseñada para la compresión axial, se caracteriza por el diseño de sus orificios (cilindro inclinado y angulado) que permiten que al colocar un tornillo en forma excéntrica (lejos de la fractura) se vaya dando compresión conforme se va introduciendo el tornillo en el hueso. Las paredes de los agujeros son biseladas hacia la zona inferior e inclinadas hacia en la zona media. (Figura 1). La zona más débil de estas placas está alrededor de los agujeros ya que es la única zona que se puede doblar [4, 5 y 6].

En la actualidad, para diseñar este tipo de dispositivo de osteosíntesis, se hace necesario emplear herramientas computacionales con el propósito de obtener modelos óptimos. De acuerdo a lo anterior, a continuación se presentan los resultados obtenidos en el análisis numérico de una placa de fijación de interna de para fracturas de radio distal, llevado a cabo a partir de la evaluación numérica de la distribución de tensiones generadas por los efectos de compresión, flexión y torsión. Los análisis han sido realizados empleando

una eficiente herramienta computacional, ANSYS V.11, a través de la cual es posible conocer defectos que pueden poner en riesgo el buen desempeño de dispositivo antes de ser manufacturado además de contribuir a la reducción del tiempo total de desarrollo de un diseño minimizando el número de ciclos modelo–pruebas–ensayos–evaluación.

## 2. Modelo propuesto

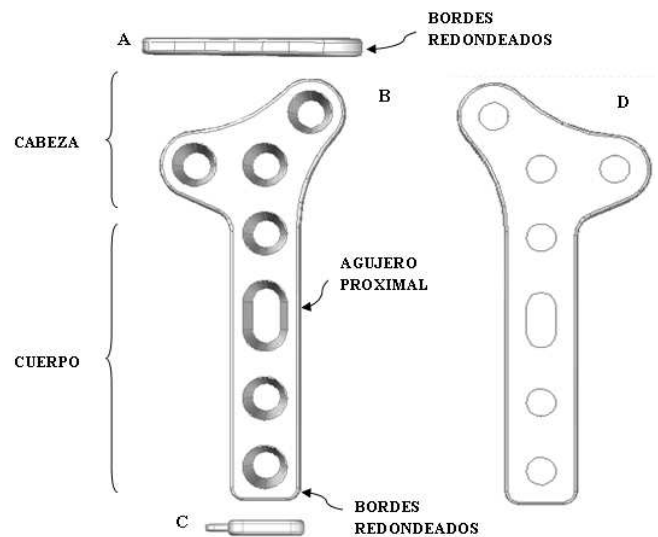


Figura 2: Modelo propuesto para la placa sólida: (a) Vista frontal, (b) Vista superior, (c) Vista posterior, (d) Vista inferior.



Figura 3: Ubicación de la placa: (a) Diseño original–brazo izquierdo, (b) Diseño simétrico–brazo derecho .

La placa que se presenta a continuación es el resultado del rediseño de modelos previamente

existentes [8–14]. La geometría propuesta para el modelo corresponde a una placa de sostén en T oblicua (ver figura 2), diseñada para el abordaje dorsal de fracturas metafisiarias en el radio distal. En la figura 3 se observa la ubicación de la placa en la porción ósea correspondiente.

El diseño incluye siete agujeros avellanados (ver figura 4a), cuatro agujeros en el cuerpo y tres agujeros en la cabeza, los cuales sirven para fijar la placa al hueso mediante el uso de tornillos de 3,5mm de diámetro con cabeza redondeada.

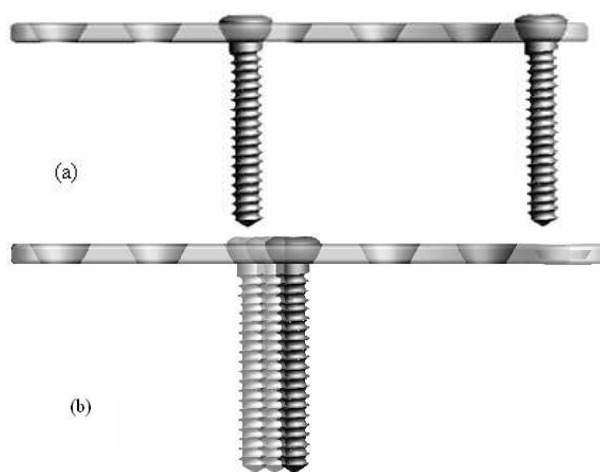


Figura 4: Diseño de la placa: (a) Agujeros avellanados para tornillos de cabeza redondeada, (b) Posición de los tornillos corticales en el agujero de alineación proximal.

Los tornillos de cortical presentan rosca en todo su vástago y existen diferentes medidas para los distintos tamaños de los huesos [15]. El agujero ovalado (ver figura 4b) ubicado en la parte proximal del implante se utiliza para llevar la placa al hueso con tornillos de cortical y facilitar el ajuste de su posición durante el procedimiento de alineación y fijación de la fractura.

La forma anatómica de la cabeza de la placa se adapta al contorno del radio distal para reducir la potencial irritación de los tejidos blandos y proporcionar apoyo sin interferir con los ligamentos cerca del borde de la superficie articular. El extremo y los bordes redondeados también reducen la posibilidad de irritación de las partes blandas, además aseguran una mejor irrigación sanguínea del periostio.

### 3. Sistema analizado



Figura 5: Sistema analizado placa–hueso–tornillos de fijación.

Para el análisis de la placa sólida, en ambos casos, se genera un modelo en el cual se aprecia la interacción entre la placa, el hueso y los tornillos de fijación, descritos en la figura 5.

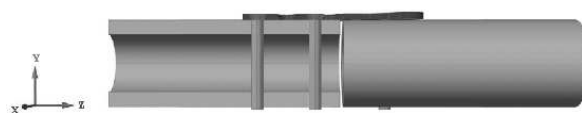


Figura 6: Corte longitudinal del extremo derecho del sistema.

**Placa:** El modelo corresponde a la geometría de la placa sólida para tornillos AO/ASIF de 3,5mm de diámetro descrita anteriormente, con la diferencia de que no se consideran los bordes redondeados, con el propósito de simplificar el análisis posterior en el programa de elementos finitos.

**Hueso:** Dos cilindros huecos con un diámetro externo de 30mm e interno de 20mm separados por una distancia de 1mm simulan el hueso con una fractura transversal.

**Tornillos de fijación:** Tres cilindros con cabeza avellanada simulan los tornillos de fijación atravesando ambas corticales (ver figura 6), los cuales se colocan en una posición neutra para fijar la placa al hueso dando estabilidad al conjunto.

Cabe destacar, que para efectos del presente análisis, se considera únicamente la densidad de

la región ósea cortical, despreciando los efectos de la densidad de la médula ósea presente en el interior del hueso, basado en estudios previos [16]; en los cuales se sugiere ignorar la repercusión de la médula ósea dado que no se transmiten cargas significativas. La geometría del sistema se obtuvo a partir del módulo de diseño asistido por computadora AutoCAD, el cual proporciona una interfaz que permite la transferencia directa de la geometría del sistema al programa de análisis de Elementos Finitos, exportando el modelo sólido a través del formato normalizado de intercambio de datos SAT [17].

#### 4. Análisis del sistema

Para el sistema global de la placa de radio distal se realiza un análisis estático tridimensional con cargas constantes, y se evalúa la distribución de tensiones que se presentan bajo los siguientes estados de carga: Tracción, flexión y torsión, ya que las principales sollicitaciones mecánicas generadas en los huesos causan estos efectos en cualquier implante [19] y [20].

Flexión y torsión, reproducen el efecto que se ejerce tras la colocación de la placa [18] debido a la conexión e inmovilización de los fragmentos de la fractura, además, simulan las condiciones generadas al mantener la alineación del eje neutro del hueso. Por último, la tracción representa el proceso que ocurre luego del remodelado óseo, donde el hueso empieza a absorber cargas por sí mismo y la placa solo resiste carga axial, esto se presenta durante el proceso de consolidación de la fractura.

Tabla 1: Valores de carga considerados para la placa de radio distal [20]

Carga Axial	Momento Flector	Momento Torsor
134N	150N.mm	500N.mm

Los valores de carga considerados para esta investigación corresponden a estudios experimentales realizados en la articulación radiocubital (ver tabla 1).

#### 5. Materiales

El material seleccionado para el diseño, análisis y fabricación de la placa es acero AISI 316L de calidad para implantes, se trata de un acero inoxidable austenítico al molibdeno y de bajo carbono, denominado acero quirúrgico por sus múltiples aplicaciones en medicina [21], cuyas propiedades se indican en la Tabla 2.

En general el comportamiento del hueso es anisótropo; sin embargo, se puede modelar como un material lineal elástico ortotrópico cuyas constantes elásticas incluyen tres módulos de elasticidad, tres coeficientes de Poisson y tres módulos de rigidez [22].

La tabla 3 muestra las propiedades usadas en la simulación del hueso, considerado ortotrópico por simplificación, donde: (E) módulo elástico en GPa, (G) módulo de rigidez en GPa y ( $\nu$ ) relación de Poisson.

#### 6. Discretización del sistema por elementos finitos

La información geométrica del conjunto fue procesada en un programa de elementos finitos con el cual se generó un mallado libre de cada uno de los volúmenes del modelo, diferenciando el material del hueso cortical y el de la placa-tornillos de fijación.

Todos los cuerpos del sistema fueron mallados con un elemento sólido estructural 3-D, el cual tiene un comportamiento con desplazamientos cuadráticos que lo hace apropiado para el mallado de modelos irregulares, como los generados por sistemas CAD/CAM. Está definido por diez nodos, con tres grados de libertad en cada uno y admite la formulación de materiales con plasticidad, endurecimiento, fluencia y capacidad de grandes deformaciones, además, su configuración tetraédrica le permite adaptarse a la forma de la pieza [26].

La interacción entre placa, hueso y tornillos de fijación se simula mediante los pares de

Tabla 2: Propiedades mecánicas del material acero 316L (recocido), empleado en los implantes [23] y [24]

Acero	L (MPa)	S (MPa)	A (%)	E (GPa)	Sf (MPa)	$\nu$
316L	240-300	600-700	35-55	200	260-280	0.3

Tabla 3: Constantes elásticas para el hueso cortical humano [25]

Hueso	$E_1$	$E_2$	$E_3$	$G_{12}$	$G_{13}$	$G_{23}$	$\nu_{12}$	$\nu_{13}$	$\nu_{23}$
Cortical	12,00	13,40	20,00	4,53	5,61	6,23	0,376	0,222	0,235

contacto del tipo *superficie–superficie*, formados por parejas *TARGE170* y *CONTA174* de 8ñodos. Éstos permiten la definición de elementos de contacto con nodos intermedios sin restricciones en la forma de las superficies. Además, con su uso es posible calcular grandes deformaciones de manera muy eficiente, con amplios deslizamientos y modelos de fricción más elaborados. En comparación con otros tipos de contacto, el modelado es más sencillo y se necesita menor cantidad de elementos, por lo que el espacio de memoria y los tiempos de computación requeridos son menores [26].

Inicialmente, después de creados los elementos mediante el mallado libre, se obtuvo en la placa una malla de 4.768 elementos y 9.375 nodos; en el hueso cortical 16.134 elementos y 25.473 nodos y en cada uno de los tornillos de fijación 1.320 elementos y 2.383 nodos.

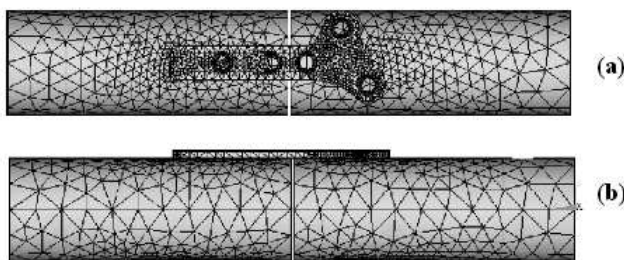


Figura 7: Mallado del sistema modelado (a) Vista superior (b) Vista lateral.

La discretización del sistema (ver figura 7) muestra la concentración de elementos en la placa y en el área en contacto entre: placa–hueso y placa–tornillos de fijación.

## 7. Condiciones de contorno

Una vez definido el tipo de elemento a emplear, el material, el modelo constitutivo, la geometría y mallado, es posible pasar a la siguiente fase, la cual consiste en la aplicación de las condiciones de contorno. El movimiento en los extremos de la placa fue restringido en las direcciones de los ejes  $y$  y  $z$ , por su parte, en el hueso fue restringido en las direcciones de los ejes  $x$  e  $y$ , de esta forma se logra estabilidad absoluta en el sistema sin exceso de restricciones, tal y como lo sugiere el modelo de Simon, et al. [27].

Las cargas a las cuales fue sometido el sistema global no se aplicaron directamente sobre el implante, sino que fueron asignadas al hueso cortical. De esa manera los esfuerzos se transmiten del hueso a la placa y a los tornillos, y de los tornillos a la placa [28]. Por otra parte, la flexión se simuló con respecto al plano  $xy$ , dicho efecto tiende a abrir la fractura, y la torsión con respecto al eje  $z$ , de manera que todos los esfuerzos sean absorbidos por la placa [20].



Figura 8: Esfuerzo de tracción generado en la sección transversal del hueso cortical.

La carga axial seleccionada  $F = 134N$ , generándose un esfuerzo de tracción en la sección transversal del hueso cortical de 0,34 MPa.

El momento flector,  $M = 1500N.mm$ , se modela como un par de fuerzas puntuales ( $F/2$ ) que actúan en la parte inferior de los extremos libres del hueso

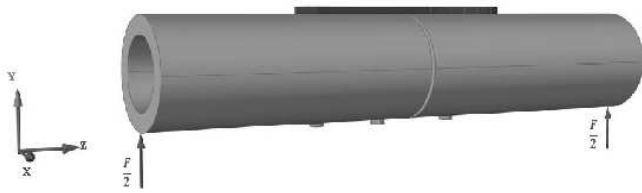


Figura 9: Momento flector (respecto al plano  $xy$ ) aplicado en el hueso.

cortical (ver figura 9). El valor de la fuerza se determina de la siguiente manera:

$$M = F \cdot L \quad (1)$$

donde  $L$  es la longitud de cada uno de los cilindros que simulan las partes del hueso fracturado, con lo que se obtiene de la expresión (1) que  $F/2 = 18,75N$ .



Figura 10: Momento torsor (respecto al eje  $z$ ) aplicado en el hueso.

Posteriormente para generar un estado de torsión pura  $T = 500N.mm$ , se aplicaron pares de fuerzas ( $F'/2$ ) puntuales en la sección transversal de los extremos libres del hueso tal como se muestra en la figura 10. El valor de ( $F'/2$ ) se obtuvo a través de la siguiente expresión:

$$T = F \cdot r \quad (2)$$

donde  $r$  es el radio externo del hueso cortical. A partir de la relación (2) se tiene que  $F' = 16,33$ .

En general las condiciones de contorno se pueden aplicar directamente sobre el modelo de elementos finitos, es decir, sobre nodos y elementos o sobre el área del modelo sólido. En este caso particular las cargas y las restricciones se aplican directamente sobre el área del modelo sólido. Independientemente de cómo las condiciones de contorno hayan sido especificadas, el método de resolución solo las considera como términos del modelo de elementos finitos. Por tanto si las cargas

y restricciones se especifican sobre el modelo sólido, el programa las transfiere directamente a los nodos y elementos correspondientes.

## 8. Análisis de resultados

Se realizó un análisis por elementos finitos del sistema placa–hueso–tornillos de fijación, a través del programa ANSYS V.11. El análisis numérico muestra la distribución de las tensiones equivalentes de Von Mises generados sobre los nodos a partir de la simulación de carga axial (tracción y compresión según el caso), flexión y torsión aplicadas en el hueso como cargas externas al sistema, ya que para evaluar los esfuerzos permisibles en los implantes se utilizó la teoría de fluencia basada en la tensión de Von Mises (ampliamente aceptada para la previsión de fallas en materiales dúctiles). De acuerdo con este criterio el modelo falla cuando en alguno de sus puntos la energía de distorsión por unidad de volumen supera el límite de fluencia del material usado [29].

La representación grafica generada con ANSYS presenta los resultados en una escala de colores que va desde el azul, que indica las zonas menos esforzadas del sistema, hasta el rojo que muestra las zonas más críticas que concentran un mayor esfuerzo indicando la posible cedencia del material.

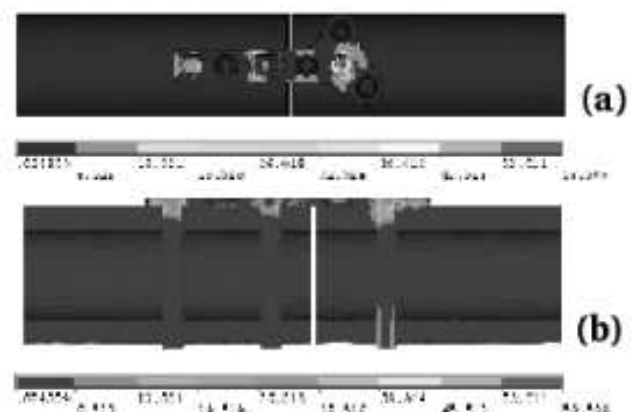


Figura 11: Tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la placa sólida sometida a tracción, (a) Vista Superior, (b) Corte longitudinal.

Los resultados mostrados en la figura 11-a indican la distribución de esfuerzos de Von Mises

en el sistema analizado al ser cargado axial de tracción. En el implante se observa concentración de esfuerzos a las zonas cercanas a los agujeros, específicamente en aquellos que poseen tornillos de fijación con un valor máximo de 52.282 MPa.

En general, el tornillo ubicado en dicho agujero tiene el mayor esfuerzo del modelo (58,509 MPa), y el mínimo valor en el cuerpo que simula al hueso ( $0,25033 \times 10^{-1}$  MPa). Además, se aprecian pequeñas concentraciones hacia los extremos del sistema en la región de contacto del implante con el hueso (ver corte longitudinal de la figura 11-b).

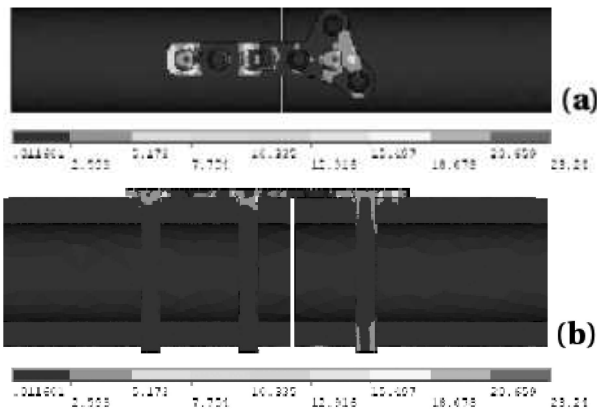


Figura 12: Tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la placa solida sometida a flexión, (a) Vista Superior, (b) Corte longitudinal.

Por otra parte, la figura 12-a representa la distribución de esfuerzos de Von Mises generados en el modelo cuando está sujeto a un momento flector, el cual tiende a abrir la fractura.

El esfuerzo máximo se reduce a la mitad (22,549 MPa) en comparación con el análisis anterior, y a diferencia de este se localiza en el implante, en el agujero del extremo izquierdo, cerca de la interfaz placa–hueso–tornillos de fijación y el mínimo se presenta a la altura del hueso con un valor de ( $0,13231 \times 10^{-1}$  MPa) (ver corte longitudinal de la figura 12-b).

Finalmente, para el análisis de torsión, el comportamiento del sistema es aproximadamente igual al que se observa bajo la aplicación del momento flector estudiado (ver figura 13-a).

La distribución de los esfuerzos de Von Mises en el implante es semejante, con una mayor concentración en los extremos de la placa. En

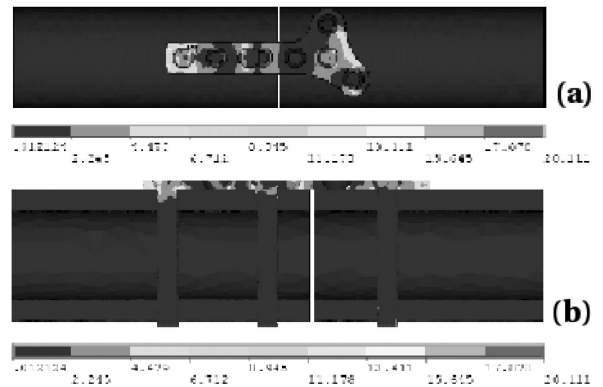


Figura 13: Tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la placa solida sometida a torsión, (a) Vista Superior, (b) Corte longitudinal.

términos globales la tensión máxima (20,111 MPa) se encuentra en la placa, en el mismo lugar que en el caso anterior, y el esfuerzo mínimo se mantiene en el hueso con un valor de ( $0,16716 \times 10^{-1}$  MPa) (ver corte longitudinal de la figura 13-b). Para los diseños planteados, los resultados reflejan que el comportamiento mecánico de ambos modelos bajo las exigencias de carga impuestos son similares. En los implantes existe concentración de esfuerzos por la presencia de los agujeros, en particular en aquellos donde se insertan los tornillos de fijación. Este mismo efecto puede ser visto en la cabeza de los tornillos y en los cortes sesgados de la placa de contacto limitado, originado por los cambios súbitos de geometría.

Estos valores son inferiores al límite elástico del acero 316L (300 MPa) lo cual indica que los diseños soportarán la carga a las cuales estarán sometidos en condiciones normales de uso, lejos de presentar deformación plástica o fractura del material.

En general, las tensiones que aparecen en el hueso fueron muy pequeñas o prácticamente nulas, y las tensiones máximas son compartidas por los implantes.

Este comportamiento se ajusta a lo esperado en condiciones normales de funcionamiento, ya que el sistema placa–tornillos debería absorber la mayor carga posible, al menos durante el periodo de recuperación después de la cirugía, debido a que antes del proceso de consolidación el hueso tiene que permanecer cargado lo mínimo necesario para

estimular el remodelado óseo.

Dado que para el diseño hay más de una forma potencial de falla, existe más de un valor de factor de seguridad  $N$ . Sin embargo, entre los casos de carga estudiados, el que origina el mayor esfuerzo es aquel que puede prever el modo más probable de falla. Por ello, el factor de seguridad se estima para el ensayo de tracción obteniéndose  $N = 5,73$ .

Los resultados del factor de seguridad de  $N$ , se justifican si se considera la existencia de situaciones donde el usuario puede someter el diseño a condiciones de sobrecarga. Por ejemplo, no hay forma de evitar que alguien intente levantar un peso o que sufra una caída.

Por otro parte, está claro que dondequiera que intervenga la salud de las personas se justifican valores altos de  $N$ .

Se analizaron algunos modelos adicionales (a tracción, por ser el estado de carga más desfavorable) del sistema de la placa solida con mallas más refinadas y tiempos de cálculo mayores, con los que se ha comprobado la robustez de los resultados.

Tabla 4: Constantes elásticas para el hueso cortical humano (Ashman y Rho, 1988)

Mallado	Elementos	Nodos	Esfuerzo máximo de Von Mises (MPa)
1	4.768	9.375	58,509
2	19.092	35.128	59,400
3	38.002	62.378	61,452

Se han realizado refinamientos en las zonas donde se esperaba un mayor gradiente en los resultados, por ello se genera de nuevo el mallado de la placa manteniendo el mallado original en el hueso y los tornillos (ver tabla 4).

Se observa que para las tres mallas el esfuerzo máximo de Von Mises está muy cerca, por lo que se considera que un mayor número de elementos no se justifica, más aun cuando se tiene un factor de seguridad tan elevado. Adicionalmente, la figura 14 muestra que los resultados convergen

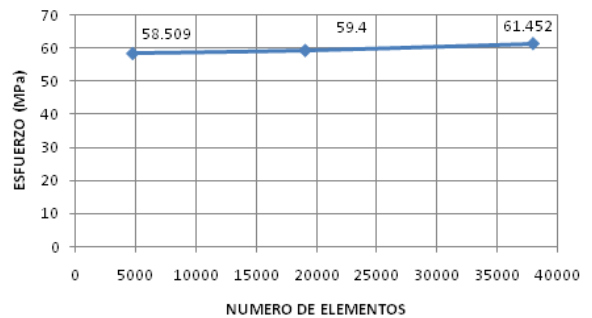


Figura 14: Representación gráfica de la convergencia del esfuerzo máximo de Von Mises del sistema.

para un mallado de 4.768 elementos y 9.375 nodos, además, el tamaño de los elementos debe adoptarse como punto de equilibrio entre precisión y tiempo de cálculo. Debe usarse el máximo tamaño de elemento posible sin que los resultados de interés se vean afectados.

## 9. Conclusiones

Se presenta el diseño de una placa de fijación de fractura de radio distal como propuesta de solución a los pacientes de escasos recursos que asisten a los centros hospitalarios públicos de la región. La alternativa diseñada se valida usando un programa comercial de computación basada en el método de los elementos finitos denominada ANSYS V11.0. Los resultados computacionales basados en los esfuerzos de Von Mises, evidencian que la placa resiste las cargas a las que fue simulada: 134N para tracción, 18,75N por flexión y 500N.mm de par torsor. Por otro lado, pudo observarse que los tornillos ubicados a los extremos de la placa, que interactúan con el diseño y el hueso, resultaron ser los elementos más críticos debido a su elevado valor de esfuerzo, cercano a su resistencia. Finalmente, se recomienda seguir utilizando un programa de simulación de basado en el método de los elementos finitos para optimizar los diseños de los dispositivos de osteosíntesis.

## Referencias

- [1] Federación Médica Venezolana, (2008) Estadísticas de accidentes, Federación Médica Venezolana. Disponible en [www.federacionmedicavenezolana.org](http://www.federacionmedicavenezolana.org), bajado en 2008.

- [2] Mackenney, P.J., McQueen, M. M. y Elton, R. (2006). Prediction of Instability in Distal Radial Fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 88: 1944–1951.
- [3] Garcia, César y Ortega, Dulia (2005). Elementos de osteosíntesis de uso habitual en fracturas del esqueleto apendicular: Evaluación radiológica. *Revista Chilena de Radiología*, vol.11, no.2, p.58–70.
- [4] Taljanovic, M. S., Jones, M. D., Ruth, J. T., Benjamin, J. D., Sheppard, J. E. y Hunter, T. B. (2003). Fracture Fixation. *RadioGraphics*; 23: 1569–1590.
- [5] Slone, R.M., Heare, M.M., Van der Griend, R. A. y Montgomery, W. J. (1991). Orthopaedic fixation devices. *RadioGraphics*, 11: 823–847.
- [6] Chew, F.S. y Pappas, C. N. (1995). Radiology of the devices for fracture. Treatment in the extremities. *Clinical Radiology of North America*, 33: 375–389.
- [7] Lakatos, Ronald y Herbenick, Michael A, (2009), *General Principles of Internal Fixation: Multimedia*, Emedicine, WebMD professional, [www.medscape.com](http://www.medscape.com).
- [8] Schutz M. and Sudkamp N. (2003). Revolution in plate osteosynthesis: new internal fixator systems. *Journal of Orthopaedic Science*. Vol. 8(2). Pag. 252–258.
- [9] Rikli D. and Regazzoni P. (1996). Fractures of the distal end of the radius treated by internal fixation and early function. *Journal of Bone Joint Surgery*. Vol.78B(4). Pag. 588–592.
- [10] Miclau T., Martin R., (1997). The evolution of modern plate osteosynthesis. *Injury*, Vol.28(1), Pag. A3–A6.
- [11] Mizuseki T., Tsuge K., Ikuta Y., (2001). Precise ulna-shortening osteotomy with a new device *The Journal of Hand Surgery*, Vol.26(5). Pag. 931–939.
- [12] McKee M., Seiler J., Jupiter J., (1995). The application of the limited contact dynamic compression plate in the upper extremity: an analysis of 114 consecutive cases. *Injury*, Vol.26(10), Pag. 661–666. Mackenney, P.J., McQueen, M. M. y Elton, R. (2006). Prediction of Instability in Distal Radial Fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 88: 1944–1951.
- [13] Stiffler K., (2004). Internal fracture fixation. *Clinical Techniques in Small Animal Practice*, Vol.19(3), Pag. 105–113.
- [14] Hunter T., Taljanovic M., (2001). Overview of medical devices *Current Problems in Diagnostic Radiology*, Vol.30(4). Pag. 94–139.
- [15] Müller, M. E., Nazarian, S., Koch, P. y Schatzker, J. (1990). *The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones*. Berlin: Springer - Verlag.
- [16] Cerrolaza, M. y Contrera, G. (2001). "Diseño y Simulación numérica de una placa cervical". Centro de Bioingeniería, Facultad de Ingeniería Universidad Central de Venezuela, P.O.
- [17] Tajadura, J.A. y López, J. (2006). *AutoCAD 2006/2007 avanzado*. Madrid: McGraw Hill/Interamericana de España S.A.U.
- [18] Woo, L. Y., Simon, B., Akeson, W., Gómez, M. y Seguchi, Y. (1983). A new approach to the design of internal fixation plates. *Journal of Biomedical Materials Research*, 17: 429–39.
- [19] Browner, B. D., Jupiter, J. B., Levine, A. M. y Traflon, P. G. (1998). *Skeletal Trauma (Vol. II)*, Philadelphia: WB Saunders.
- [20] Winemaker, M. J., Chinchalkar, S., Richards, R. S., Johnson, J. A., Chess, D. G. y King, G. (1998). Load Relaxation and forces with Activity in Hoffman External Fixators: A Clinical Study in patients with Colles fractures. *Journal of Hand Surgery*, 23a: 5. Sept.
- [21] Murty, Y. V. (2003). Use of stainless steel in medical applications.
- [22] Rapoff, A., Kohles, S. y Vanderby Jr., R. (2000). Orthotropic index for bone. *Proceeding of the 46th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*. Orlando, Florida, 11–15 March.
- [23] American Society for Testing and Materials (1978). *Annual Book of ASTM Standards, Part 46*, ASTM, Philadelphia.
- [24] Comín, M., Peris, J. L., Prat, J. M., Dejoz, J. R., Vera, P. M., Hoyos, J. V. (1999). *Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación*. Valencia, España: I.B.V.
- [25] Ashman R. B. and Rho J. Y, (1988) Elastic modulus of trabecular bone material. *J. of Biomech*, 21: 177–181.
- [26] ANSYS (2005). *Element Reference*, Canonsburg, PA, USA, ANSYS Inc.
- [27] Simon, B. R., Woo, L. Y., Stanley, G. M., Olmstead, S. R., Mc Carty, M. P., Jemmott, G. F. y Akeson, W. H. (1977). Evaluation of one-two-and threedimensional finite element and experimental models of internal fixation plates. *Journal of Biomechanics*, 10: 79–86.
- [28] AO Foundation (2006) [On-line]. Disponible en: <http://www.aofoundation.org>
- [29] Norton, R., (1999). *Diseño de Máquinas*. Mexico: Prentice Hall.