

DISEÑO DE UN FIJADOR EXTERNO PARA MUÑECA

DAVID OJEDA ^{1,2}, PEDRO HERNÁNDEZ ¹, BRIZEIDA GÁMEZ ^{1,2}

¹ Escuela de Ingeniería Mecánica, Universidad de Carabobo,
Naguanagua, Venezuela. e-mail: dojeda@uc.edu.ve

² Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo, Naguanagua, Venezuela

Recibido: febrero 2013

Recibido en forma final revisado: octubre 2013

RESUMEN

La siguiente investigación tiene como propósito desarrollar el diseño de un fijador externo para muñeca utilizado en el tratamiento de fracturas del radio distal en adultos. Para llevar a cabo el diseño fue evaluado un sistema de interacción, definido por el dispositivo de fijación externa, clavos de Schanz y hueso, para el cual se aplicaron las condiciones de carga directamente al segundo metacarpiano, restringiendo el desplazamiento de la región distal. La distribución de esfuerzos en diversas condiciones de cargas (tales como tracción, compresión, flexión y torsión), fueron simulados utilizando el Método de Elementos Finitos (MEF) a través de Abaqus/CAE v6.8-4. Los resultados obtenidos a partir del modelo analizado, muestran que para la configuración dada del fijador externo, la mayor concentración de esfuerzos para cargas a tracción, compresión y flexión se produce en las barras.

Palabras clave: Fijador externo, Muñeca, Método de elementos finitos

DESIGN OF AN EXTERNAL FIXATOR FOR WRIST

ABSTRACT

The following study is intended to develop the design of an external fixator for the wrist used in treatment of distal radius fractures in adults. To implement the design was evaluated the external fixation device, Schanz screws and bone, together. The loading was applied to second metacarpal and distal region displacements were restricted. The stress distribution in various load conditions, such as tension, compression, bending and torsion were simulated using the Finite Element Method (FEM) using Abaqus / CAE v6.8-4. The results obtained from the model analyzed show that for the given configuration of the external fixator, the highest concentration of efforts for loads in tension, compression and bending occurs in bars.

Keywords: External fixator, Wrist, Finite element method.

INTRODUCCIÓN

Las fracturas de muñeca representan una causa de ingreso, cada vez más frecuente, en los centros de salud pública del estado Carabobo. Debido a que la mano constituye la primera barrera de defensa ante agresiones traumáticas, representa una frecuencia proporcional enorme de lesión con respecto a otras zonas del cuerpo humano.

Las lesiones de muñeca tienen diferentes incidencias y características propias en las distintas fases de la vida. En la infancia y período de crecimiento, por su gran capacidad lesional, son comunes la epifisiolisis, luxaciones y lesiones cápsulo-ligamentosas. En individuos jóvenes son frecuentes las lesiones producidas por prácticas deportivas, tránsito y actividades laborales tales como fracturas del escafoides

y del semilunar, luxaciones y subluxaciones de los huesos del carpo, lesiones complejas con participación tendinosa y vásculo-nerviosa. En la tercera edad, por pérdida de calidad ósea consecuente a la osteoporosis, se presentan las fracturas de Colles y similares (Castro *et al.*, 1995).

Solamente en las fracturas complejas e inestables, se procederá a intervenciones quirúrgicas, siendo una de las más comunes la que involucra la colocación de fijadores externos estáticos o dinámicos.

Muchos de los pacientes que sufren fractura de muñeca deben ser intervenidos quirúrgicamente para lograr la consolidación de la fractura sin disponer de los medios económicos para acceder al tratamiento adecuado; puesto que los fijadores externos utilizados en los centros de

salud pública del país, son en su mayoría fabricados en el exterior, lo cual se traduce en elevados costos para la adquisición de estos dispositivos. Por ello la importancia del desarrollo tecnológico para el diseño y fabricación de fijadores externos, con material de origen nacional, es esencial para la sociedad venezolana.

El diseño final propuesto del fijador externo se obtuvo luego de varias iteraciones en el proceso de dimensionamiento; en el cual se consideró el peso propio del fijador externo, un proceso de fabricación sencilla y maniobrabilidad en el momento de ensamblarlo. Además de la estabilidad que debe poseer el fijador para mantener la reducción.

DISEÑO DEL FIJADOR EXTERNO

La fijación externa se logra al introducir clavos a través del hueso proximal y distal al sitio de fractura. El modelo propuesto, mostrado en la Figura 1, corresponde a un fijador unilateral biplanar de barra simple, cuya configuración es útil para una amplia gama de usos al utilizar la técnica de reducción en fracturas de la extremidad distal del radio (AO Foundation, 2006).

Sistema analizado

El dispositivo de fijación externa representado en la Figura 1 está compuesto por:

- Barras de 5mm de diámetro y 100 mm de longitud, las cuales permiten la unión entre rotulas porta Schanz – clavo de Schanz y rotula porta barra – barra.
- Rotulas porta Schanz, para un acople sencillo con el clavo de Schanz.
- Rotulas porta barras, para un acople sencillo con la barra
- Clavos de Schanz, de 4 mm diámetro.
- Tornillos, tuercas y arandelas, necesarias para la sujeción entre barra – rotulas – barra y barra – rotulas – clavo

Para el análisis del sistema, se considera la interacción entre cada una de las partes del dispositivo de fijación externa y el hueso cortical que se encuentra representado por dos cilindros de 30 mm y 10 mm de diámetro externo e interno, respectivamente.

En este análisis se considera únicamente la densidad de la región ósea cortical, obviando los efectos de la densidad de

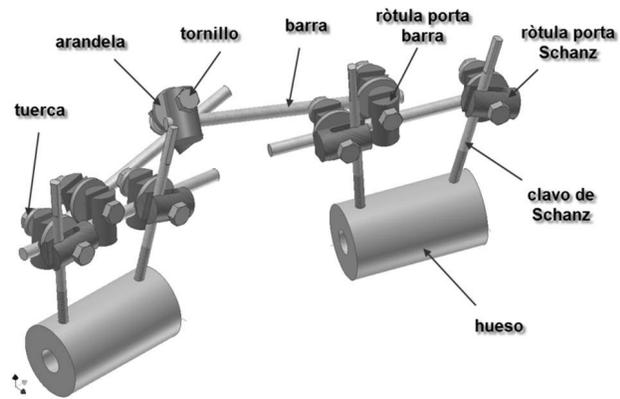


Figura 1. Modelo propuesto de fijador externo para muñeca, unilateral biplanar de barra simple

la médula ósea presente en el interior del hueso, basados en estudios previos en los cuales se sugiere ignorar la repercusión de la medula ósea dado que no transmiten cargas significativas (Martínez *et al.* 2000).

Materiales

El material utilizado para el análisis y fabricación del fijador externo, es un acero inoxidable austenítico de tipo 304, que tiene normalmente mejor resistencia a la corrosión que los ferríticos y martensíticos. Para este tipo de acero inoxidable, el contenido de cromo varía del 18 ~ 20 % y el de níquel entre 8 ~ 11 %, con un 0,08 % de carbono (ASTM - American Society for Testing and Material, 1992), siendo además un material no magnético en la condición de recocido con lo cual es posible utilizar las técnicas de resonancia nuclear magnética para visualizar los tejidos osteoarticulares y las partes blandas próximas a los implantes (Murty, 2003).

En cuanto a los clavos de Schanz, estos están estandarizados y vienen fabricados de acero inoxidable 316L, material cuya resistencia a la corrosión es mayor a la del acero inoxidable 304. En la Tabla 1 se muestran las propiedades mecánicas del acero 304 y 316L.

Tabla 1. Propiedades mecánicas de aceros inoxidables 304 y 316L (ASTM - 1992)

Tipo de aleación	σ_y (MPa)	σ_{su} (MPa)	Elong. en 2 in (%)
304	310	620	30
316L	310	620	30

En general el comportamiento del hueso es anisótropo; sin embargo, se puede modelar como un material elástico ortotrópico cuyas constantes de módulo de elasticidad

(E) en GPa, coeficiente de Poisson (ν) adimensional y el módulo de rigidez (G) en GPa, se muestran en la tabla 2 (Rapoff *et al.* 2000).

Condiciones de cargas y restricciones

Las condiciones de carga estática se aplican directamente sobre el hueso que simula el segundo metacarpiano, para transmitir las cargas desde el hueso hacia el fijador externo. El hueso que simula el radio distal se encuentra empotrado para restringir el movimiento de éste (Figura 2) y así conseguir simular el movimiento de la mano en presencia de cargas externas simples (Figura 3).

Tabla 2. Constantes elásticas del hueso cortical humano (Cowin, 1989)

Constante	Valor de la constante
E_1 (MPa)	12,00
E_2 (MPa)	13,40
E_3 (MPa)	20,00
G_{12} (MPa)	4,53
G_{13} (MPa)	5,61
G_{23} (MPa)	6,23
ν_{12}	0,376
ν_{13}	0,222
ν_{23}	0,235

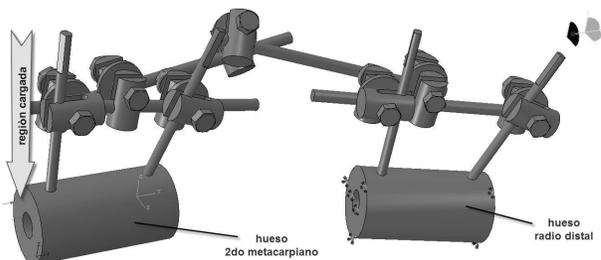


Figura 2. Condiciones de carga estática y restricciones del fijador externo

La interacción entre pares de contacto presentes en el modelo propuesto de fijador externo se consideran superficies completamente unidas, ya que la sujeción entre partes no permite un movimiento relativo apreciable entre las mismas, aun cuando todo el sistema pueda moverse (con la aplicación de una carga simple) respecto al hueso radio distal empotrado (Figura 4).

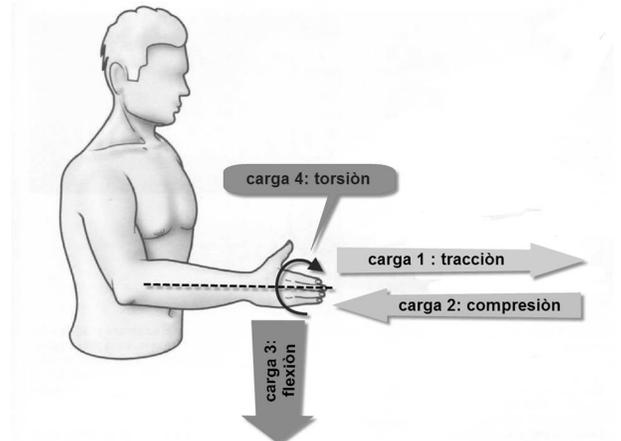


Figura 3. Cargas externas simples

Discretización mediante el MEF

La forma geométrica y el material de un cuerpo determinan el tipo de elemento de malla que puede ser utilizado para modelarlo.

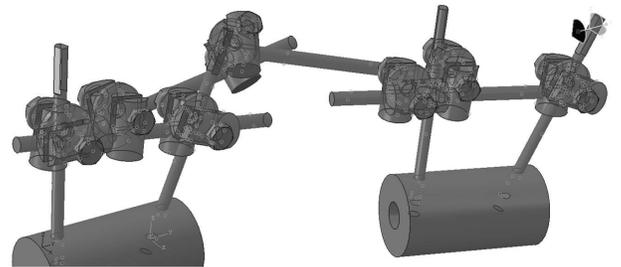


Figura 4. Pares de contacto presentes en el modelo

Con la ayuda del módulo de mallado de Abaqus/CAE, se logró determinar los tipos de elementos adecuados para el modelo de fijador externo propuesto, tomando en cuenta el comportamiento elástico lineal de los materiales del sistema a analizar para la revisión de la librería de elementos disponibles en Abaqus/Standard (Abaqus, 2008). Luego, los elementos que se eligieron fueron los siguientes:

C3D4: Elementos tetraédricos de primer orden de interpolación, con cuatro nodos en sus vértices, que se adaptan fácilmente a las geometrías irregulares en el modelo propuesto.

C3D8R: Elementos hexaédricos de primer orden de interpolación, con ocho nodos en sus vértices, y además con integración reducida que facilita el cálculo computacional para geometrías regulares como las barras.

Un mallado óptimo es aquel que permite obtener un resultado aproximado al real en conjunción con un rápido cálculo computacional (Zienkiewicz & Taylor, 1989). En el sistema

analizado se consideró un estado de carga a compresión de 0,00955 MPa determinándose la convergencia (Figura 5).

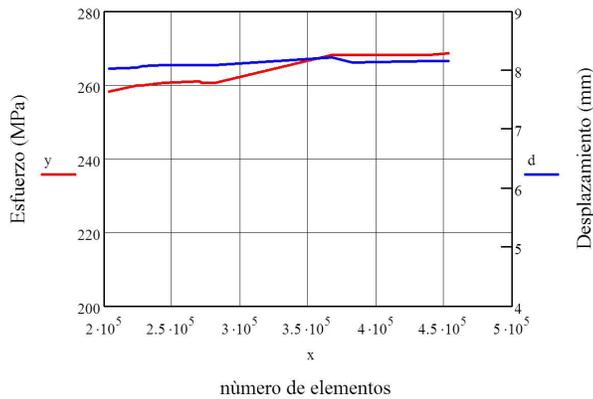


Figura 5. Análisis de sensibilidad de esfuerzos de von Mises y desplazamientos máximos

Finalmente con el análisis de sensibilidad se obtiene una discretización adecuada para el sistema analizado (Figura 6), quedando éste con un total de 453569 elementos 138955 nodos, distribuidos de la siguiente manera:

- C3D4: 418200 elementos
- C3D8R: 35369 elementos

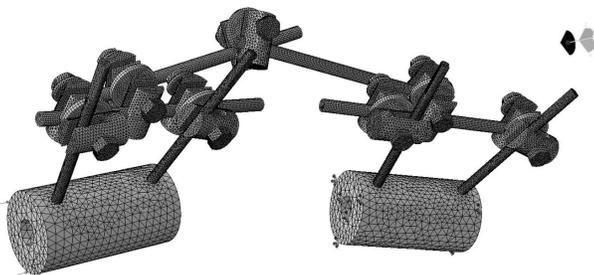


Figura 6. Densidad de malla óptima

ANÁLISIS DE RESULTADOS

Realizada la simulación en Abaqus/Standard v6.8-4 del modelo propuesto bajo la aplicación de diferentes estados de carga estática, se obtienen los esfuerzos equivalentes de von Mises; que se utiliza como un criterio para determinar la aparición de una falla en materiales dúctiles. Este criterio de falla establece que el esfuerzo de von Mises debe ser menor que el esfuerzo de fluencia del material (Shigley & Mischke, 2002).

Para determinar la capacidad del fijador al estar sometido a una carga, se varió el valor de la fuerza desde un mínimo para ir en aumento hasta verificar que el esfuerzo de von Mises esté muy cerca del esfuerzo de fluencia del material.

Luego con el módulo de visualización de Abaqus/CAE v6.8-4 que representa mediante colores los valores de los esfuerzos, se obtiene los esfuerzos de von Mises para los diferentes estados de carga a los cuales fue sometido el modelo.

A continuación se muestran los esfuerzos de von Mises en el fijador externo para los diferentes estados de carga:

Carga 1 – tracción:

Al variar el valor de la fuerza aplicada en el hueso 2do metacarpiano del modelo, se observa que los esfuerzos de von Mises se incrementan de forma directamente proporcional a la variable de la fuerza mientras que el factor de seguridad disminuye (figura 7).

El factor de seguridad es calculado mediante la ecuación 1:

$$N = \frac{\text{Esfuerzo de fluencia}}{\text{Esfuerzo de Von Mises}} \quad (1)$$

donde: el esfuerzo de fluencia para el material corresponde a 310 MPa.

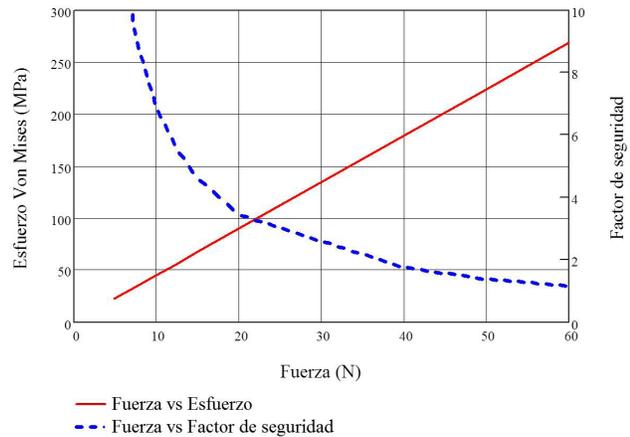


Figura 7. Fuerza de tracción aplicada vs. esfuerzo de von Mises y factor de seguridad en el modelo analizado

Con la aplicación de una fuerza de tracción de 50 N, el esfuerzo de von Mises es de 223,7 MPa, y se verifica que las regiones sometidas a grandes esfuerzos son las barras (Figuras 8, 9 y 10).

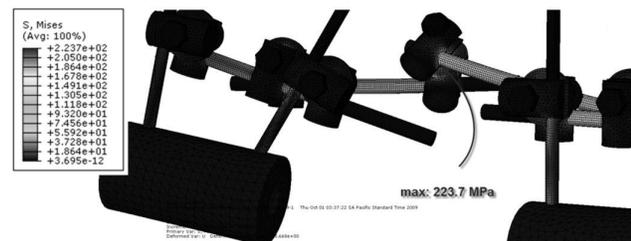


Figura 8. Distribución de esfuerzos de Von Mises para una fuerza de tracción de 50 N

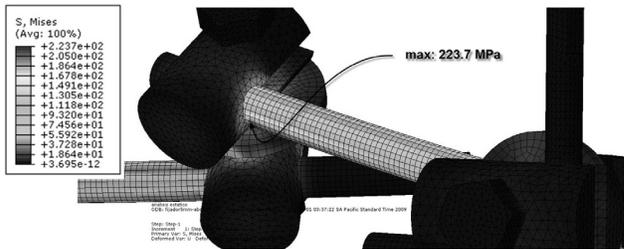


Figura 9. Detalle de la distribución de esfuerzos de Von Mises en la zona crítica

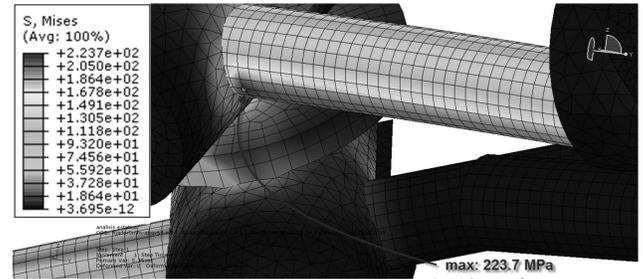


Figura 12. Detalle de concentración de esfuerzos en la barra

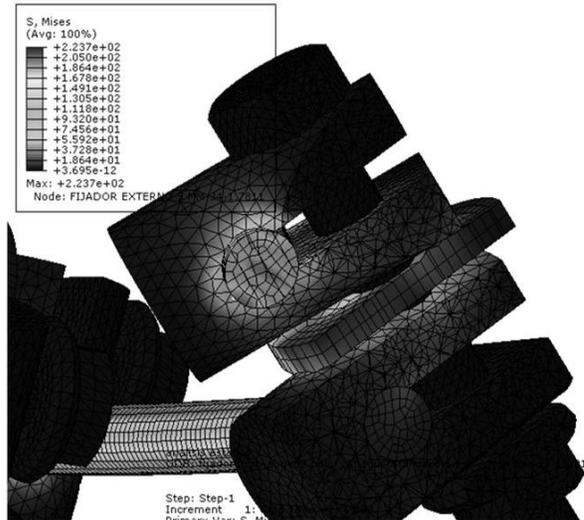


Figura 10. Detalle de la distribución de esfuerzos de von Mises en la sección transversal en la zona crítica

Carga 2 - compresión:

Aun cuando la carga aplicada es de compresión, los esfuerzos obtenidos en el fijador externo son iguales que para el caso anterior (Figura 8). Aplicando una fuerza de compresión de 50 N, el esfuerzo de von Mises es de 223,7 MPa y las regiones más esforzadas siguen siendo las barras (Figuras 11 y 12).

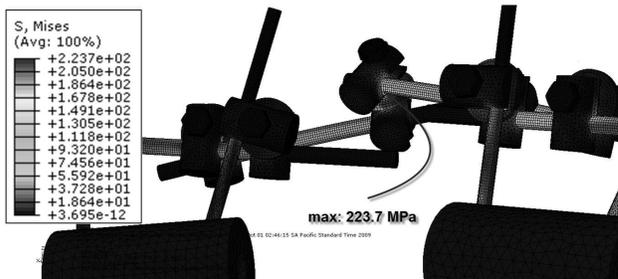


Figura 11. Distribución de esfuerzo de von Mises para una fuerza de compresión de 50 N

Carga 3 - flexión:

Al igual que con las cargas de tracción y compresión se varió el valor de la fuerza aplicada en el hueso 2do metacarpiano del modelo, con lo cual se incrementó los esfuerzos de von Mises de forma directamente proporcional a la variable de la fuerza mientras que el factor de seguridad disminuyó (Figura 13).

Aplicando una fuerza de flexión de 50 N, el esfuerzo de von Mises es de 288,6 MPa (Figuras 14 y 15), que al ser comparado con las cargas aplicadas tanto a tracción como a compresión se verifica que el fijador externo se encuentra en condición crítica cuando está sometido a la aplicación de la carga de flexión, resultando las barras como las regiones más esforzadas.

Carga 4 - torsión:

En el caso de la carga a torsión los esfuerzos generados en el fijador externo, son muy bajos en comparación con los otros estados de carga aplicados, el factor de seguridad disminuye con el aumento de carga y en relación con la ecuación 1 se observa que el esfuerzo de von Mises es mucho menor al esfuerzo de fluencia.

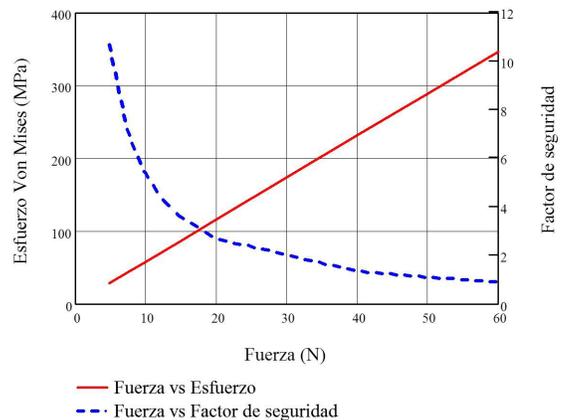


Figura 13. Fuerza de flexión aplicada vs. esfuerzo de von Mises y factor de seguridad en el modelo analizado

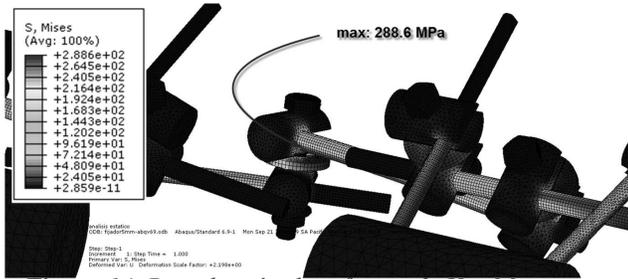


Figura 14. Distribución de esfuerzo de Von Mises para una fuerza a flexión de 50 N

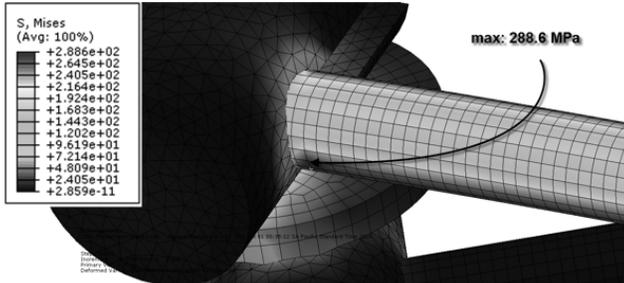


Figura 15. Distribución de esfuerzo de Von Mises para una fuerza a flexión de 50 N desde otra vista

Aplicando un momento torsor de 1500 N.mm el esfuerzo de von Mises es de 11,81 MPa (Figura 16) y se verifica que los esfuerzos se concentran en uno de los clavos de Schanz ubicados en el hueso 2do Metacarpiano (Figura 17).

De los resultados obtenidos, se observa que para la configuración dada del fijador externo, las barras son las partes en donde se produce la mayor concentración de esfuerzos tanto para cargas a tracción, compresión y flexión.

Además, se observa también que para cargas menores de 50 N tanto de tracción, compresión o flexión, el esfuerzo de von Mises es menor al esfuerzo de fluencia del material, lo cual indica que el material del fijador externo no falla. Siendo la carga a flexión la que presenta un factor de seguridad $N = 1,07415$ muy cercano al límite de fluencia del material.

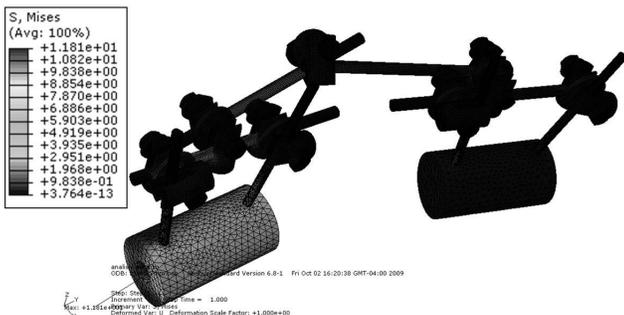


Figura 16. Distribución de esfuerzo de Von Mises para un momento torsor de 1500 N.mm

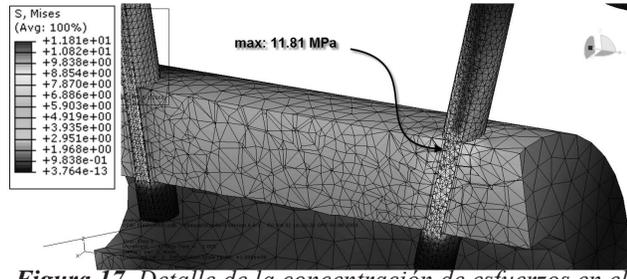


Figura 17. Detalle de la concentración de esfuerzos en el clavo de Schanz ubicado en el hueso 2do metacarpiano

CONCLUSIONES

El fijador externo unilateral biplanar analizado en este trabajo, ofrece una configuración sencilla para la reducción en fracturas de la extremidad distal del radio. En relación con el tipo de material que debe usarse para la fabricación del fijador no se necesita biocompatibilidad puesto que los clavos de Schanz son las únicas partes que están en contacto directo con el cuerpo. Luego, para fabricar el fijador externo se consideró construirlo con acero 304 por su disponibilidad en el mercado, por presentar una buena resistencia a la corrosión y por poseer propiedades mecánicas adecuadas para soportar las aplicadas.

No obstante, al evaluar el diseño final propuesto del fijador externo en el programa computacional comercial Abaqus/CAE v6.8-4, se determinó que la fuerza máxima aplicada a tensión, compresión o flexión para que el fijador externo no falle de acuerdo con el criterio de von Mises es de 50 N, y se observó que las regiones más esforzadas son las barras.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean manifestar su agradecimiento a la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Carabobo y a FUNDACITE-Carabobo por el apoyo académico y financiero otorgado para la realización de este trabajo.

REFERENCIAS

- ABAQUS. (2008). Abaqus/CAE version 6.8 User's Manual. © Dassault Systèmes.
- AO FOUNDATION. (2006). Obtenido de <http://www.aofoundation.org>
- ASTM - AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIAL. (1992). Annual Book of ASTM Standards, Part 46. Philadelphia: ASTM.

- CASTRO R., GALA M., GODOY T., PIÑERO A., QUEIPO E., RODRÍGUEZ J., RUÍZ M. Y SÁENZ F. (1995). Protocolos de diagnóstico y tratamiento, Traumatología y Cirugía Ortopédica . Sociedad Andaluza de Taumatología y Ortopedia. 1ª Edición , 33-35, 69-71.
- COWIN, S. (1989). Bone Mechanics. Boca Raton, Florida CRC Press, Inc.
- MARTÍNEZ, G., GONZÁLEZ, C., CERROLAZA, M. (2000). Aplicación del método de elementos finitos para el análisis y diseño de fijadores externos con transportación ósea. Facultad de Ingeniería, Universidad Central de Venezuela, Centro de Bioingeniería, Instituto de Materiales y Modelos Estructurales.
- MURTY, Y. V. (2003). Use of stainless steel in medical applications. Proceedings of the Materials & Processes for Medical Devices Conference 2003 (ASM International), 289-293.
- RAPOFF, A., KOHLES, S., VANDERBY JR., R. (2000). Orthotropic index for bone. 46th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society , 11-15 March. Orlando, Florida.
- SHIGLEY, J. E. & MISCHKE, C. R. (2002). Diseño en ingeniería mecánica (6ta. ed.). McGraw – Hill.
- ZIENKIEWICZ, O. C. & TAYLOR, R. L. (1989). The Finite Element Method (4ta ed., Vol. 1). McGraw-Hill.