

## DISEÑO DE UNA PLACA DE COMPRESIÓN DINÁMICA PARA ANTEBRAZO

BRIZEIDA GÁMEZ <sup>1,2</sup>, DAVID OJEDA <sup>1,2</sup>, RICHARD BLANCO <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universidad de Carabobo, Escuela de Ingeniería Mecánica,  
Naguanagua, Venezuela. e-mail: bgamez@uc.edu.ve

<sup>2</sup> Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo, Naguanagua, Venezuela

Recibido: febrero 2013

Recibido en forma final revisado: octubre 2013

### RESUMEN

Se presenta el diseño de una Placa de Compresión Dinámica (DCP) para reducción de fracturas en el antebrazo. Para ello es evaluada la distribución de esfuerzos en diversas condiciones de cargas; tales como compresión, flexión y torsión, empleando un programa computacional basado en el Método de Elementos Finitos (MEF), específicamente ABAQUS versión 6.8. Los resultados obtenidos, a partir del modelo analizado, reflejan como los estados más críticos los producidos por el efecto del momento flector y el momento torsor. Posteriormente, se lleva a cabo un ensayo experimental aplicando carga a compresión a un modelo placa-barra-tornillos mediante la máquina de ensayo GALDABINI 34/M, verificando la concentración de esfuerzos alrededor de los agujeros de la placa y algunas zonas de contacto entre el hueso y la placa. Finalmente, se compara el comportamiento de la placa con los resultados numéricos, validando las condiciones de carga para las cuales es diseñado el dispositivo de osteosíntesis.

*Palabras clave:* Placa de compresión dinámica, Antebrazo, Método de Elementos Finitos.

### OSTHEOSYNTHESIS DEVICE DESING USING ELASTOSTATICS NUMERICAL ANALYSIS

#### ABSTRACT

The design of a Dynamic Compression Plate (DCP) used for the forearm bone fracture reduction is presented. For this propose, the stress distribution on the plate is evaluated for various load conditions, such as compression, bending, and torsion, using a tool based on the Finite Element Method (FEM), specifically ABAQUS version 6.8. The results obtained from the model reflect the most critical states produced by the effect of the bending moment and torque. Subsequently, a test experimental is carried out employing compression load applied to a pattern plate-bar-screws through the testing machine GALDABINI 34/M, verifying the stresses concentration around the holes of the plate and the some contact areas between the bone and plate. Finally, is compared the behavior of the plate with the numerical results, validating the loading conditions for which the device is designed osteosynthesis.

*Keywords:* Dynamic compression plate, Forearm, Finite element method.

### INTRODUCCIÓN

Las fracturas de antebrazo provocadas por accidentes de tránsito, accidentes laborales e impactos por armas de fuego, son una causa común de ingreso a los centros de salud en Venezuela (Agreda, 2012). Existen diversas alternativas para reducir este tipo de fracturas dependiendo de la complejidad de la misma, entre las cuales se pueden considerar: el yeso, los fijadores externos, las placas de fijación, los clavos intramedulares, entre otros.

En algunos casos, la exigencia para una reducción perfecta obliga al tratamiento quirúrgico para lo cual se emplean dispositivos de fijación interna, específicamente placas, cuya finalidad es la reducción anatómica preservando los tejidos blandos durante el periodo de consolidación de la fractura. Sin embargo, aunque las placas son los dispositivos de osteosíntesis más empleados en la reducción de fracturas de antebrazo, actualmente el sistema de salud pública en Venezuela las importa a un elevado costo, situación que genera largas esperas por parte de los pacientes de escasos recursos.

Dado lo anterior, el Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo conjuntamente con el equipo médico del área de traumatología del Hospital Universitario Dr. “Ángel Larralde”, se han propuesto obtener el diseño y construcción de una placa de compresión dinámica para reducción de fracturas del antebrazo.

El diseño de placa de compresión dinámica está basado en la norma de la Asociación de Osteosíntesis (AO) en la que se disponen para la reducción de este tipo de fracturas de antebrazo, placas de 3,5 mm, y se incluyen características adicionales para un mejor desempeño en el periodo de consolidación de la fractura (AO Foundation, 2006). Por otra parte, para el diseño de ingeniería se emplea el programa computacional de solución de problemas empleando elementos finitos ABAQUS versión 6.8 (Abaqus, 2008) para evaluar los esfuerzos y los desplazamientos a los cuales se somete la placa en condiciones de operación, para optimizar todos los parámetros de diseño y pronosticar los posibles riesgos por defectos que pudieran presentarse en el dispositivo.

Finalmente, la placa es construida y ensayada bajo una carga a compresión sobre dos barras de acero inoxidable fijada con tornillos, en la máquina de ensayo GALDABINI 34M, obteniendo resultados favorables en el funcionamiento y desempeño del implante, verificando la correspondencia entre los resultados experimentales y los numéricos con errores mínimos.

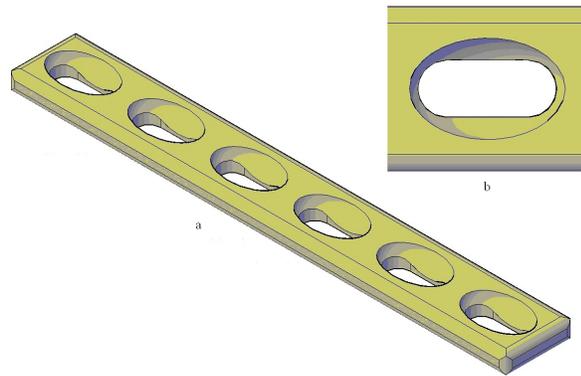
## DISEÑO DE LA PLACA

La placa propuesta a continuación es el resultado del rediseño de modelos previamente existentes. Este proceso se llevó a cabo considerando implantes comerciales los cuales se adaptaron a los requerimientos del traumatólogo quien, específicamente, solicitaba sistemas de fijación interna con el menor espesor posible. En la Figura 1 se muestra el modelo de la placa de compresión dinámica para antebrazo.

La placa DCP es de seis agujeros, (Figura 1), los cuales sirven para fijar la placa al hueso mediante el uso de tornillos de 3,5 mm de diámetro con cabeza redondeada (Müller *et al.* 1990).

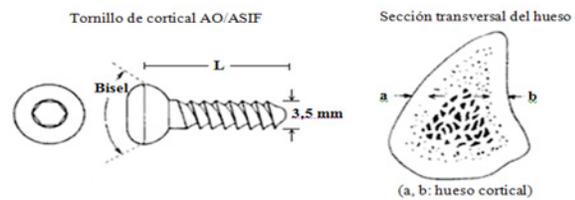
La particular geometría del orificio base consiste en la intersección de cuatro sólidos, una semi elipse en revolución de 180°, una esfera, un rectángulo y dos cilindros de base redonda. La finalidad de esta geometría es permitir al médico inclinar los tornillos un ángulo de más o menos 25° a ambos lados para efectuar compresión en cualquiera de

las direcciones de inclinación.



**Figura 1.** Placa de compresión dinámica para antebrazo de 3.5mm, a) Vista isométrica de la placa, b) Detalle de agujero de la placa

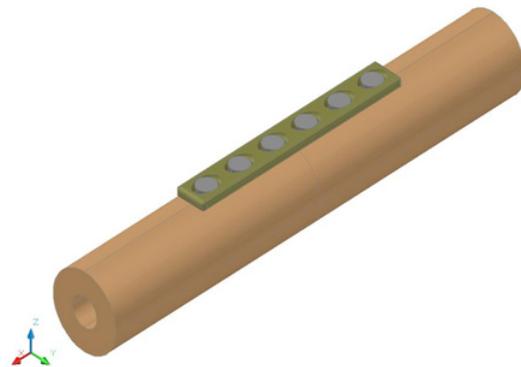
Los tornillos de cortical presentan rosca en todo su vástago y existen diferentes medidas para los distintos tamaños de los huesos (Muller *et al.* 1990) (Figura 2).



**Figura 2.** Tornillos de cortical con cabeza redondeada de 3,5 mm de diámetro usados para fijar la placa al hueso (Fuente: Muller *et al.* 1990).

## Sistema analizado

Para la placa sólida se genera un modelo en el cual se aprecia la interacción entre la placa, el hueso y los tornillos de fijación (Figura 3), simulando el sistema global abajo descrito.



**Figura 3.** Sistema analizado placa-hueso-tornillos de fijación

**Placa:** El modelo corresponde a la geometría de la placa sólida para tornillos AO/ASIF de 3,5 mm de diámetro descrita anteriormente, con espesor de 3 mm, ancho de 10 mm y una longitud de 73 mm.

**Hueso:** Se representan como dos cilindros huecos con un diámetro externo de 23 mm e interno de 9 mm, con longitud de 75mm cada cilindro, en contacto en el extremo medio con el fin de representar una fractura transversal.

**Tornillos de fijación:** Seis cilindros con cabeza redondeada simulan los tornillos de fijación atravesando ambas corticales, 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 (González, 2005), en los cuales se sugiere ignorar la repercusión de la médula ósea dado que no se transmiten cargas significativas.

Para el sistema global se lleva a cabo un análisis estático tridimensional con cargas constantes, y se evalúa la distribución de tensiones que se presentan bajo los siguientes estados de carga: compresión, flexión y torsión, ya que las principales sollicitaciones mecánicas generadas en los huesos causan estos efectos en cualquier implante (Woo *et al.* 1983).

Los valores de carga considerados para esta investigación, son estimados para condiciones críticas, aunque éstas puedan variar mediante la remodelación ósea, por lo que la placa es diseñada para un grado limitado de exigencias. (Tabla 1).

**Tabla 1.** Carga consideradas para el sistema analizado placa-hueso-tornillos de fijación (Fuente: Markolf *et al.* 1998).

Carga Axial	Momento Flector	Momento Torsor
50N	4500 N.mm	287,5 N.mm

## Materiales

Los metales 316, 316L, aleaciones de titanio, aceros de bajo contenido de carbono, son materiales que se usan en dispositivos de osteosíntesis, siendo el material seleccionado para el diseño y fabricación de la placa el acero AISI 316L de calidad para implantes, recomendado por la norma AO

(AO Foundation, 2006). Se trata de un acero inoxidable austenítico al molibdeno y de bajo carbono, llamado acero quirúrgico por sus múltiples aplicaciones en medicina (Murty, 2003)

La Tabla 2 muestra las propiedades del acero inoxidable 316L (se considera un comportamiento elástico lineal), donde: (L) es límite elástico, (S) resistencia a la rotura, (A) máximo alargamiento, (E) módulo elástico, (Sf) resistencia a la fatiga y ( $\nu$ ) relación de Poisson.

**Tabla 2.** Propiedades mecánicas del material acero 316L (recocido) empleado en los implantes (Fuente: Comín *et al.* 1999).

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

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 (Rapoff *et al.* 2000).

## Condiciones de carga y restricciones

Las condiciones de carga se aplican directamente sobre el hueso, de manera de conseguir la transmisión de esfuerzos desde el hueso y tornillos hacia la placa.

Una vez creado el material de cada parte del modelo, el ensamblaje de todo el conjunto y los pasos con los cuales serán aplicadas las condiciones de contorno, es posible pasar a la siguiente fase donde se crean las interacciones de contacto, las restricciones de movimiento y la aplicación de cargas.

En el modelo se simulan las interacciones entre la placa, el hueso y los tornillos de fijación mediante los pares de contacto del tipo *superficie-superficie atados*; se encuentra entre ellos el contacto por: las dos porciones de hueso, el del hueso y los tornillos, los tornillos y la placa y, finalmente, la placa y el hueso. De lo anterior, se originan veintisiete (27) pares de contacto, garantizando un buen ensamblaje del sistema y la correcta transmisión de cargas. Además, con el uso del contacto es posible calcular grandes deformaciones de manera muy eficiente, con amplios deslizamientos y modelos de fricción más elaborados.

En el hueso se restringieron todos los desplazamientos considerándose como empotrado la zona proximal, para

simular la sujeción al codo, restringiendo así los seis grados de libertad de movimiento; por otra parte, las cargas fueron aplicadas del lado opuesto al empotramiento en el hueso, tal como se muestra en las Figuras 4, 5-a y 5-b.

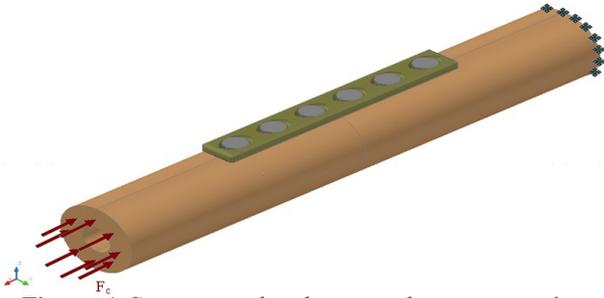


Figura 4. Sistema analizado sometido a compresión

Las cargas a las cuales se somete el sistema global, no se aplican directamente sobre la placa sino sobre el hueso cortical. De esa manera, los esfuerzos se transmiten del hueso a los tornillos y de los tornillos a la placa. Por otra parte, la flexión se simula con respecto al plano xy, dicho efecto tiende a abrir la fractura, y la torsión con respecto al eje x, de manera que todos los esfuerzos sean absorbidos por la placa.

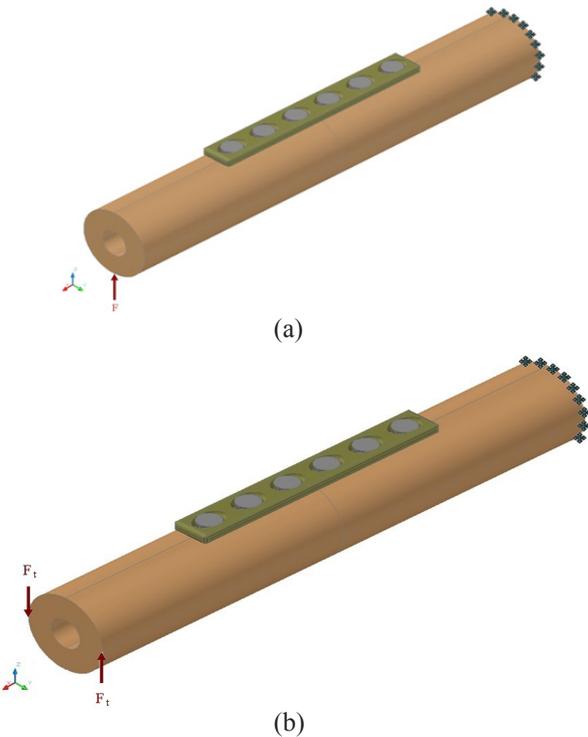


Figura 5. Sistema placa-hueso-tornillos de fijación.

(a) Sujeto a momento flector.

(b) Sometido a momento torsor

La carga axial seleccionada  $F = 50 \text{ N}$  (Markolf *et al.* 1998), genera un esfuerzo de compresión en la sección transversal del hueso cortical, (Figura 4). El valor de dicho esfuerzo viene dado por:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (1)$$

donde:  $A$  es el área de la sección transversal del hueso cortical, dado por:

$$A = \frac{\pi}{4}(D_{\text{externo}}^2 - D_{\text{interno}}^2) \quad (2)$$

sustituyendo en la ecuación (1) se obtiene que  $\sigma = 0,14 \text{ MPa}$ .

El momento flector,  $M = 4.500 \text{ N}\cdot\text{mm}$ , se modela como una fuerza puntual ( $F$ ) que actúan en la parte inferior del extremo libre del hueso cortical (Figura 5). El valor de la fuerza se determina de la siguiente manera:

$$M = F \cdot L \quad (3)$$

donde:  $L$  es la longitud total de la suma de los cilindros que simulan las porciones del hueso fracturado, con lo que se obtiene de la expresión (3) que  $F_f = 30 \text{ N}$ .

#### Discretización del sistema por el MEF

Por las características geométricas del sistema placa-hueso-tornillos y de acuerdo a las particularidades en los agujeros de la placa se crea un mallado libre para todo el conjunto empleando elementos tetraédricos. Todos los cuerpos del sistema fueron mallados con C3D10M definido por diez nodos y con tres grados de libertad en cada uno.

Una vez creados los elementos mediante el mallado libre, se realiza el primer mallado y se refina la malla hasta obtener la convergencia del modelo, se discretiza con una malla más refinada en las zonas cercanas a los orificios, ya que es en estas regiones donde se presentan los mayores tensiones, a su vez se refinan los contactos para garantizar que no haya superposición de elementos entre las superficies. Finalmente se obtiene una discretización del sistema placa-huesos-tornillos con un total de 159.748 elementos, distribuidos de la siguiente manera:

**Placa:** 94.013 elementos, 147.605 nodos.

**Huesos:** 52.440 elementos, 80.410 nodos.

**Tornillos:** 13.295 elementos, 23.433 nodos la suma de los seis tornillos.

Cabe destacar que se realizan dos estudios para el sistema placa-hueso-tornillos, el primero cuando las dos mitades de hueso están en contacto en el extremo medio, y un segundo análisis para las dos porciones de hueso con una separación entre ellos de 1 mm. Para cada situación se realiza el análisis de sensibilidad, ya que el comportamiento de cada sistema es particular.

## RESULTADOS NUMÉRICOS

Una vez realizada la simulación del modelo bajo los diferentes estados de carga, se determinan las tensiones de Von Mises, ya que dicha teoría es la más exacta para 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 (Norton, 1999).

El primer estudio corresponde a la situación en la cual se logra el contacto entre los dos extremos fracturados, en la Figura 5 y 13 se muestra la distribución de tensiones de Von Mises del modelo sometido a compresión, en el cual se obtuvo un esfuerzo máximo de:

$$\sigma_{VM \text{ compresión (máximo)}} = 7,398 \text{ MPa}$$

Dicho esfuerzo ocurre sobre la placa destacándose la concentración de esfuerzos alrededor de los agujeros de la placa y en algunas zonas del hueso cercanas a los tornillos extremos (Figura 6).

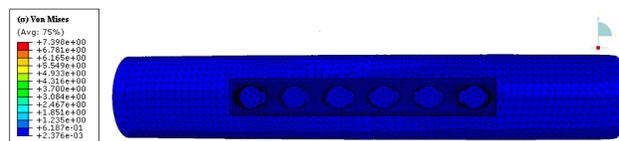


Figura 6. Distribución de tensiones de Von Mises y desplazamientos del modelo sometido a compresión

La distribución de tensiones de Von Mises generadas en el modelo cuando se encuentra sometido a un momento flector alrededor del eje Y, el cual tiende a abrir la fractura, se presenta con mayor intensidad alrededor los agujeros, obteniéndose un máximo de:

$$\sigma_{VM \text{ flector (máximo)}} = 95,10 \text{ MPa}$$

El esfuerzo máximo bajo esta condición permanece en los extremos de la placa, en la zona de contacto con el tornillo cuando se transmite la carga.

Finalmente, se obtiene la distribución de esfuerzos de Von Mises para la aplicación de un momento torsor de 287,5

N.mm en el plano YZ, nuevamente la concentración de tensiones en la placa se presenta alrededor de los tornillos, obteniéndose un máximo de:

$$\sigma_{VM \text{ torsión (máximo)}} = 82,04 \text{ MPa}$$

El siguiente análisis corresponde a la condición más crítica para el modelo, simulada con una separación, de 1 mm, entre los extremos de huesos fracturados (AO Foundation, 2006); en este caso la placa funciona como un puente entre dichos extremos.

La Figura 7 muestra la distribución de tensiones de Von Mises para el conjunto sometido a compresión, para tal condición existe concentración de esfuerzos alrededor de los orificios en la zona media de la placa donde se encuentra la discontinuidad en el hueso, la máxima tensión encontrada en la placa es de:

$$\sigma_{VM \text{ compresión (máximo)}} = 234,8 \text{ MPa}$$

El máximo desplazamiento en el eje x que se genera en el modelo cuando es sometido a compresión, se muestra en la Figura 7, es de:

$$\delta_{\text{Numérico}} = 0,05768 \text{ mm}$$

En la aplicación del momento flector se obtiene una distribución de tensiones similar al estudio de compresión, observándose mayor concentración de esfuerzos en las zonas cercanas a la fractura en comparación con los

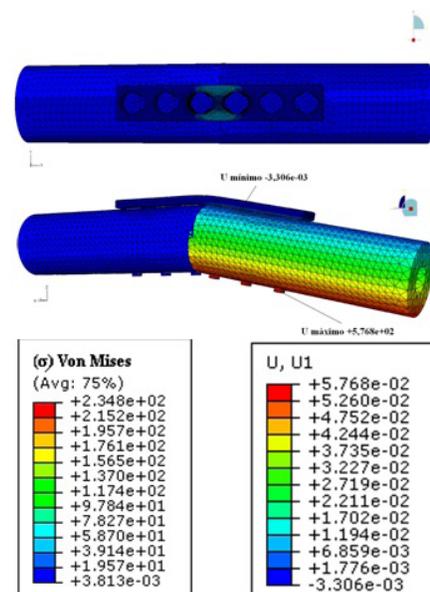
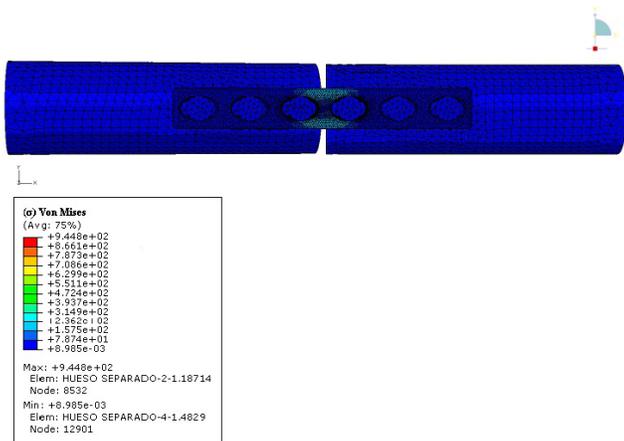


Figura 7. Distribución de tensiones de Von Mises y desplazamientos del modelo sometido a compresión para el hueso con una separación de 1 mm entre los extremos de huesos fracturados

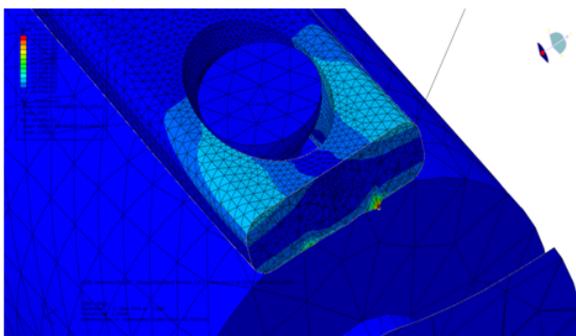
ensayos previos. Los valores de los esfuerzos se muestran en la Figura 8, para esta condición se obtiene una tensión máxima de:

$$\sigma_{VM \text{ flector (máximo)}} = 944,8 \text{ MPa}$$



**Figura 8.** Distribución de tensiones de Von Mises del modelo sometido a momento flector para el hueso con una separación de 1 mm entre los extremos de huesos fracturados

En la Figura 9 se muestra el detalle del modelo sometido a flexión, lográndose apreciar la zona de la placa más esforzada mientras que en la Tabla 3 se puede observar las diferencias entre los esfuerzos máximos resultantes en la placa, para cada estado de carga y los modelos considerados.



**Figura 9.** Detalle del sistema placa-hueso-tornillos de fijación del modelo sometido un momento flector, para el hueso con una separación de 1 mm entre los extremos fracturados

**Tabla 3.** Esfuerzos máximos de Von Mises resultante en la placa para los dos modelos estudiados

Estado de Carga	Con hueso en contacto (MPa)	Con hueso separado 1mm (MPa)
Compresión	7,398	234,8
Flexión	95,10	944,8
Torsión	82,04	886,3

De los resultados obtenidos se puede concluir que considerando las porciones de hueso en contacto, bajo condiciones normales, la placa resiste los esfuerzos a los cuales ha sido sometida. El esfuerzo máximo ocurre cuando el modelo está sujeto a momento flector, pero en ninguno de los estados de carga el esfuerzo máximo supera el límite elástico del Acero 316L (240 MPa a compresión y 300 MPa a tracción), por lo que el diseño puede ser empleado normalmente bajo estas condiciones.

Por otra parte, el factor de seguridad para materiales dúctiles bajo carga estática, puede calcularse a partir de la ecuación (5) (Norton, 1999):

$$N = \frac{S_y}{\sigma_{VM}} \quad (5)$$

donde:  $S_y$  representa el límite elástico del material y  $\sigma_{VM}$  el esfuerzo máximo de Von Mises. Empleando la ecuación 5 se obtiene un factor de seguridad:  $N = 3,15$ .

Sin embargo, para el modelo analizado con una separación de 1 mm de entre las porciones de hueso, la placa resiste los esfuerzos generados a compresión, pero no resistiría un estado de esfuerzos sometido a flexión y a torsión; dado que la placa en esta situación se encuentra absorbiendo todos los estados de carga, por lo que no responde de forma segura si es sometida a estas condiciones.

Generalmente en las placas DCP no debería ocurrir la situación en la cual el hueso quede separado, es por ello que en este diseño de los agujeros, la placa permite desplazarse medio milímetro más que en otras placas del mismo tipo, para garantizar que las condiciones mencionada no se generen.

El resultado del factor de seguridad, se justifica si se considera la existencia de situaciones en las cuales el usuario puede someter la placa a condiciones de sobrecarga; por ejemplo, no hay forma de evitar que alguien intente levantar un peso o que sufra una caída.

## RESULTADOS EXPERIMENTALES

Una vez realizada la construcción de la placa de compresión dinámica, se lleva a cabo un ensayo experimental con el propósito de verificar las condiciones de diseño de la placa y su comportamiento cuando es sometida a una carga de compresión de 50 N, valor de referencia empleado en el análisis numérico, mediante la máquina de ensayo de compresión y tracción GALDABINI N° 34/M comparando así los resultados alcanzados en la prueba con los del

análisis numérico.

Para realizar esta prueba, se emplea una placa de compresión dinámica de acero inoxidable 316L de seis agujeros, cuyas dimensiones específicas son de espesor de placa 3 mm, ancho de placa 10 mm y longitud de placa 73 mm (Figura 10).



**Figura 10.** Modelo construido de la placa para la fijación de fractura del antebrazo

Adicionalmente se utiliza una barra de acero AISI 304 de 22mm de diámetro, que simula la porción ósea a la cual se fija la placa, cuatro tornillos de 1/8" de diámetro con tuercas y una máquina de ensayos GALDABINI N° 34/M para aplicar la carga de compresión de 50N; cabe destacar que la selección del material de las barras se lleva a cabo sobre la base de que él mismo tiende a elongarse menos que el material de la placa lo que garantiza que las tensiones se transfieran directamente a la placa y se pueda evaluar efectivamente el desplazamiento de la misma.

Se prepara el montaje de manera que exista una separación entre barras de 1 mm, tal como se ha considerado en el análisis numérico, como se muestra en la Figura 11 y posteriormente se coloca en la máquina de ensayo a compresión para iniciar la aplicación de la carga.



**Figura 11.** Ensamble del sistema placa-tornillos

El ensayo se llevó a cabo con una velocidad de mordaza de 2 mm/min., asignando a la maquina una fuerza máxima en las mordazas de 500 N. Para estas condiciones se procede a realizar el experimento ejerciendo carga al sistema placa-barra-hueso, como se indica en la Figura 12.

Una vez asignada la carga máxima a la máquina, el ensayo se detuvo para una carga aplicada de 147 N, evaluando el comportamiento de la placa cuando esta fuerza está actuando, resultando un comportamiento satisfactorio ante dichos estados de esfuerzos, con un desplazamiento axial de mordaza de 0,155 mm. Seguidamente se continuó el ensayo hasta alcanzar una carga de 504 N, observándose un desplazamiento en el modelo de 0,351 mm; sin embargo,

bajo estos resultados las dos porciones de barras no llegan a chocar entre sí, cuando es sometida a esta carga, descartando la posibilidad de que las barras de acero hayan absorbido la carga en sustitución de la placa. En la Figura 13 se muestra la curva de comportamiento de carga aplicada en relación con el desplazamiento con una carga máxima de 147 N, cuando las mordazas han alcanzado el contacto con el modelo.



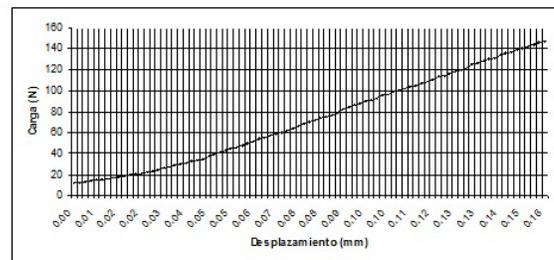
**Figura 12.** Montaje del sistema placa-barra-tornillos en la máquina GALDABINI

El desplazamiento de la mordaza y del modelo, para una carga de 50 N, corresponde a:  $\delta_{\text{Experimental}} = 0,058 \text{ mm}$

El resultado numérico para la placa sometida a 50 N de compresión y para la condición del hueso separado 1 mm en la zona de fractura es:  $\delta_{\text{Numérico}} = 0,05768 \text{ mm}$

Comparando el resultado numérico con el experimental se obtiene un porcentaje de error de: %E = 0,55

De esta manera con los resultados alcanzados se comprueba que la placa resiste las condiciones para la cual fue diseñada.



**Figura 13.** Carga aplicada vs. desplazamiento axial para el modelo sometido a compresión

## CONCLUSIONES

Se presenta el diseño y construcción de una placa interna de compresión dinámica para la reducción de fracturas diafisiarias del antebrazo, cuyas características geométricas mejoran el desplazamiento axial en la compresión del hueso, disminuyendo los riesgos de cortes en los tejidos cercanos al área fracturada.

El material biocompatible seleccionado para la construcción de la placa es el acero inoxidable 316L, ya que el mismo se comercializa en Venezuela, adicionalmente este material es recomendado por la norma AO (AO Foundation, 2006).

El diseño de la placa ofrece la posibilidad de inclinar los tornillos de cortical a un ángulo de 25° con respecto al eje longitudinal del hueso, esta ventaja permite que la placa sea capaz de ajustarse a fracturas complejas presentes en el antebrazo. Con lo anterior se verifica que los agujeros cumplen con el perfil de leva deslizante. El costo de fabricación de la placa representa el 30% del precio de una placa importada, utilizada actualmente en los centros hospitalarios.

Se logra optimizar la placa a través de los resultados numéricos obtenidos empleando la herramienta computacional para la solución de problemas por elementos finitos ABAQUS 6.8 (Abaqus, 2008), lográndose un comportamiento satisfactorio de la placa ante las sollicitaciones exigidas por las cargas de compresión, flexión y torsión aplicadas en el estudio.

Las regiones más vulnerables a la falla en la placa son los orificios, dado que se comportan como concentradores de esfuerzos, obteniéndose en dichas regiones las tensiones más elevadas y encontrándose una distribución más o menos uniforme alrededor de todos los agujeros e incrementándose en un 40% aproximadamente en los más cercanos a los extremos de la placa.

Para el caso cuando la fractura no puede ser reducida completamente mediante la compresión dinámica y no se logra el contacto entre las dos porciones ósea por colocación inadecuada de la misma o por complejidad en la fractura, la placa queda expuesta absorbiendo todas las cargas aplicadas; es decir, funciona en la condición más desfavorable generándose esfuerzos que sobrepasan la resistencia de fluencia y última del material cuando es sometida a flexión y torsión, siendo capaz de soportar únicamente los esfuerzos de compresión, generándose las tensiones más altas en los agujeros cercanos a la fractura.

Finalmente, con el resultado experimental se ha comprobado el comportamiento del modelo placa-barra-tornillos cuando es sometido a una carga de compresión de 50 N, obteniendo un error porcentual de 0,55%, pudiéndose verificar que los resultados son aproximados, y la placa diseñada resiste las condiciones a la cual fue sometida, el efecto de compresión que produce la geometría de los orificios fue sustentado por (Ducroc & López, 2009) y el ensayo de biocompatibilidad y regeneración ósea descrito por (Rodríguez & Osorio,

2009) cuando experimentaron sobre un animal.

## REFERENCIAS

- ABAQUS. (2008). Abaqus/CAE version 6.8 User's Manual. © Dassault Systèmes.
- AGREDA, I. (2012). Entrevista personal. Servicio de Traumatología y Ortopedia. Hospital Universitario Dr. Ángel Larralde, Naguanagua, Venezuela.
- AO FOUNDATION. (2006). Obtenido de <http://www.aofoundation.org>
- 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.
- DUCROC, J. & LÓPEZ, N. (2009). Diseño y construcción de una placa DCP para tibia. Universidad de Carabobo, Centro de Biomecánica. Venezuela.
- GONZÁLEZ, Y. (2005). Diseño de una placa angulada para osteotomía, Universidad Central de Venezuela, Centro de Bioingeniería.
- MARKOLF, K. L., LAMEY, D., YANG, S., MEALS, R., HOTCHKISS, R. (1998). Radiolunar load sharing in the forearm. *Journal of bone and Joint Surgery*, 80a:6.
- MÜLLER, M. E., NAZARIAN, S., KOCH, P., SCHATZKER, J. (1990). *The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones*. Berlin: Springer - Verlag.
- MURTY, Y. V. (2003). Use of stainless steel in medical applications
- NORTON, R. (1999). *Diseño de Máquinas*. Mexico: Prentice Hall.
- RAPOFF, A., KOHLES, S., VANDERBY JR. R. (2000). Orthotropic index for bone. *Proceeding of the 46th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*. Orlando, Florida, 11-15 March.
- RODRÍGUEZ, D. & OSORIO, A. (2009). Diseño y construcción de una placa de fijación para radio distal, Universidad de Carabobo, Centro de Biomecánica
- WOO, L. Y., SIMON, B., AKESON, W., GÓMEZ, M., SEGUCHI, Y. (1983). A new approach to the design of internal fixation plates. *Journal of Biomedical Materials Research*, 17: 429-39.