

## **DISEÑO, ANÁLISIS Y FABRICACIÓN DE UNA PLACA ANGULADA PARA TRATAMIENTO ORTOPÉDICO EN NIÑOS AFECTADOS POR PARÁLISIS CEREBRAL**

**Yomar A. Gonzalez<sup>\*</sup>, Othman Falcón<sup>\*</sup>, y Miguel E. Cerrolaza<sup>\*</sup>**

<sup>\*</sup> Centro de Bioingeniería  
Universidad Central de Venezuela,  
Urb. Los Chaguaramos, Caracas, Venezuela  
e-mail: gonzalyo@gmail.com.

**Key words:** Parálisis Cerebral, Placa para osteotomía, diseño, análisis FEM, fabricación.

**Abstract.** *Esta investigación esta orientada al diseño de un nuevo modelo de placa angulada para osteotomías, orientada al tratamiento ortopédico en miembros inferiores de niños afectados por parálisis cerebral. El diseño propuesto es el resultado de estudios y análisis comparativo aplicando el Método de los Elementos Finitos, mediante la imposición de condiciones de contorno que reprodujeron un estado de carga patológica típica, en condición estática. La reconstrucción tridimensional de la geometría ósea se obtuvo a través del modelado 3D de la data suministrada por un estudio de resonancia magnética (MRI data), realizado al fémur derecho de una niña de 5 años de edad con parálisis tipo: cuadriplegia espástica. Para generar el modelo computacional, se utilizaron elementos tetraédricos de cuatro nodos, con materiales caracterizados con propiedades elásticas, isotrópicas y homogéneas. Los resultados obtenidos fueron coherentes con el comportamiento mecánico esperado para este tipo de dispositivos, posterior a la realización de una cirugía correctiva del miembro deformado por la condición patológica neuromuscular presente.*

*La investigación también plantea el estudio de procesos de fabricación para la producción del prototipo de la placa angulada.*

## 1 INTRODUCTION

La espasticidad es una condición neurológica que causa un incremento del tono muscular en el individuo. Los músculos espásticos carecen de un proceso contracción-expansión normal durante su actividad diaria, lo que hace que permanezcan permanentemente contraídos por largos períodos<sup>17</sup>. Esta condición patológica influye en el correcto desarrollo de los miembros inferiores causando, entre otras cosas, un incremento excesivo en el ángulo de antervención femoral. La rotación interna de la cadera tiene una fuerte influencia sobre las sollicitaciones presentes en el fémur proximal, y hace que los niños afectados desarrollen un patrón de marcha incorrecto, el cual debe ser corregido tan pronto como sea posible. Muchos de esos niños, ni siquiera pueden permanecer en pie sin ayuda de terceros o de dispositivos de ayuda a la marcha<sup>18</sup>.

El tratamiento más común utilizado en el Hospital Ortopédico Infantil de Caracas (Caracas-Venezuela) consiste en realizar una osteotomía intertrocanterica transversal en el fémur proximal, realizar la corrección ortopédica y asegurar su fijación mediante el uso de placas AO/ASIF. Esta excelente técnica permite la rotación y el desplazamiento de los fragmentos óseos simultáneamente. De esta manera, el ángulo de antervención se reduce y el fragmento distal es posicionado correctamente dependiendo de las necesidades particulares<sup>14</sup>.

Sin embargo en la mayoría de los casos, la rigidez del hueso se ve comprometida por la presencia de una densidad ósea pobre, causada por la poca o ninguna actividad física diaria<sup>14,15</sup>. Esta situación incrementa enormemente el riesgo de fractura luego de que el sistema AO es posicionado, debido a la gran diferencia de rigideces entre ambos materiales, tal como se muestra en la figura 1. El riesgo esta presente incluso durante un estado de reposo absoluto.

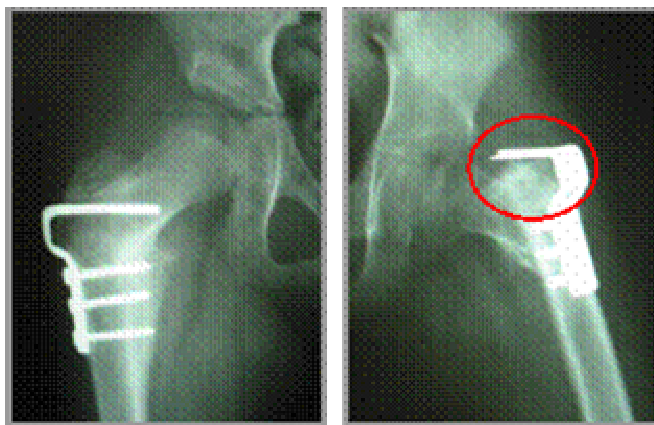


Figura 1: Radiografía post-operatoria tomada a un niño de ocho años de edad. Se observa la fractura a nivel proximal, causada por una baja rigidez ósea, lo que induce al fracaso del tratamiento ortopédico.



Figura 2: Uso del sistema Campbell como medio alternativo para reparar el daño previo. El fallo del sistema se produce por la aplicación de una sobrecarga cíclica.

Cuando falla el hueso, el propósito de la cirugía correctiva se pierde, requiriéndose de una solución alternativa temporal para reparar el daño causado. En estos casos, algunos especialistas recurren al uso del sistema pediátrico Campbell (Campbell pediatric canuled

screw). Sin embargo, aparecen nuevos inconvenientes debidos a la presencia de un proceso de fatiga localizado sobre las superficies laterales del orificio de la placa, donde el tornillo esponjoso fue insertado causando nuevamente, una falla en el sistema. En la figura 2 se detalla el proceso de falla.

Este proceso se convierte en un gran obstáculo para culminar satisfactoriamente el tratamiento ortopédico. Por otra parte, los niños son expuestos a largos períodos de dolor y sufrimiento que no contribuyen en el mejoramiento de su calidad de vida. Todo esto incide en la necesidad de plantear una solución pronta y sencilla al problema en cuestión.

Muchos han sido los investigadores cuyos trabajos se han orientado al cálculo de las fuerzas y momentos actuantes en la articulación de la cadera<sup>5,6,7</sup>. Bergmann incluso realizó cálculos de estas fuerzas en una paciente femenina con parálisis cerebral y con un patrón de marcha anormal, lo cual incrementó las fuerzas en la cadera<sup>5</sup>. Esos resultados fueron considerados en este trabajo para establecer las condiciones de contorno de nuestro problema.

## 2 MATERIALES Y MÉTODOS

### 2.1 Reconstrucción geométrica utilizando MRI

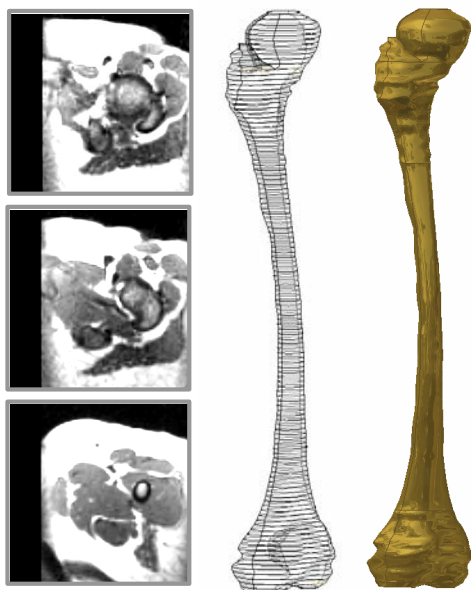


Figure 3: Proceso de reconstrucción 3D del hueso: segmentación, modelo de alambre y modelo sólido.

La data MRI utilizada en este trabajo reproduce la deformidad femoral presente en el miembro inferior derecho de una niña de 5 años de edad con cuadriplegia espástica y con un peso total de 250 N. Un total de 128 imágenes fueron consideradas para la reconstrucción de la geometría, con una distancia de separación entre *slices* de 2mm., tanto en el extremo proximal como en el distal del fémur.

Para el proceso de segmentación se usó un programa comercial<sup>23</sup> el cual procesa cada imagen separadamente. Los contornos obtenidos fueron importados a un programa (CAD/CAM)<sup>27</sup> donde el “modelo de alambre” fue suavizado, convirtiendo las poli-líneas en curvas suaves (splines). Partiendo de esta geometría, se generó el modelo (ver figura 3).

### 2.2 Proceso de diseño del dispositivo de fijación

Basados en el criterio médico y siguiendo las normas internacionales para el diseño de este tipo de dispositivos<sup>24,25,26</sup>, se propone un diseño final para el nuevo sistema placa-tornillo.

Algunas de las ventajas que presentes en otros sistemas de fijación (placa AO y sistema Campbell) fueron consideradas: capacidad para fijar fragmentos rotados entre sí, a la vez que los mismos fragmentos son desplazados, uno con respecto al otro, todo en un solo paso, y con el uso de un tornillo esponjoso canulado para la fijación proximal y de varios tornillos corticales para el fragmento distal. Esta combinación permite reducir la rigidez del nuevo sistema por el hecho de contar con una conexión más flexible entre la placa y el fragmento proximal del hueso. Esta unión flexible representa en el sistema Campbell una clara ventaja, pues ayuda a reducir el riesgo de fracturas traumáticas en la cabeza del fémur, lo que conlleva a pensar que su incorporación en nuestro sistema resultará altamente beneficiosa.

Dos modelos de placas fueron analizados para evaluar su desempeño antes las sollicitaciones especificadas (ver figura 4). Ambos modelos poseen la misma configuración geométrica, la única diferencia está en la forma del agujero donde el tornillo esponjoso canulado es insertado.

Las formas geométricas consideradas no son totalmente suaves, de esta manera se evita una rotación innecesaria del tornillo canulado con respecto al resto del sistema. El primer agujero tiene forma hexagonal y el segundo, forma semicircular. Éste último se propuso para tomar ventaja del proceso de fabricación propuesto para producir los prototipos. Las geometrías fueron obtenidas mediante el uso de programas CAD/CAM<sup>27</sup>.

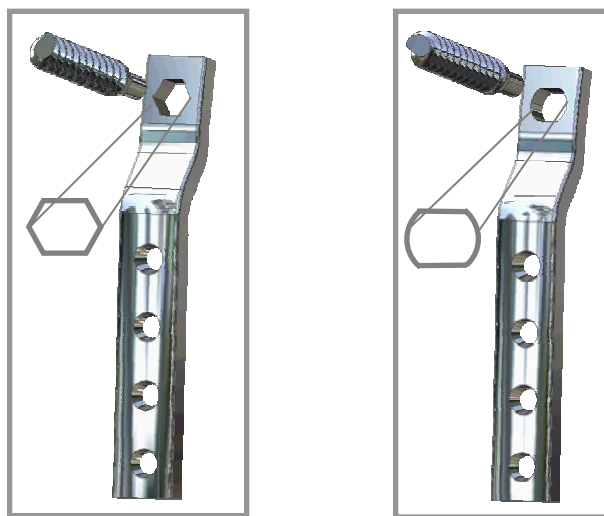


Figura 4: Prototipos propuestos

### 2.3 Modelo Numérico

Para realizar los análisis numéricos, es necesario la simulación del resultado final obtenido posterior a una cirugía correctiva típica (ver figura 5). Para el caso en particular, el ángulo de antervención fue reducido en 20 grados y el segmento distal del fémur fue posicionado a 7mm por delante del plano sagital.

Los modelos fueron generados utilizando un programa comercial de Elementos Finitos<sup>28</sup>.

Para el primer modelo (placa con orificio hexagonal, *PHH*) el modelo completo estuvo compuesto por 40.068 elementos tetraédricos con 10.552 nodos. Para el segundo modelo (Placa con orificio semicircular, *PSH*) el total de elementos tetraédricos fueron 36.844 con 9.770 nodos. La diferencia entre la cantidad de elementos se debió principalmente, a los cambios en la forma geométrica de los orificios. Para los análisis se utilizaron elementos isoparamétricos lineales.

Los materiales fueron considerados como lineales e isotrópicos con una distribución homogénea en todo el sistema. Las propiedades se muestran en la tabla 1.

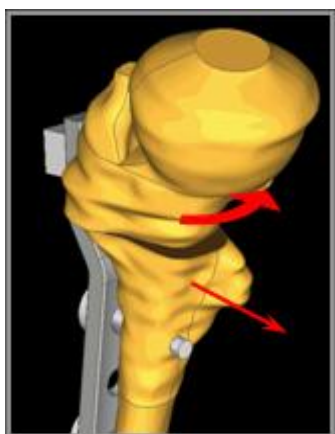


Figura 5: Modelo 3D, simulando las condiciones post-operatorias

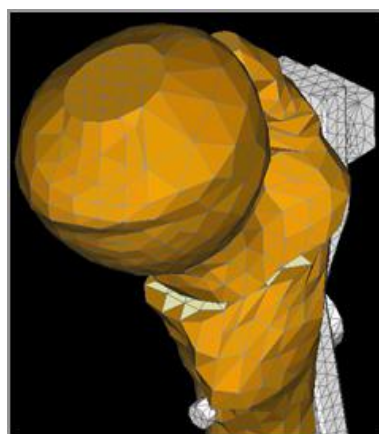


Figura 6: Discretización del modelo completo

Materiales	Modulo de Elasticidad	Modulo de Poisson	Referencia
Hueso Cortical	17000Mpa	0.3	[7]
Hueso esponjoso	1500Mpa	0.3	[7]
Acero inoxidable AISI 316L	200Gpa	0.3	[22]

Tabla 1: Materiales y sus propiedades

Materiales	Tensión de fractura	Tensión de fluencia
Acero AISI 316L	570Mpa.	240 MPa.
Hueso cortical ( <i>valores mínimos</i> )	<b>Traction load mode</b> 51Mpa. <b>Comp. load mode</b> 133Mpa.	-

Tabla 2: Propiedades mecánicas asumidas para efectos de comparación con los resultados de los análisis numéricos

Las magnitudes y direcciones de las fuerzas y momentos fueron obtenidas de la literatura <sup>2, 5, 6, 7 y 9</sup> y listadas en la tabla 3.

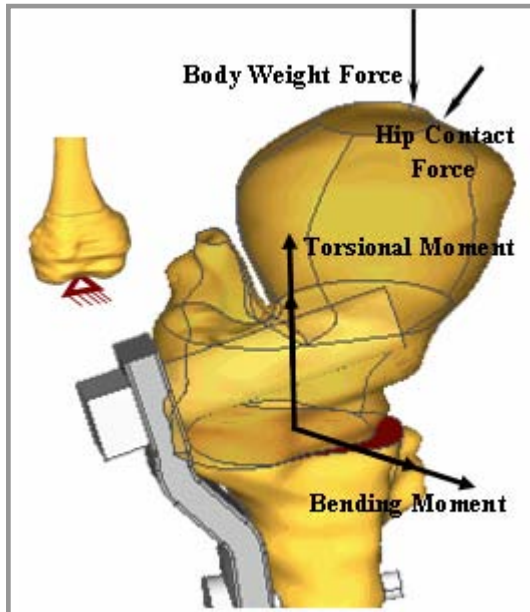


Figura 7. Análisis biomecánico del sistema

Set de carga 1 (Parado de pie)				
<i>Peso del paciente</i>	Magnitud	F	T	Sistema coord
	125N	0	-	x,y,z
Set de carga 2 (paciente femenina, peso=470N. data obtenida de procedimientos experimentales a 2.5-3.5 Km/h. durante todos los estadios de la marcha)				
Cargas	Magnitud	F	T	Sistema coord
<i>Fuerza de contacto en la cadera</i>	1000N	16 grados	8.5 grados	x,y,z
<i>Momento Torsional</i>	4.5 N*m	-	-	x',y',z'
<i>Momento flector</i>	21.75 N*m	-	-	x',y',z'

Tabla 3: Set de cargas impuestas a los modelos

El peso corporal es la condición de carga más común presente en cualquier caso debido a que después de la cirugía, el miembro permanece inmovilizado y puesto en pie durante cortos períodos de tiempo, como parte del tratamiento post-operatorio<sup>9</sup>. El segundo caso de carga presentado es una referencia para validar el comportamiento de los modelos bajo condiciones críticas en esta clase de pacientes. Todos los valores de cargas y momentos fueron escalados para el peso de la paciente en particular.

### 3 RESULTADOS

La distribución de tensiones y desplazamientos fueron obtenidas de los análisis numéricos y posteriormente comparados con los datos suministrados en la tabla 2. Para tales efectos, se realizaron dos análisis numéricos para cada modelo de placa, el primero, tomando en cuenta el set de carga 1 y el segundo, el set de carga 2.

Para ilustrar los resultados, solo se mostraron aquellos obtenidos de la aplicación del primer set de cargas<sup>29</sup>.

#### 3.1 Set de carga 1 (Peso corporal) aplicado sobre el modelo PHH

Se muestra una concentración importante de tensiones alrededor de la placa y en particular, alrededor del orificio donde se inserta el tornillo esponjoso canulado, los detalles se muestran en la figura 8. Este resultado mostró ser similar al comportamiento esperado en el sistema bajo la acción de las condiciones impuestas, ya que es justamente el sistema placa-tornillo el que debería absorber la mayor cantidad de carga posible por lo menos, durante la primera etapa post-operatoria. Durante el proceso de consolidación, el hueso permanece cargado solo lo mínimo necesario para estimular la producción de células óseas<sup>9,14</sup>.

Para este caso, la magnitud promedio de tensión reportada por el análisis en la placa, bajo el criterio de Von Mises, fue del 50% del valor del esfuerzo de fluencia (ver tabla 3). En la región próxima al orificio principal, el valor obtenido fue similar (ver figura 8). El desplazamiento total reportado por el análisis fue de 1.06mm.

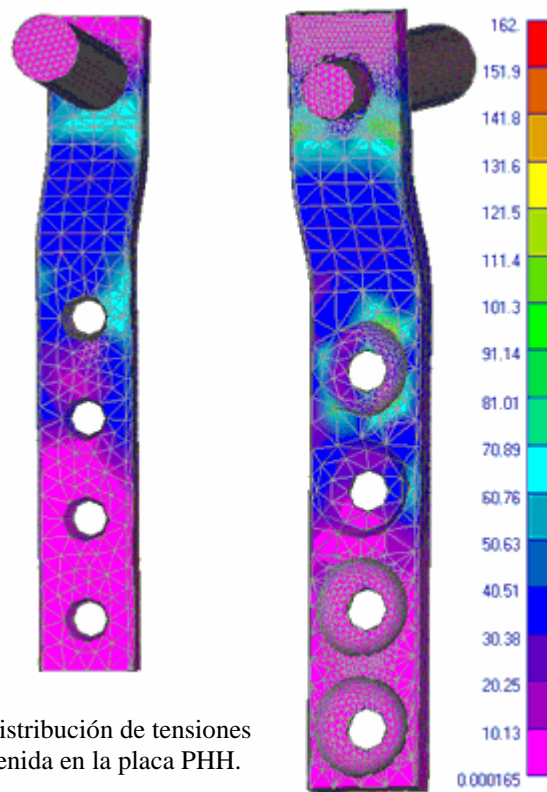


Figura 8: Distribución de tensiones (MPa) obtenida en la placa PHH.

### 3.2 Set de carga 1 (Peso corporal) aplicado sobre el modelo PSH

El promedio en la magnitud de las tensiones encontradas no excedió el 40% de la tensión de fluencia. Este comportamiento fue particularmente visible alrededor del orificio semicircular, donde en promedio, los valores encontrados estuvieron 10% por debajo de aquellos reportados en el primer modelo. La distribución obtenida en todo el sistema fue similar, comparada con el primer modelo (ver figura 9). El desplazamiento total reportado por el análisis fue de 0.26mm.

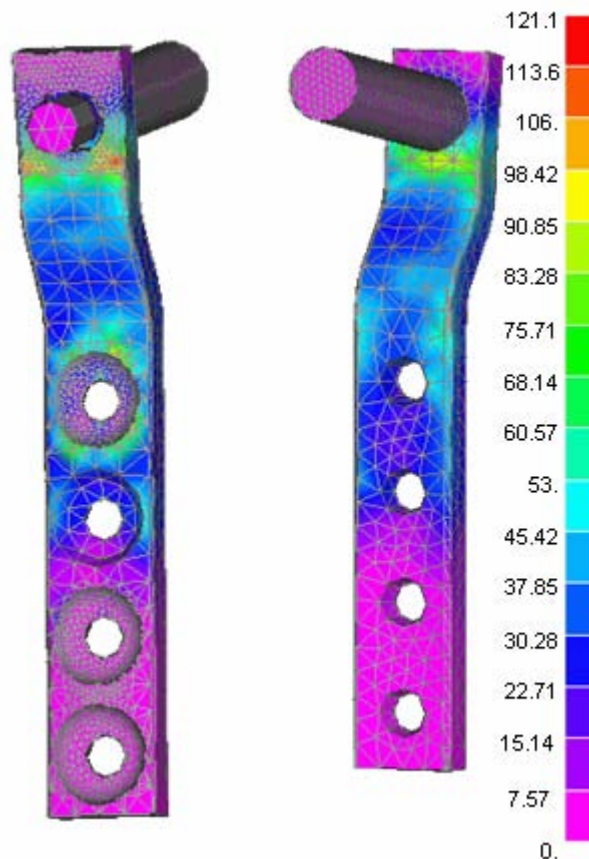


Figura 9: Distribución de tensiones (MPa) obtenida sobre el modelo PSH

#### 4 DISCUSIÓN

En este trabajo se ha evaluado el comportamiento mecánico de dos nuevos modelos de placas pediátricas para osteotomías en miembros inferiores, con el objeto de establecer una primera comparación en cuanto a las ventajas que estos modelos pudieran tener sobre los diseños ya existentes.

Aunque las fuerzas y momentos aplicados representan solo una cercana aproximación al comportamiento biomecánico real de casos In Vivo, éstos se consideraron válidos para la realización de los análisis bajo condiciones estándar de cargas.

Se presentan dos modelos para un nuevo diseño de una placa angulada pediátrica para osteotomías, la cual une firmemente los fragmentos óseos durante, al menos, el período de recuperación después de la cirugía. Durante la primera etapa de este período, el proceso de consolidación no se ha completado, por lo que el nuevo sistema debe transmitir las cargas presentes hasta que el hueso sea capaz de absorberlas paulatinamente.

En los análisis numéricos presentados en este trabajo, ambos modelos mostraron ser



eficaces, sin embargo, el modelo PSH demostró alguna ventajas en relación a su similar, considerando el hecho de que las tensiones se distribuyen mejor alrededor de una geometría suave, la cual define al agujero donde se inserta el tornillo esponjoso canulado en la placa PSH.

El patrón general y las magnitudes de las tensiones obtenidas de los análisis numéricos sugieren que el modelo PSH es la geometría que se adapta mejor, bajo las condiciones de trabajo tan particulares impuestas.

## 5 TRABAJO PRESENTE Y FUTURO

### 5.1 Fabricación del modelo

A fin de mejorar la geometría del modelo PSH se han tomado en consideración dos criterios fundamentales: métodos de fabricación disponibles y funcionalidad requerida por los especialistas. La optimización del modelo es un proceso continuo, definido dentro del concepto de la ingeniería concurrente.

En los actuales momentos, se ha optado por el método de “doblado” como alternativa de fabricación del prototipo propuesto. En tal sentido, se está diseñando una dobladora lo suficientemente versátil, como para adaptarse a los cambios geométricos a pequeña escala que sufra el prototipo durante el todo el proceso de diseño (ver figura 10).

La dobladora consta de cinco piezas: matriz, punzón, fijador, guía lateral derecha y guía lateral izquierda, y tres elementos de unión: tres pernos ISO de 4mm. de diámetro con sus respectivas tuercas (ver figura 12).

Las piezas principales tales como: la matriz, el punzón y el fijador, serán fabricadas en acero AISI 4340. Este acero se caracteriza por su gran templeabilidad, tenacidad y resistencia a la fatiga, por lo tanto, es capaz de dar buenas propiedades en piezas de gran sección. No presenta fragilidad de revenido y posee maquinabilidad a dureza relativamente alta.

Para la fabricación de la matriz y del punzón, Se tomó en cuenta la determinación de los ángulos característicos, tal que, previera tanto la recuperación elástica del material a deformar como su expansión lateral.

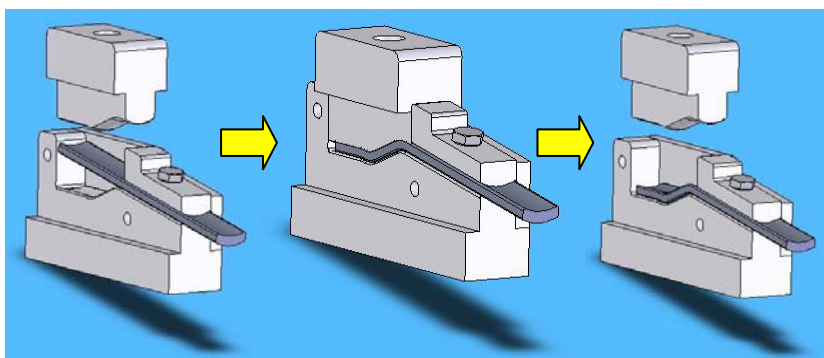


Figura 10: Mecanismo de funcionamiento de la dobladora

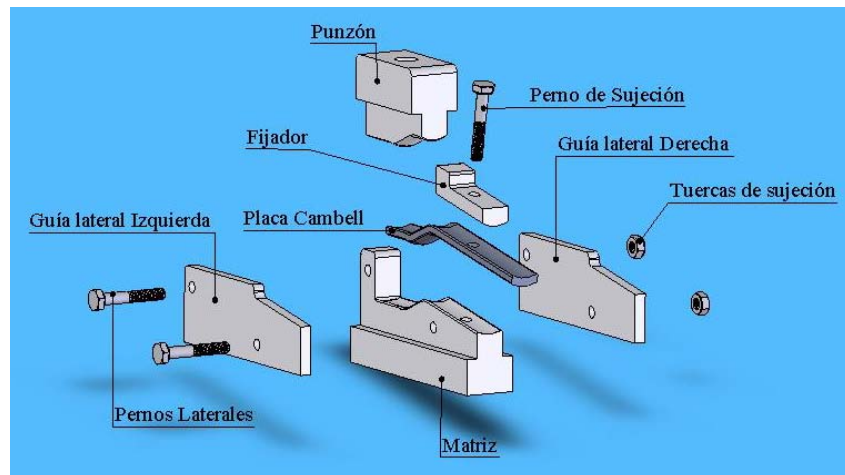


Figura 11: Despiece de la dobladora propuesta

## 6 AGRADECIMIENTOS

Los autores desean agradecer la Instituto de Resonancia Magnética (La Florida) Caracas-Venezuela por proveer la data médica indispensable para la reconstrucción geométrica del hueso.

El estudio fue realizado en el Centro de Bioingeniería de la Universidad Central de Venezuela, con la cooperación del Laboratorio de Marcha del Hospital Ortopédico Infantil, Caracas-Venezuela. También se extiende el agradecimiento al Ing. Salomón Vílchez.

## 7 REFERENCIAS

- [1] S. Arnold, A. V. Komattu, and S. L. “Delp. Internal rotation gait: a compensatory mechanism to restore abduction capacity decreased by bone deformity?”. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 39:40-44, (1997).
- [2] B. F. LeVeau, *Biomechanics of human motion*, Saunders, third edition (1992).
- [3] C. M. Müller-Karger, M.E. Zeman, and M. Cerrolaza. “Highly heterogeneous finite element model of bone using computerized tomographies”. *Fifth International Symposium on Computer Method in Biomechanical Engineering*. Proceeding in CD copy, (2001).
- [4] C.M. Müller-Karger. *Simulación ósea por medio de la versión p del método de los elementos finitos*. Tesis Doctoral, Tutor: M. Cerrolaza, Universidad Central de Venezuela, (2001).
- [5] G. Bergmann, F. Graichen, and A. Rohlmann. “Hip joint loading during walking and running, measured in two patients”. *Journal of Biomechanics*, 26: 969-989, (1993).
- [6] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, and G.N. Duda. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 34:859-871, 2001.

- [7] G. N. Duda, M. Hellere, J. Albinger, O. Schulz, E. Schneider, and L. Claes. "Influence of muscle forces on femoral strain distribution". *Journal of Biomechanics*, 31: 841-846, (1998).
- [8] I.A. Kapandji. *Cuadernos de fisiología articular*, Masson, cuarta edición, Vol II miembro inferior, (1988).
- [9] M. Comín, J. L. Peris, J. M. Prat, J. R. Dejoz, P. M. Vera, J. V. Hoyos. *Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación*, Instituto de Biomecánica de Valencia, primera edición, (1999).
- [10] M. D. Smith, D. D. Cody, S. A. Goldstein, A. M. Cooperman, L. S. Matthews and M. J. Flynn. "Proximal femoral bone density and its correlation to fracture load and hip-screw penetration load". *Journal of Clinical Orthopaedics and Related Research*, 283:244-250, (1992).
- [11] M.E. Gudiel. *Diseño, análisis y construcción de fijadores externos para el tratamiento de fracturas de la muñeca humana*, Tesis de Maestría, Tutor: M. Cerrolaza, Universidad Central de Venezuela, (2001).
- [12] M.E. Zeman, M. Cerrolaza. "Análisis comparativo FEM 3D de la interacción entre el hueso femoral proximal y una prótesis de cadera utilizando un modelo de remodelación basado en mecánica de daño". *V Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*, 69-74, (2001).
- [13] R. Callarotti. *Análisis por elementos finitos, diseño, fabricación y evaluación de sistemas de tornillos ajustables para cadera*, Tesis de Maestría, Tutor: M. Cerrolaza, Universidad Central de Venezuela, (2000).
- [14] S.T. Canale. *Tratado de Ortopedia Pediátrica*, Mosby Year Book, primera edición, Barcelona, (1992).
- [15] W. King, and A. Oestreich. "Prevalence of reduced bone mass in children and adults with spastic quadriplegia". *Developmental Medicine & Child Neurology*, 45:12-16, (2003).
- [16] Z. Maldonado. *Modelación 3D, simulación numérica y diseño de prótesis de cadera*, Tesis de Maestría, Tutor: M. Cerrolaza, Universidad Central de Venezuela, (1999).
- [17] [www.wemove.org/spa\\_nmc.html](http://www.wemove.org/spa_nmc.html).
- [18] M.O. Heller, G. Bergmann, G. Deuretzbacher, L. Claes, N.P. Hass, G.N. Duda. "Influence of femoral anterversion on proximal femoral loading : measurement and simulation in four patients", *Clin Biomech*, 16(8) 644-9, (2001)
- [19] T. Kepple, H.J. Sommer, K. L. Siegel, S. J. Stanhope. "A three-dimensional musculoskeletal database for the lower extremities", *Journal of Biomechanics*, 31: 77-80, (1998).
- [20] Y. González, O. Falcón, G. Contreras, J. Bendayán. "Diseño y fabricación de una herramienta para el montaje de un clavo intramedular en fracturas diafisarias del primer hueso metacarpiano". *V Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*, 107-112, (2001).
- [21] G. Martínez, M. Cerrolaza, C. González. "Diseño y evaluación de un mecanismo de transportación ósea para fijadores externos usando el Método de los Elementos

- Finitos”. *V Congreso Internacional de Métodos Numéricos y Ciencias Aplicadas*, BI-33 a BI-39, (2000).
- [22] G. Contreras, N. Götzen, M. Morlock. “3D Finite Element model o fan intrameduallar locked nail for metacarpal chaft fractures”. *VI Congreso Internacional de Métodos Numéricos y Ciencias Aplicadas*, BI-27 a BI-30, (2002).
- [23] Surfdriver Software 3.4. Moody and Lozanov, (1999).
- [24] International Organization for Standardization (ISO 9000). ISO 9269: *Implants for surgery – Metal bone plates- Holes and slots corresponding to screws with conical under – surface*, 1988 (E).
- [25] International Organization for Standardization (ISO 9000). ISO 5836: *Implants for surgery – Metal bone plates- Holes and slots corresponding to screws with asymmetrical thread and spherical under – surface*, 1988 (E).
- [26] International Organization for Standardization (ISO 9000). ISO 5835: *Implants for surgery – Metal bone screws with hexagonal drive connection, spherical ander – surfaces of head, asymmetrical thread*, 1991 (E).
- [27] ProEngineer Software 2000i<sup>2</sup>. Parametric Tecnology Cooperation, (2001).
- [28] Nastran for windows 4.5. MSC. Software Corporation, (1999).
- [29] Y. González, M. Zeman, M. Rucich, O. Falcón. “Design and FEM análisis of a new osteotomy angled-plate for the orthopedic treatment in childrens affected by cerebral palsy”. *International Congress on Computacional Bioengineering*, (2003).