

Diseño, análisis y manufactura de un sistema de fijación interna para tratamiento de fracturas en el primer metacarpiario

Gabriela Contreras, Miguel Cerrolaza y Manuel Martínez

Centro de Bioingeniería
Universidad Central de Venezuela
Caracas, Venezuela
Tel.: 58-212-605 31 51; Fax: 58-212-605 31 15
e-mail: contrerasgabriela@cantv.net

Nils Götzen

Biomechanics Section
Technical University Hamburg-Harburg
TUHH, Denickestrasse 15
21073 Hamburg, Alemania
Tel.: 49-40-42878 3384; Fax: 49-40-42878 2984
e-mail: goetzen@tuhh.de

Resumen

En la Universidad Central de Venezuela se está desarrollando un sistema intramedular bloqueado para tratamiento de fracturas diafisarias en los huesos metacarpianos como una nueva alternativa para este tipo de lesiones. El dispositivo es poco invasivo y permite movilidad temprana de la mano al paciente post-operado acortando el tiempo de recuperación. En este trabajo se presentan los diferentes procesos que generaron el primer prototipo de este sistema de fijación interna y su respectivo instrumental quirúrgico. Tanto en el estudio numérico como en el análisis experimental se evalúa el comportamiento mecánico del clavo bajo cargas reales como pinza y agarre, que representan movimientos importantes de la mano. Se aplicaron cargas de compresión, flexión y torsión. Para esto se creó un modelo del clavo ensamblado con sus respectivos tornillos de bloqueo en dos mordazas cilíndricas de acrílico, que representan el metacarpiario fracturado tal como en los ensayos experimentales. El clavo, los tornillos y las mordazas fueron considerados elásticos en el análisis numérico. Se simularon elementos de contacto en la interfase de todos los componentes. Las mordazas fueron modeladas en diferentes materiales: acrílico y hueso cortical. En todos los casos se encontraron concentraciones de esfuerzos en la interfase de los componentes. Tras graficar los resultados, sólo se encontraron algunas diferencias al cambiar el material de las mordazas. En el caso de cargas "in vivo" no se encontraron esfuerzos críticos, por lo que el clavo bloqueado mostró ser suficientemente resistente.

Palabras clave:

ensayos biomecánicos, sistemas intramedulares, elementos finitos, metacarpianos.

DESIGN, ANALYSIS AND MANUFACTURE OF AN INTERNAL FIXATION SYSTEM FOR FRACTURES TREATMENT OF FIRST METACARPAL

Summary

An intramedullary locked nail for the treatment of metacarpal shaft fractures has been developed at the Central University of Venezuela to provide an alternative for standard surgical techniques. It is minimal invasive and allows an early postoperative movement patient's hand. In this work, the different processes to obtain the final prototype are shown. Both, in the numerical analyses and in the experimental test, the purpose is to study the mechanical behavior under standard experimental and "in vivo" representing typical movements of the hand, like the pinch and grasp. Tensile, bending, and torsion load-cases were analyzed.

For this, a model was generated simulating the nail locked with screws in two opposite cylindrical clamps, representing the fractured metacarpal bone. Linear-elastic material properties were assigned to the nail, screws, and clamps. The interface between these three components was simulated with contact elements. Clamps were modeled separately as acrylic (as in the tests), and human cortical bone. The resulting stress distribution within the nail and the screws for all load-cases and all clamp materials were compared. The stress distribution within the nail and screws showed a very different behavior for all three load-cases although stress concentrations were always found at the interfaces. Only slight differences were found when different materials were assigned to the clamps. No critical stress distributions were found for the “in vivo” simulation. The nail system shows a sufficient strength.

Keywords: *biomechanical testing, intramedullary system, finite elements, metacarpal.*

INTRODUCCIÓN

El tratamiento de fracturas a través de clavos intramedulares^{12,1} es un método ampliamente usado y aceptado para tratar fracturas transversales y oblicuas cortas, axialmente estables de la diáfisis. Para facilitar la curación, la función de un clavo intramedular se asegura por su rigidez, la cual es usualmente expresada de acuerdo con las direcciones de carga como rigidez de flexión y torsión. Un extenso número de estudios han determinado la rigidez del clavo⁹. Las fracturas en los huesos metacarpianos y en las falanges probablemente son las fracturas-tipo más comunes de las extremidades superiores¹⁶. Si una fractura no es tratada con la técnica adecuada puede originar incapacidad en el paciente; ejemplo de esto lo constituyen las fracturas en los huesos metacarpianos a la altura de la diáfisis. En la actualidad son pocos los dispositivos adecuados en el mercado para el tratamiento de este tipo de lesiones, trae como consecuencia que muchos pacientes pierdan movilidad del miembro, durante y después de la fijación con mecanismos existentes, tales como agujas de Kirschner, tornillos interfragmentarios, entre otros, que requieren de inmovilización con yeso, lo que ocasiona rigidez en los músculos que, a su vez, prolonga la recuperación con tratamientos excesivamente largos y costosos. Por consiguiente, un sistema intramedular bloqueado que permita movilización postoperatoria temprana del paciente está siendo desarrollado en la Universidad Central de Venezuela⁵. Este dispositivo poco invasivo se usará para el tratamiento de fracturas diafisarias de los huesos metacarpianos, acortando así el tiempo de la recuperación.

En este estudio se muestra inicialmente el proceso de diseño del sistema completo que incluye clavo de fijación intramedular e instrumental quirúrgico para inserción en el hueso, además de un estudio ergonómico y antropométrico realizado a algunos pacientes para la medición del canal medular de los metacarpianos. Seguidamente se comenta un ensayo experimental “in vitro” en un hueso de cadáver para revisar la correcta geometría del implante. Por último se realiza una evaluación biomecánica experimental y numérica del enclavado intramedular por medio de ensayos de flexión, cargas axiales y torsión. El objetivo es determinar la resistencia y el comportamiento a fatiga bajo cargas fisiológicas mediante un análisis numérico por el método de los elementos finitos, que trata de reproducir las mismas condiciones de los ensayos experimentales.

MATERIALES Y MÉTODOS

Reconstrucción tridimensional de los huesos

El implante intramedular fue diseñado a partir de un estudio anatómico y biomecánico de los metacarpianos. La geometría de los huesos metacarpianos fue obtenida con imágenes separadas cada 2 mm a través de la data de tomografías axiales computarizadas realizadas en un tomógrafo helicoidal (Figura 1a). Se reconstruyeron tridimensionalmente los cinco

huesos metacarpianos mediante los contornos de las imágenes digitalizadas extrayendo también el canal medular de los huesos. Todas las geometrías fueron modeladas computacionalmente con el programa Mechanical Desktop.

Por ser el metacarpiano del pulgar por la independencia y movilidad de este dedo excepcional, el primer diseño del prototipo se realizó para este hueso. A partir del modelado tridimensional de las superficies, las medidas del implante fueron adaptadas al modelo del primer hueso metacarpiano insertándolo en una posición correcta quirúrgicamente dentro del hueso, consiguiendo de esta forma la debida angulación del clavo intramedular y generando el modelo del ensamblaje dispositivo-hueso (Figura 1b).

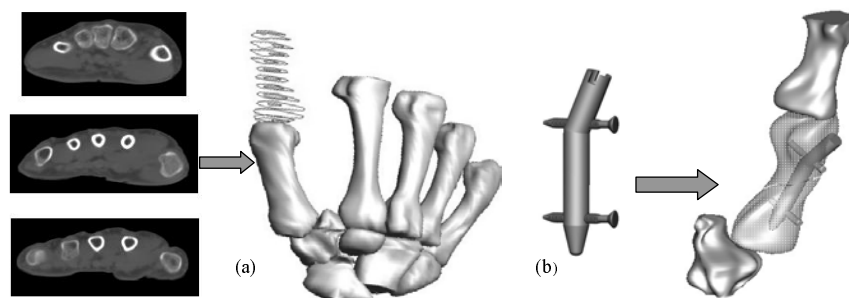


Figura 1. Reconstrucción de la geometría tridimensional de la mano a través de tomografías axiales computarizadas (a); clavo intramedular bloqueado insertado en un hueso fracturado (b)

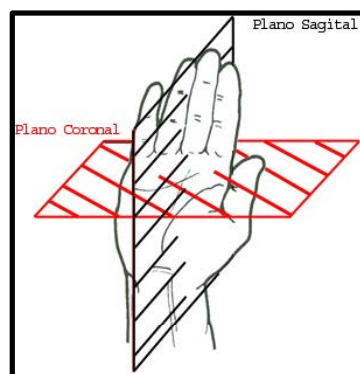


Figura 2. Cortes de la mano en los planos sagital y coronal

Estudio ergonómico y antropométrico

En el marco de esta investigación se desarrolló un estudio antropométrico de los huesos de la mano, con el objetivo de establecer un patrón de comportamiento métrico de los huesos metacarpianos de una muestra venezolana, que nos diera una visión mas amplia de las medidas en nuestra población y que sirviera como base para la elaboración nacional de dispositivos biomédicos para tratamientos en lesiones de estos huesos.

En el estudio fue seleccionada una muestra de 30 personas: 15 hombres y 15 mujeres en edades comprendidas entre 25 y 55 años (población netamente adulta), pacientes del un Hospital, de la unidad de cirugía de la mano, con los metacarpianos totalmente sanos.

Para la recolección de las muestras se utilizó la técnica de resonancias magnéticas tomadas en ambas manos de cada paciente con un resonador Siemens, modelo Magneton Vision, de 1,5 Tesla. Se realizaron cortes en los planos sagitales: 20 cortes de 3 mm de espesor; y en los planos coronales 10 cortes con un espesor de 4 mm (Figura 2). Después de obtener

las imágenes en formato *dicom* se convierten a formato *jpg* y posteriormente se recogen las medidas de interés con el programa Mechanical Desktop (Tablas I y II).

Plano sagital del primer metacarpiano					
Promedio	Femenino	Media	Desv. est.	Lim. inf.	Lim. sup.
Canal medular	longitud	27,614	3,992	23,622	30,606
	anchura	6,424	1,184	5,240	7,608
Hueso	long. max.	47,573	2,121	45,452	49,694
Diáfisis	anch. min.	10,262	1,370	8,892	11,632
Promedio	Masculino	Media	Desv. est.	Lim. inf.	Lim. sup.
Canal medular	longitud	28,959	3,682	25,277	32,640
	anchura	8,211	2,334	5,872	10,545
Hueso	long. max.	52,101	2,885	49,216	54,987
Diáfisis	anch. min.	11,876	1,569	10,307	13,445

Tabla I. Medidas del primer hueso metacarpiano en el plano sagital

Plano sagital del primer metacarpiano					
Promedio	Femenino	Media	Desv. est.	Lim. inf.	Lim. sup.
Canal medular	longitud	25,247	4,087	21,159	29,334
	anchura	6,657	2,743	3,914	9,398
Hueso	long. max.	46,605	2,017	44,587	48,622
Diáfisis	anch. min.	9,706	1,0245	8,681	10,7295
Promedio	Masculino	Media	Desv. est.	Lim. inf.	Lim. sup.
Canal medular	longitud	27,342	2,870	24,471	30,212
	anchura	7,169	1,613	5,556	8,781
Hueso	long. max.	51,634	2,319	49,315	53,952
Diáfisis	anch. min.	10,727	1,395	9,332	12,121

Tabla II. Medidas del primer hueso metacarpiano en el plano coronal

Diseño de las piezas

El primer prototipo del clavo intramedular fue adaptado geoméricamente a la forma del hueso y a algunos diseños previos de otros clavos para otros huesos tales como tibia y humero. El resultado del mismo fue una pieza cilíndrica con una curvatura en la zona superior, dos tornillos de bloqueo superior e inferior y una ranura en la cabeza para el perfecto acoplamiento con la herramienta guía.

El diseño y modelado del resto de las piezas del instrumental quirúrgico se desarrolló en función del clavo intramedular. Éste cuenta con un perfecto encaje de las piezas y una alineación correcta con el dispositivo de fijación. El modelo propuesto consta de un clavo intramedular, un mango direccional, un mango de inserción, un conector y dos guías cilíndricas (Figura 3).

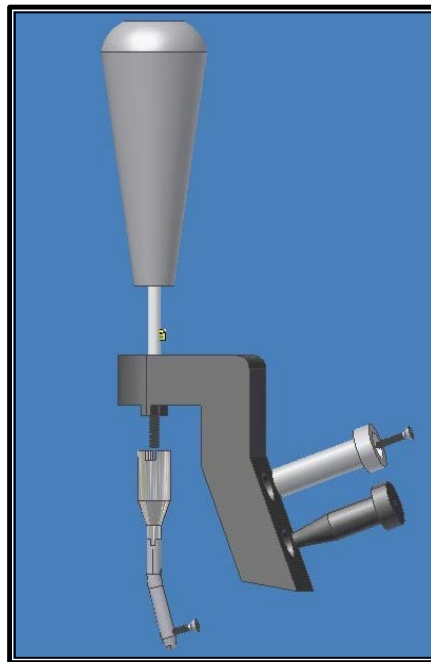


Figura 3. Ensamble del sistema quirúrgico completo: herramienta y clavo intramedular

Adicionalmente se hizo necesario diseñar y construir la máquina dobladora, herramienta indispensable para darle el ángulo requerido que complementa la geometría final del clavo intramedular.

Manufactura del sistema completo

El principal y primer objetivo de los materiales utilizados para la fijación temporal de la fractura es que permita su tratamiento funcional. Es necesario que tengan una buena resistencia a la fatiga y deben ser dúctiles de forma que mantengan la resistencia después de haber sido adaptados a la superficie del hueso. Para mantener la compresión, la relajación del implante a la tensión debe ser mínima. El material no debe degradarse de forma incontrolada. Por último, no por eso menos importante, el material del implante debe estar disponible en todo momento, poseer una determinada calidad y un precio aceptable; a la vez, debe tener unas propiedades que permitan manejarlo durante la intervención¹⁵.

Para la selección de los materiales se manejaron criterios de uso, propiedades mecánicas, metalúrgicas, físico-químicas, biocompatibilidad y disponibilidad en el mercado. Por ser más accesible en el mercado nacional, económico y porque cumple con las propiedades requeridas para su uso, comprobadas mundialmente. En este trabajo se seleccionó como material base para la construcción del prototipo una barra cilíndrica de acero inoxidable 316L, laminado en frío, pasivado, conocido como acero quirúrgico.

La mayoría de las piezas fue construida en una fresadora de control numérico (marca Bridgeport), el resto en un torno manual en los talleres del IMME de la Universidad Central de Venezuela. En la Figura 4 se muestran todas las piezas que componen el prototipo construido del clavo intramedular con su instrumental quirúrgico.

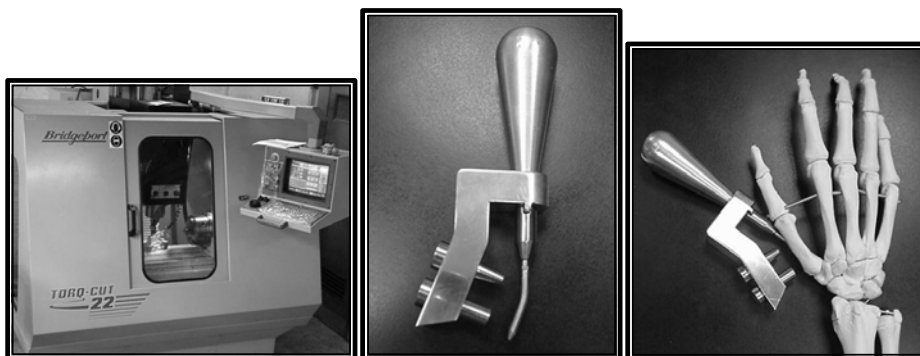


Figura 4. Prototipo final manufacturado del sistema de fijación intramedular

ENSAYOS EXPERIMENTALES

Con el objetivo de optimizar la funcionalidad y el diseño del implante, además de comprobar la disposición geométrica de los elementos que conforman todo el conjunto del sistema de fijación intramedular, se realizaron dos ensayos experimentales del mismo: Prueba 1 y Prueba 2.

Prueba 1: Ensayo en un hueso de cadáver

En este ensayo se utilizaron los prototipos del clavo y kit instrumental, un hueso de cadáver del primer metacarpiano, un destornillador para tornillos minifragmentos, un taladro inalámbrico de dos velocidades, una broca quirúrgica de 1,5 mm de diámetro y una prensa ajustable. La prueba fue ejecutada por un cirujano de la mano, del Hospital Clínico Universitario. El procedimiento utilizado en el experimento para la inserción y manejo de las piezas consistió: primero en colocar el hueso en la prensa de forma tal que el cirujano pueda perforar el agujero en el hueso que permita el paso del clavo hacia la médula ósea de forma similar a una cirugía real. Posteriormente, con el prototipo ya ensamblado y el orificio en el hueso, se implantó el clavo en el canal medular; seguidamente se probó el mango con sus dos guías, que son las que permiten taladrar los orificios en el hueso correctamente, que penetran hasta el clavo donde están las perforaciones por donde pasan los tornillos de bloqueo y, por último, se colocaron los tornillos (Figura 5).

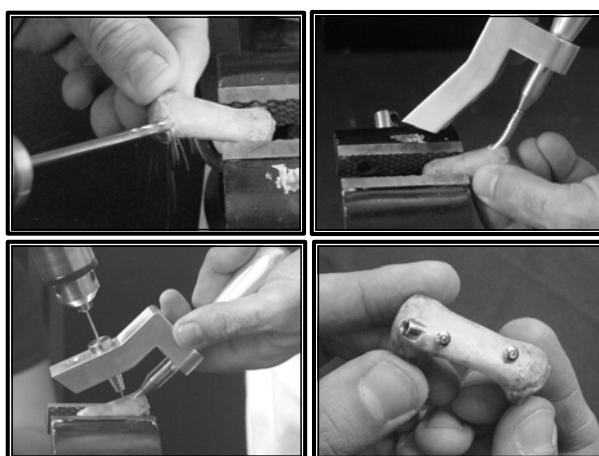


Figura 5. Las imágenes muestran algunos pasos del ensayo experimental en el primer hueso metacarpiano de un cadáver

Prueba 2: Análisis biomecánico experimental

Con el objetivo de evaluar la resistencia y la rigidez del clavo intramedular bloqueado, bajo cargas que garanticen que el mismo soporte las cargas fisiológicas reales, se realizó un conjunto de pruebas experimentales.

El clavo fue conectado a mordazas cilíndricas de acrílico simulando el ensamble hueso-tornillos. Estas mordazas fueron diseñadas para representar las partes fracturadas del hueso metacarpiano⁶. Cuatro diferentes ensayos mecánicos –prueba de compresión, prueba de tensión, prueba de flexión en cuatro puntos y prueba de torsión, basados en especificación normalizada para la fijación intramedular en otros huesos (ASTM.F 1264-99a)– fueron realizados para determinar la resistencia última del ensamblaje del implante-mordaza. En la Figura 6 se observan los montajes para los ensayos mecánicos. Se ensayaron tres especímenes dentro de cada prueba. Se dirigieron pruebas cíclicas adicionales para evaluar el comportamiento mecánico bajo cargas repetidas “in vivo”. Se aplicaron simultáneamente la fuerza de compresión (100 N) y el momento del torque (100 N/mm) a una frecuencia de 1 Hz durante 10 000 ciclos^{7,8}. Por último se analizaron el clavo, los tornillos y las mordazas respecto a la fatiga.



Figura 6. Pruebas experimentales de tensión, torsión y flexión en MTS

Análisis numérico

El objetivo principal del análisis numérico fue la determinación de las distribuciones de tensión en el clavo, los tornillos y las mordazas. Debido a que las mordazas usadas en la prueba experimental fueron de material acrílico, el cual tiene un módulo de Young significativamente más bajo que el hueso cortical, fue necesario cuantificar la influencia de este material en las condiciones de carga. Por lo tanto fueron creados dos modelos del MEF. Uno representando la prueba experimental con mordazas de acrílico y otro representando una prueba virtual con mordazas de hueso cortical. Ambos modelos tuvieron idéntica geometría, propiedades del material (excepto las mordazas) y mallado por el método de los elementos finitos. Excepto para la prueba de torsión, los modelos incluyen condiciones de contorno con simetría en un plano. Ésta es la razón por la que para la simulación de tensión, compresión y flexión se utilizó tan sólo medio modelo (Figura 7). La malla generada fue de elementos tetraédricos (10 nodos) de alto orden, elementos tipo ladrillo (20 nodos) y elementos de contacto de superficie (8 nodos). Los elementos de contacto fueron creados en las regiones de superficie entre: mordazas-tornillos-clavo: 6919 elementos (20 nodos bricks, 10 nodos tetraédricos, 13 nodos pirámides). Tornillos: modelo simétrico, condiciones, simétricas de carga, 10760 elementos, 20 nodos bricks, sin torsión en el eje longitudinal. Mordaza-clavo: modelada con 376 elementos contact-target de 8 nodos con

una fricción alta de 1 para restringir deslizamiento pero permitir apertura de brecha. Clavo-tornillo: 219 elementos contact-target de 8 nodos con una fricción de 0,1 los tornillos y los orificios de los tornillos en las mordazas, y los tornillos y los orificios de los tornillos en el clavo. Las condiciones de contacto para la interfase tornillo-clavo estuvieron definidas por fricción estática sin restricciones adicionales. Los tornillos fueron simulados como simples pasadores cilíndricos con una rigidez equivalente a los tornillos corticales. El acero y el acrílico fueron considerados como materiales isotrópicos y elásticos. El hueso cortical se simuló como material ortotrópico y elástico (Tabla III). Los desplazamientos de la superficie de apoyo de la mordaza inferior fueron restringidos en todas las direcciones aplicándose cargas de fuerza de compresión/tensión 100 N o momentos de flexión/torsión 10 N/mm y fueron distribuidos sobre la superficie de arriba de la mordaza superior.

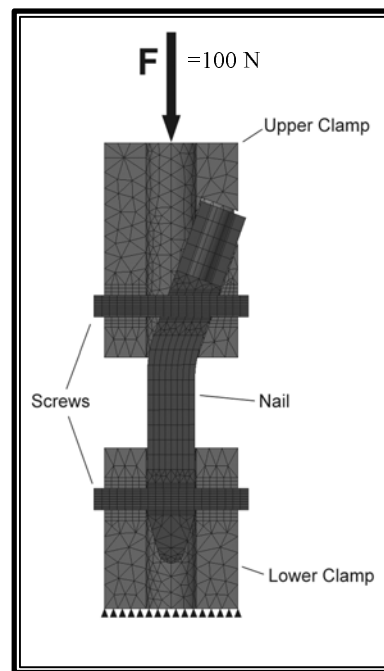


Figura 7. Sección del modelo utilizado: malla, cargas aplicadas y condiciones de contorno

Ensamble	Mordazas		Clavo y tornillos
Material	Acrílico	Hueso cortical	Acero inox. 316L
Módulo de Young	$E = 3300 \text{ GPa}$	$E_1 = 11,5 \text{ GPa}$ $E_2 = 11,5 \text{ GPa}$ $E_3 = 17,2 \text{ GPa}$	200 GPa
Radio de Poisson	$\nu = 0,3$	$\nu_{12} = 0,58$ $\nu_{13} = 0,31$	$\nu = 0,3$
Tipo de material	isotrópico lineal elástico	ortotrópico lineal elástico	isotrópico lineal elástico

Tabla III. Propiedades de los materiales

Los modelos fueron usados para analizar especialmente la distribución tensional de los tornillos y la de esfuerzos en el clavo. Se determinaron el momento flector, el axial y el cortante a lo largo del eje longitudinal de ambos tornillos superior e inferior y se compararon para ambos modelos.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Diseño y manufactura

Se ha diseñado y construido un novedoso prototipo de clavo intramedular bloqueado con su respectivo instrumental quirúrgico, que desde el punto de vista geométrico y funcional ha dado resultados muy satisfactorios.

Todas las piezas que conforman el kit instrumental cumplieron con la función para la cual fueron diseñadas.

Análisis experimental y numérico

Prueba 1

El prototipo final demostró ser sencillo, liviano, de fácil manejo para el cirujano durante la ejecución del ensayo y efectivo para la fijación del mismo. En cuanto a las dimensiones, un pequeño cambio en el diseño fue considerado por parte del asesor médico.

Prueba 2

Las cargas de los ensayos estáticos son todas significativamente más grandes (factor 16-30) que las fisiológicas. Todos los especímenes mostraron deformación plástica después de las pruebas estáticas de flexión, compresión y torsión; los valores de resistencia última en la prueba experimental se presentan en la Tabla IV. En las pruebas de cargas cíclicas no se evidenciaron señales de deformación plástica en el clavo y en los tornillos. Todos los implantes demostraron ser suficientemente resistentes en todas las pruebas.

Ensayos	Valores de resistencia
Compresión	1674 ± 66 N
Tensión	672 ± 42 N
Flexión	6889 ± 1044 N/mm
Torsión	3270 ± 626 N/mm

Tabla IV. Resultados experimentales de resistencia

Los análisis numéricos mostraron que las mordazas acrílicas crearon momentos flectores ligeramente más grandes en los tornillos que en la mordaza de hueso cortical (Figuras 8 y 9). Esto es debido a la menor resistencia de este material. La concentración de esfuerzos resultante en los tornillos ha sido también más grande. Para las diferentes combinaciones de materiales en las mordazas no se observó ningún cambio dramático en las cargas transmitidas.

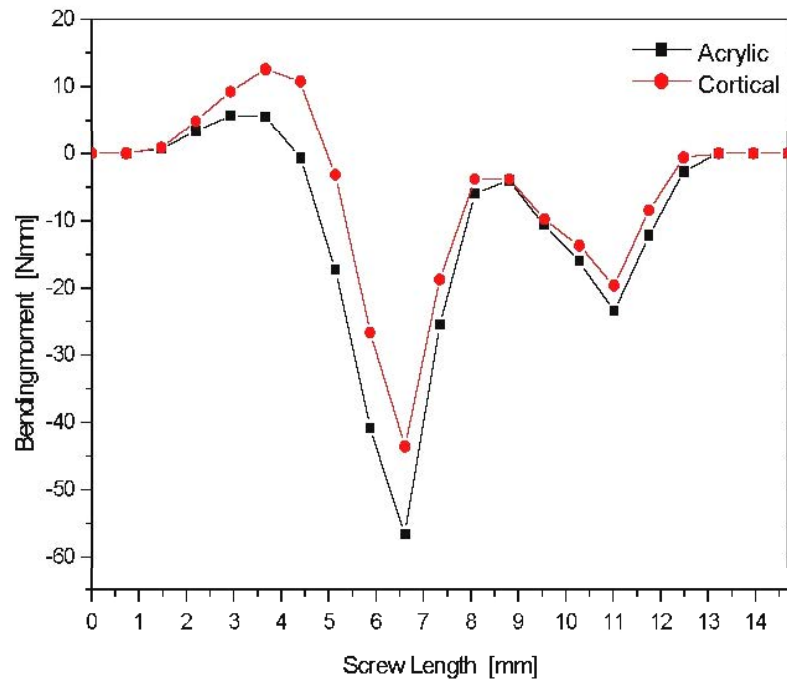


Figura 8. Momento flector en el tornillo superior bajo carga de compresión de 50 N

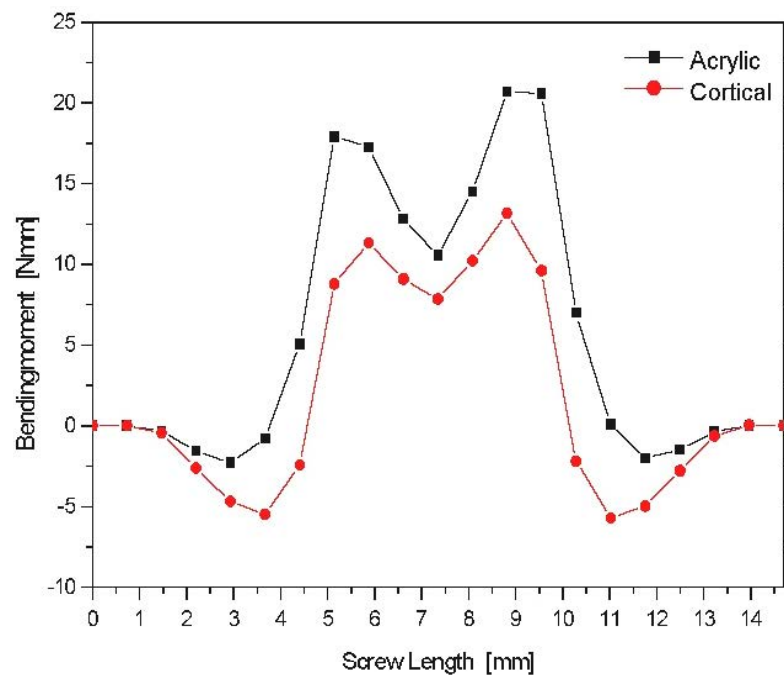


Figura 9. Momento flector en el tornillo inferior bajo carga de compresión de 50 N

En la Figura 10 se observan los máximos esfuerzos de von Mises de 150 MPa y las zonas de mayor concentración en el clavo solo, bajo cargas de compresión, tensión y momento flector donde nuevamente se observa como área crítica la interfase entre el clavo, los tornillos y las mordazas al igual que se evidencia en los ensayos experimentales.

Los resultados experimentales y numéricos de esta investigación muestran claramente que el sistema intramedular en estudio tiene suficiente resistencia y rigidez mecánica. De acuerdo a esto se puede esperar que no ocurran condiciones críticas de cargas “in vivo” en el implante.

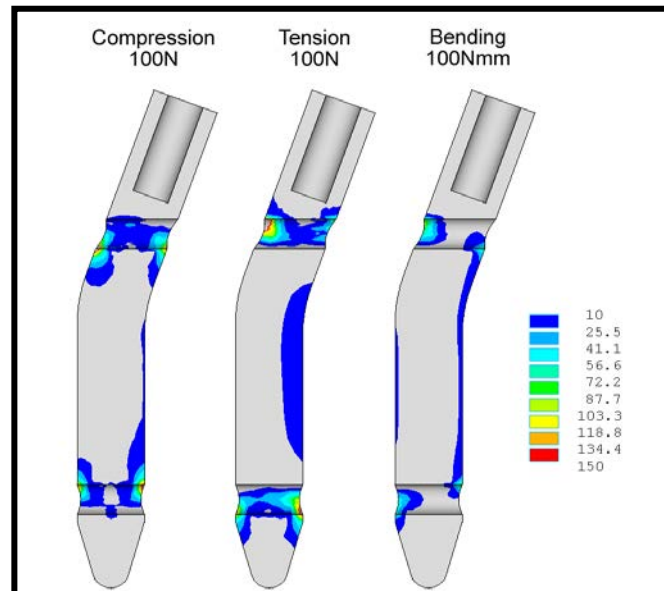


Figura 10. Distribución de esfuerzos de von Mises bajo cargas de tensión, compresión y flexión en el clavo (MPa)

CONCLUSIONES

Aunque son muchas las variables que intervienen en la determinación de un sistema biomecánico y la eficiencia de un material para uso clínico, los análisis mecánicos pueden tener un carácter único y comparativo.

- El clavo intramedular bloqueado desarrollado aquí, con su kit instrumental quirúrgico, es una nueva alternativa prometedora en la cirugía de la mano para la fijación de fracturas en los huesos metacarpianos.
- Este nuevo dispositivo es sencillo, de fácil colocación, poco invasivo y permite una movilidad temprana de la mano al paciente postoperado, ya que no necesita de largas inmovilizaciones, además de que cumple con las misiones asignadas de una fijación interna: alineamiento de los fragmentos y transmisión de las cargas.
- El estudio abordó el problema mediante modelación matemática con a través del método de los elementos finitos, lo que resulta una ayuda invaluable para este tipo de análisis. Una vez mas el método de los elementos finitos se muestra como una herramienta muy útil para simulaciones en el área de la biomecánica. En este trabajo se realizaron simulaciones numéricas novedosas con un mallado manual refinado para las áreas de interés y tomando en cuenta elementos de contacto entre la partes ensambladas, evaluando el comportamiento mecánico en las zonas de interfase de las diferentes piezas.
- Los resultados experimentales y numéricos comprobaron suficiente resistencia en el sistema propuesto. En las pruebas mecánicas bajo simulaciones de cargas “in vivo” no se encontraron resultados críticos.

- En todos los análisis, resultó evidente la deformación plástica permanente y alta concentración de esfuerzos en la interfase clavo/tornillos/mordazas, sin embargo, ninguno presentó rotura. El clavo intramedular permaneció casi intacto con pequeñas deformaciones en los orificios de contacto con los tornillos de bloqueo.

Como trabajos futuros se propone:

- Efectuar ensayos “in vivo” en animales y humanos que comprueben el funcionamiento del nuevo dispositivo.
- Realizar la evaluación postoperatoria de los pacientes una vez colocado el implante.
- Continuar esta línea de investigación en el desarrollo de dispositivos intramedulares para darle solución a problemas de fracturas a otros huesos metacarpianos, falanges o metatarsianos, con diseños novedosos, efectivos, sencillos y poco invasivos, que minimicen el tiempo de recuperación de los pacientes.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean agradecer al DAAD-CONICIT, CDCH (Venezuela), Facultad de Ingeniería UCV (Venezuela), Sección de Biomecánica de la TUHH (Alemania), y Mathys GMBH (Suiza) por haber hecho posible la realización de este trabajo.

REFERENCIAS

- 1 W.C. Allen, G. Piotrowsky, A.H. Burstein y V.H. Frankel, “Biomechanical principles of intramedullary fixation”, *Clinical Orthopedics*, Vol. **60**, pp. 13–20, (1968).
- 2 ASTM F 1264-99a, “Standard specification and test methods for intramedullary fixation devices”.
- 3 B.D. Browner, J.B. Jupiter y A.M. Levine, “*Skeletal trauma*”, Publications W.B. Saunders Company, Vol. II, 2a edición, (1998).
- 4 W.C. Campbell, “*Cirugía ortopédica*”, Publicaciones Harcourt Brace, Vol. IV, 9a edición, (1998).
- 5 G. Contreras, M. Cerrolaza, M. Martínez y C. González, “Design of a locked intramedullar system for treatments of metacarpal injured bones”, *Act of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. **3**, suplemento 2, pp. 81–86, (2001).
- 6 G. Contreras, N. Goetzen y M. Cerrolaza, “Análisis numérico de un clavo intramedular bloqueado para tratamiento de fracturas en metacarpianos”, *V Congreso de Métodos Numéricos en la Ingeniería*, Madrid, España, (2002).
- 7 W.P. Cooney, Y.S. Chao, “Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function”, *The Journal of Bone And Joint Surgery*, Vol. **59**, pp. 27–35, (1977).
- 8 W.P. Cooney, R.L. Linscheid y K.N. An, “Opposition of the thumb: an anatomic and biomechanical study of tendon transfer”, *J. Hand Surgery*, Vol. **6**, pp. 777–786, (1984).

- 9 R.J. Eveleigh, "A review of biomechanical studies of intramedullary nails", *Medical Engineering and Physics*, Vol. **17**, No 5, pp. 323–331, (1995).
- 10 A. Kapandji, "*Fisiología articular, Miembro superior*", Editorial Médica Panamericana, 5a edición, tomo I, (1998).
- 11 Kaplan's, "*Functional and surgical anatomy of the hand*", 3a edición, Editorial Norton Spinner, (1984).
- 12 G.B.G. Kuentscher, "*Die Marknagelung von Knochenbruechen*", *Archiv für klinische Chirurgie* 200, 243, (1940).
- 13 Metals Handbook, *Properties and selection: nonferrous alloys and pure metals*, ASTM, Vol. **2**, pp. 140–143.
- 14 Manual Mechanical Desktop, Release 4, AutoDesk, Inc., (2000).
- 15 M.E. Muller, M. Allgower, R. Schneider y H. Willenegger, "*Manual de osteosintesis*", ISBN 84-07-00134-1, Springer-Verlag Ibérica, Alemania, (1993).
- 16 C. Rockwood, D. Green y T. Butler Jr, "*Fractures and dislocations of the hand*", Rockwood and Green's Fractures in Adults, Philadelphia, Pa, Lippincott-Raven, 3a edición, pp. 607–744, (1996).
- 17 E. Schneider, M. Michel, M. Genge, K. Zuber, R. Ganz y S. Perren, "Loads acting in an intramedullary nail during fracture healing in the human femur", *Journal of Biomechanics*, Vol. **34**, pp. 849–857, (2001).