

Desarrollo de un dispositivo de fijación interna para fracturas en metacarpianos

Ricardo Díaz Pérez, Escuela de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería, Universidad Central de Venezuela, e-mail: ricardodiazucv@yahoo.com, home-page: <http://www.ing.ucv.ve>

Aarón Castillejo Tinedo, Escuela de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería, Universidad Central de Venezuela, e-mail: aacastillejo@yahoo.com, home page: <http://www.ing.ucv.ve>

Gabriela Contreras Negrón, Centro de Bioingeniería, Facultad de Ingeniería, Universidad Central de Venezuela, e-mail: gabyapnea@gmail.com, home page: <http://www.ucv.ve/cebio.htm>

Manuel del Jesús Martínez, Escuela de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería, Universidad Central de Venezuela, e-mail: martinem@ucv.ve, home page: <http://www.ing.ucv.ve>

Marcos Sabino G., Departamento de Química, Universidad Simón Bolívar, e-mail: msabino@usb.ve, home page: <http://www.usb.ve>

Introducción

Las fracturas en los metacarpianos son muy usuales y los métodos de estabilización tradicionales sugieren un tiempo de inmovilización de 4 a 6 semanas aproximadamente según el tipo de fracturas. En la Universidad Central de Venezuela se desarrolló una nueva propuesta orientada a las fracturas diafisarias en metacarpianos, la cual bloquea el desplazamiento de los huesos en el sentido axial y rotacional, es decir, proporciona una inmovilización total de la zona afectada obteniendo de esta manera una buena consolidación ósea en el menor tiempo.

Metodología del Diseño

La metodología del diseño estudia y permite sistematizar las técnicas necesarias para llevar a cabo el proceso de diseño [1]. Se realizaron una serie de investigaciones y parámetros necesarios para definir el problema el cual se centró en crear un dispositivo que bloquee las fracturas diafisarias en el quinto metacarpiano específicamente.

Dentro de los parámetros más importantes en el proceso de diseño fue el analizar las fuerzas críticas sobre las juntas metacarpianas e interfalángicas cuando se observaban los movimientos habituales de la mano. Lograr que la persona pueda realizar sutiles movimientos tales como los de prehensión y sujeción un par de semanas después de la intervención, es una de las funciones más importantes del prototipo.

Biomecánica de la Mano

Para describir la distribución de fuerzas es necesario vincular los aspectos biológicos y principios físicos e ingenieriles. Estas fuerzas son obtenidas por los movimientos de agarre y del tipo pinza, tomando en cuenta diferentes sistemas de referencia y movimientos relativos [2].

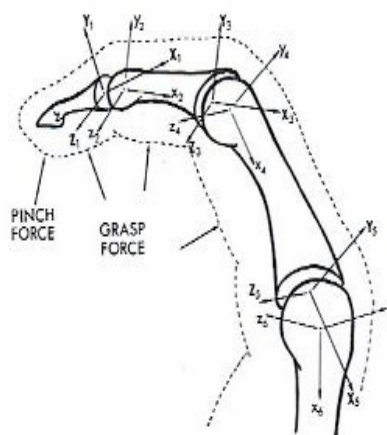


Figura 1: Ejes coordenados y aplicación de fuerzas externas.

A partir de estos análisis se determinaron las fuerzas mínimas que debería soportar el dispositivo y por ende el biomaterial.

Prototipo endomedular

Se realizaron varias tormentas de ideas a partir de los requisitos de diseño y se obtuvo un dispositivo que pretende estabilizar la fractura por su forma geométrica y favorece al proceso de regeneración ósea [3].

Tanto la geometría de la pieza como el biomaterial juegan vital importancia en el proceso de osteosíntesis de la lesión, estas activan propiedades biológicas que pueden ser aprovechadas en la osteosíntesis [4]

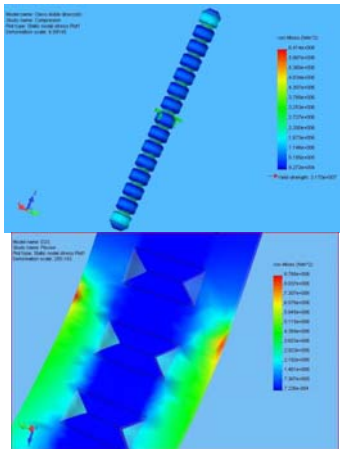


Figura 2: Análisis por el método de los elementos finitos del prototipo final

Favorecer el crecimiento de tejido trabecular, mantener un adosamiento superficial adecuado, absorber ligeras cargas en la lesión durante la recuperación [5], alinear las partes fracturadas, evitar cualquier tipo de desplazamiento entre otras son las características que definen el nuevo diseño según los criterios e hipótesis planteadas en la investigación [6].

Polidioxanona ó PDS nucleado con Nitrato de Boro material del dispositivo

Según investigaciones recientes el poliéster alifático PDS nucleado con nitrato de Boro posee valores del módulo de Young cercanos a los valores del módulo de elasticidad del hueso y se mantienen en un rango aceptable por un período de 6 semanas [7]. La nucleación con BN le confiere resistencia al poliéster y permite que el dispositivo se radiopaco. En otros estudios también se evidenció la inocuidad de la PDS en tejido óseo, demostrando su compatibilidad [8]



Figura 3: Clavo prototipo PDS nucleado con BN.

Pruebas mecánicas

Actualmente se encuentra en estudio los ensayos de tracción y torsión experimentales que determinarán los resultados finales de las propiedades mecánicas del biomaterial para ser compaginados con las cargas mínimas establecidas en el análisis biomecánico de la mano y el estudio por el método de los elementos finitos. Por otro lado sugerencias médicas estiman que el tiempo mínimo de inmovilización es de 3 - 4 semanas independientemente del sistema de inmovilización debido a que se necesita la formación total del callo inmaduro.

Referencias Bibliográficas

[1] Tablante, O.; El proceso de investigación y desarrollo en el diseño de equipos, productos y máquinas. Universidad Central de Venezuela, Caracas, 1988.

[2] Chao, E.; An, K.; Cooney III, W. y Linscheid, R.; Biomechanics of the hand a basic research study. New Jersey: World Scientific, 1989.

[3] Bernard, M., y Light T.; Diagnóstico y tratamiento en ortopedia. México: El Manual Moderno, 1998.

[4] Burg, K; Porter, S. y Kellam, J.; Biomaterial development for bones tissue engineering. Biomaterials, 21 (23), 2347-2359., 2000.

[5] Reilly, T. y Burstein, A. The mechanical properties of cortical bone. Journal of Bone Joint Surgery, (56), 1001-1022, 1975.

[6] Contreras, G.; Desarrollo y Evaluación Experimental de un Sistema Intramedular de Fracturas de Metacarpianos. Universidad Central de Venezuela, Caracas, 2005.

[7] Sabino, M.; The effect of hydrolytic degradation on the tensile properties of neat and reinforced poly-(p-dioxanona). Tesis doctoral publicada. Universidad Simón Bolívar, Caracas, 2002.

[8] Siegel, J; Mathiew, G.; Spadaro, J. y Chase, S. Physical response to absorbable polydioxanone bone pins in growing rabbits. Biomedical materials research, 3 (48), 211-215, 1999.