

Diseño, análisis y fabricación de un prototipo de órtesis inmovilizante de muñeca

Zamora, Ana B.¹ y Acosta, Lucas P.¹

(1) *Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología, Universidad Nacional de Tucumán.*
zamoraab91@gmail.com; lacosta@herrera.unt.edu.ar

RESUMEN

El desarrollo de dispositivos para inmovilizar miembros superiores lesionados abarca diversas tecnologías y metodologías, desde el entablillado y enyesado, hasta órtesis compuestas configurables.

Mediante la aplicación de herramientas de diseño asistido por computadora (CAD) e ingeniería asistida por computadora (CAE) buscamos diseñar un modelo de órtesis inmovilizante de muñeca para reducir o eliminar los rechazos por parte del paciente y la necesidad de ajustar el dispositivo inmovilizante por parte del ortopedista. Se empleó un modelo 3D de antebrazo idealizado para el diseño de una órtesis delgada adaptada a las particularidades del modelo empleado. El modelo se sometió a un estudio de método de elemento finito (FEM) para determinar la distribución de esfuerzos y deformaciones en su configuración geométrica. El prototipo del dispositivo se construyó en impresión 3D.

Pudo verse que los valores mayoritarios de tensiones se concentraron en una pequeña región en la caladura de la fijación, cuyo valor para el movimiento de flexión fue de 173.16 MPa, mientras que para la extensión fue de 111.72 MPa, ambos concentrados en el calado central del lado externo. Los desplazamientos totales fueron mayoritarios en el extremo distal de la órtesis, con valores de 3.69mm para la flexión y 2.38mm para la extensión.

ABSTRACT

The development of devices to immobilize injured upper limbs encompasses various technologies and methodologies, from splinting and casting, to configurable composite orthoses.

Through the application of computer-aided design (CAD) and computer-aided engineering (CAE) tools, we seek to design an immobilizing wrist orthosis model to reduce or eliminate rejections by the patient and the need to adjust the immobilizing device by the patient of the orthopedist.

An idealized 3D forearm model was used for the design of a thin orthosis adapted to the particularities of the model used. The model was subjected to a FEM study to determine the distribution of stresses and strains in its geometric configuration. The prototype of the device was built in 3D printing.

It could be seen that the majority values of stresses were concentrated in a small region in the opening of the fixing, whose value for the bending movement was 173.16 MPa, while for the extension it was 111.72 MPa, both concentrated in the central openwork on the outer side. Total displacements were the majority at the distal end of the orthosis, with values of 3.69mm for flexion and 2.38mm for extension.

Palabras claves: Órtesis - Modelo 3D - Impresión 3D

Keywords: Orthosis – 3D Model - 3D Printing

1. INTRODUCCION

El desarrollo de dispositivos para inmovilizar miembros superiores lesionados abarca diversas tecnologías y metodologías, desde el entablillado y enyesado, hasta órtesis compuestas configurables.

La mano está ubicada en el extremo distal de la cadena cinemática del miembro superior, donde funciona como su efector final. La mano es tanto un órgano de información como un órgano de ejecución según Tubiana (1981).

El movimiento de la articulación de la muñeca se resume en dos tipos, en torno a dos ejes. Un movimiento de flexo-extensión en torno a un eje transversal contenido en el plano frontal, y un movimiento de aducción-abducción respecto de un eje anteroposterior en el plano sagital. Dichos grados de libertad deben ser restringidos por un dispositivo inmovilizador.

El desafío de disponer de dispositivos de inmovilización para lesiones postraumáticas, como luxaciones, se centra en su adaptación a la fisionomía del ser humano. En la actualidad, las tecnologías de escaneo 3D, herramientas de ingeniería asistida por computadora sumado a la impresión 3D se logra ajustar lo máximo posible a las necesidades del paciente.

En los campos de la ortopedia y la rehabilitación, la personalización de la atención al paciente está cada vez más influenciada por el desarrollo de nuevas tecnologías en impresión 3D y, en particular, mediante el método por deposición fundida. Las técnicas de creación de prototipos son viables en el ámbito médico. En particular, el uso de impresoras 3D se está extendiendo en el campo de las órtesis y se espera que su difusión se acelere en un futuro próximo, dada la continua evolución de materiales disponibles y el bajo costo de producción de las diversas tecnologías aditivas como lo descrito por Baronio (2016).

2. OBJETIVO

Mediante la aplicación de herramientas de diseño asistido por computadora (CAD) e ingeniería asistida por computadora (CAE) buscamos diseñar un modelo de órtesis inmovilizante de muñeca que pueda salvar las particularidades de la región en el paciente, para reducir o eliminar los rechazos por parte del mismo y la necesidad de ajustar el dispositivo inmovilizante por parte del ortopedista.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

Para el diseño de una órtesis delgada adaptable se empleó un modelo 3D teórico de antebrazo. Para esto, se segmentó la superficie referida a una curva sobre el plano sagital de la mano con el objetivo de definir un contorno sobre el cual se ejecutó la operación de extrusión del dispositivo inmovilizador, como se muestra en la Fig.1.

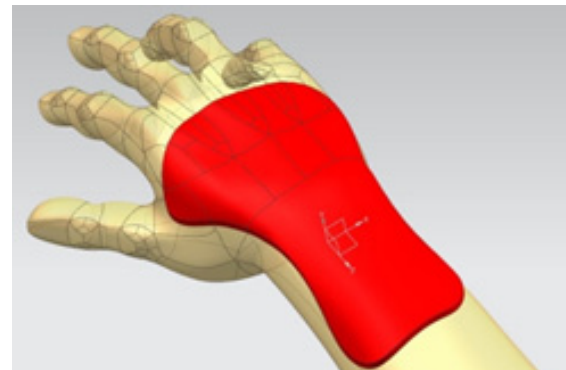


Figura 1. Modelo inicial de la órtesis.

A continuación, se realizó una disminución de densidad de material en la región central con el objetivo de optimizar y mejorar las características de ventilación de la parte sólida. Esta operación se realizó mediante la aplicación de cortes cilíndricos de diámetro 5 mm dispuestos en una configuración triangular. Además, se efectuaron 6 cavidades rectangulares de 5 mm por 20 mm para las fijaciones, como se muestra en la Fig.2.

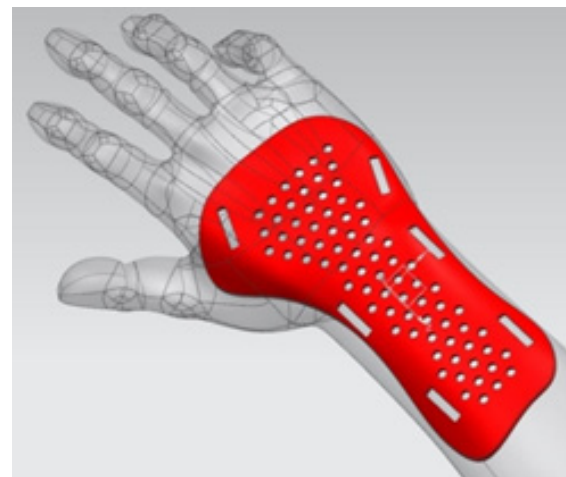


Figura 2. Modelo optimizado de la órtesis.

Por último, se sometió al modelo a un estudio basado en método de elemento finito (FEM) para determinar la distribución de esfuerzos y deformaciones en su configuración geométrica. Para esto se plantearon dos hipótesis; la primera fue que el material empleado era isotrópico. La segunda es que la carga aplicada se ejerce sobre una región específica conforme a la naturaleza del movimiento que debe ser restringido. Se consideraron como situaciones más desfavorables

los movimientos de flexión y extensión de la muñeca. En base a la literatura se obtuvieron los valores de torque ejercidos por la articulación de la muñeca para diferentes posiciones del antebrazo, siendo los casos extremos de flexión con un valor de momento máximo de 14 Nm y para la extensión de 9 Nm como lo describe Lehman (1990). En nuestra situación, del modelo 3D utilizado se determinó una distancia de 75 mm entre el centro de rotación de la articulación y el punto de aplicación de la fuerza en el centro del puño según el dispositivo planteado por Yoshii (2015), como se observa en la Fig.3.

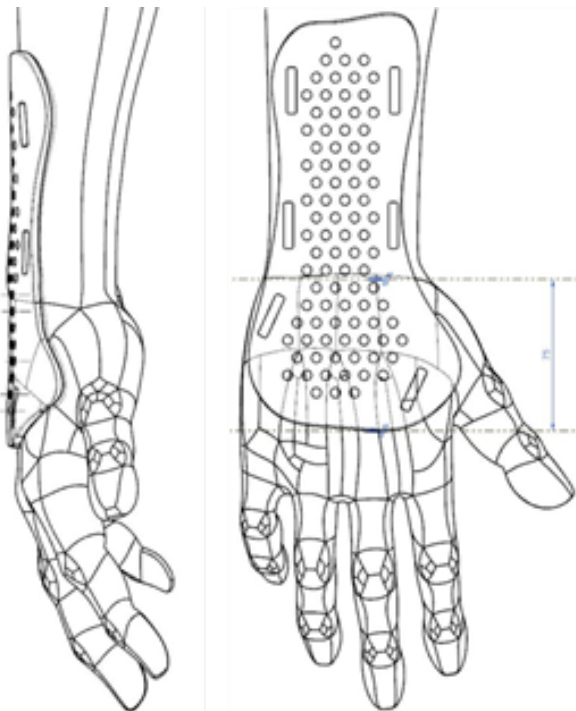


Figura 3. Distancia sobre el plano sagital de la articulación de la muñeca hacia el borde distal de la órtesis.

El mallado del modelo 3D se realizó con una configuración tetraédrica de 10 nodos con un tamaño de 2mm. Para las fijaciones se consideró que la restricción del movimiento de flexo-extensión de la muñeca daría lugar a la situación más adversa para el dispositivo, razón por la cual se dejó libre el par de fijaciones distales, ubicadas sobre la palma, mientras que se fijaron las caladuras para las fijaciones media y proximal, como se observa en la Fig.4.

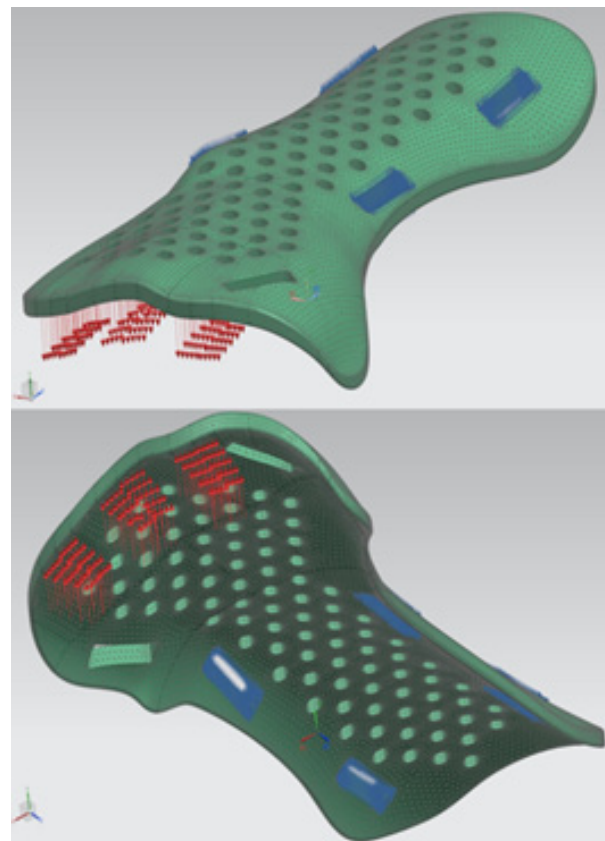


Figura 4. En la parte superior se muestran las condiciones para la flexión y la parte inferior exhibe las condiciones para la extensión.

En cuanto al material utilizado, se empleó ácido poli láctico (PLA) por ser un material económico, de fácil impresión, biodegradable y en especial biocompatible.

Para las fijaciones en el antebrazo y la palma, se empleó cinta de velcro de 20 mm de ancho, debido a su facilidad de ensamble y costo accesible.

El prototipo del dispositivo se construyó en impresión 3D mediante la técnica de deposición de filamento fundido (FDM) con una Impresora 3D ortogonal Creality Ender 3, nozzle de 0.4 mm y espesor de capa de 0.2 mm.

4. RESULTADOS

Para el análisis realizado en FEM, pudo verse que los valores mayoritarios de tensiones se concentraron en una pequeña región en la caladura de la fijación, cuyo valor para el movimiento de flexión fue de 173.16 MPa (Fig.5), mientras que para la extensión fue de 111.72 MPa (Fig.6), ambos concentrados en el calado central del lado externo.

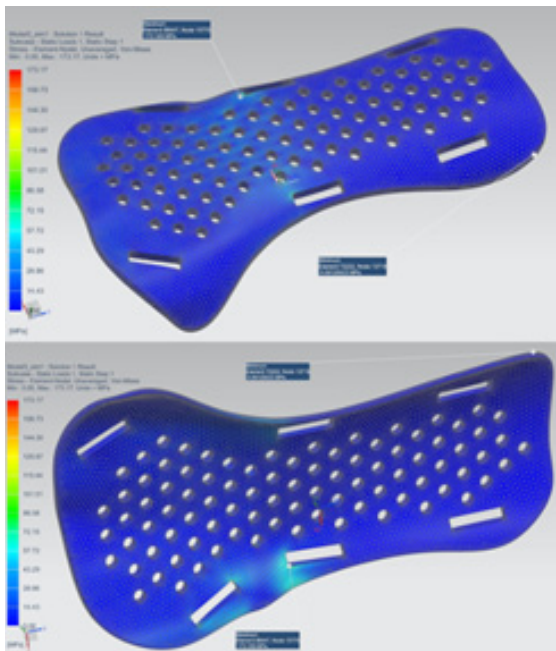


Figura 5. Distribución de esfuerzos para el movimiento de flexión.

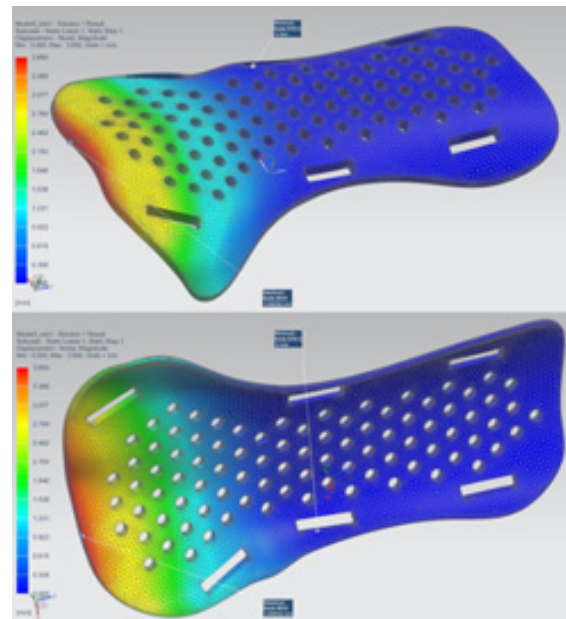


Figura 7. Distribución de desplazamientos para el movimiento de flexión.

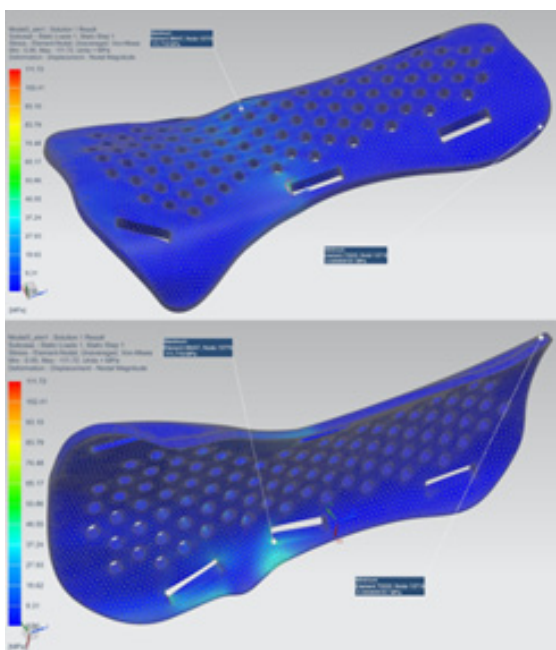


Figura 6. Distribución de esfuerzos para el movimiento de extensión.

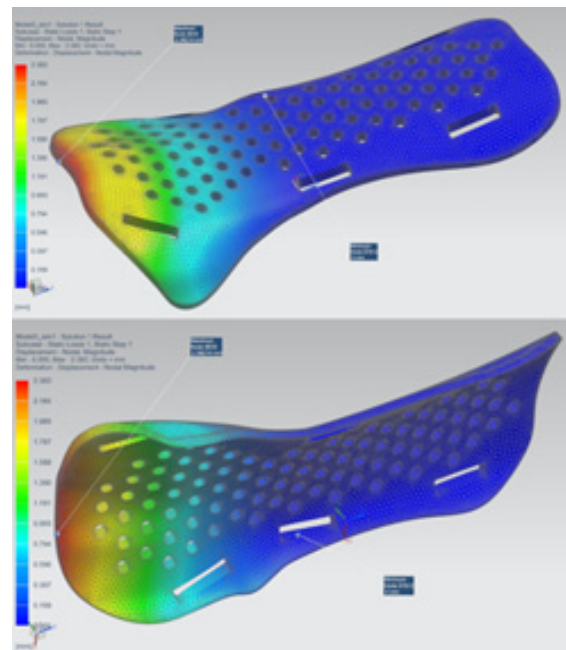


Figura 8. Distribución de desplazamientos para el movimiento de extensión.

Los desplazamientos totales fueron mayoritarios en el extremo distal de la órtesis, como era de esperarse, con valores de 3.69 mm para la flexión (Fig. 7) y 2.38 mm para la extensión (Fig. 8).

La fabricación del dispositivo tomó un tiempo de aproximadamente 4 horas por medio de la técnica de impresión 3D mencionada, obteniéndose el modelo materializado, como puede verse en las Fig. 9 y Fig.10.



Figura 9. Prototipo de órtesis finalizado.



Figura 10. Calce del prototipo en un antebrazo de prueba.

5. CONCLUSIONES

El prototipo construido guarda gran similitud con el modelo virtual planteado lo cual representa una importante ventaja en el momento de ofrecer una solución práctica para un problema complejo como lo es la restricción de movimientos articulares. Encontramos que la utilización de un modelo 3D del miembro que se pretende inmovilizar resultó

de gran utilidad a la hora de construir el dispositivo para tal fin, puesto que las peculiaridades de la superficie de contacto entre el usuario y la órtesis podrían ser salvadas en su totalidad, reduciendo significativamente los rechazos por parte del paciente y los ajustes por parte del ortopedista.

En lo referente al prototipo del dispositivo, los efectos mecánicos debidos a las fuerzas ejercidas por la articulación de la muñeca pueden considerarse poco significativos debido al carácter transitorio de la utilidad del mismo, sin embargo, para futuras investigaciones podría tenerse en cuenta el efecto de la fatiga y cargas dinámicas.

6. REFERENCIAS

Baronio, G., Harran, S., Signoroni, A., *A Critical Analysis of a Hand Orthosis Reverse Engineering and 3D Printing Process*, Applied Bionics and Biomechanics, volume 7, 2016.

Lehman, S.L., Calhoun B.M., *An identified model for human wrist movements*, Experimental Brain Research, 81, 199-208, 1990.

Tubiana, R., *Architecture and functions of the hand*, The hand, vol. 1, pp. 19-93, 1981.

Yoshii, Y., Yuine, H., Kazuki, O., Tung, W., Ishii, T., *Measurement of wrist flexion and extension torques in different forearm positions*, BioMedical Engineering OnLine, 14:115, 2015