



Diseño mecánico y construcción de soporte para antebrazo de un robot para rehabilitación de codo utilizando manufactura FDM

Leal Palomares Rommel Arel✉.

Tecnológico Nacional de México, Instituto Tecnológico Superior de Guasave.

rommel.lp@guasave.tecnm.mx✉

Resumen

Las secuelas motrices de los enfermos cerebro vasculares pueden ser atendidas por medio de rehabilitación robótica. Existen muchos robots de rehabilitación, pero a un gran costo. Actualmente se está desarrollando un dispositivo para rehabilitación de codo, pero es importante hacer hincapié en que el principal componente mecánico es el soporte del antebrazo que provee el movimiento de flexión-extensión. En este trabajo se aborda el diseño mecánico del soporte para antebrazo calculando el momento con la aplicación de las ecuaciones de equilibrio, así como el diseño de una conexión mecánica eje-soporte de 4 estrías SAE. Se realizó modelado 3D y análisis de elemento finito en SolidWorks con validación del diseño, esto gracias a que en la simulación se obtuvo un factor de seguridad adecuado de acuerdo con la teoría de falla de Mohr-Coulomb. Para la construcción, se optó por la manufactura aditiva FDM con filamento de PLA. El análisis realizado se basó en una persona con una masa aproximada de 70 kg. Finalmente, para corroborar que el soporte cumpla con la función pretendida se realizaron pruebas de resistencia mecánica, de caída y de precisión dimensional.

Palabras clave: robot, rehabilitación, codo, diseño mecánico, análisis de elemento finito, FDM.

Abstract

The motor sequelae of cerebrovascular patients can be treated through robotic rehabilitation. There are many rehabilitation robots, but at great cost. A device for elbow rehabilitation is currently being developed, but it is important to emphasize that the main mechanical component is the support of the forearm that provides the flexion-extension movement. In this work, the mechanical design of the forearm support is approached, calculating the moment with the application of the equilibrium equations, as well as the design of a SAE 4-groove shaft-support mechanical connection. 3D modeling and finite element analysis were performed in SolidWorks with design validation, thanks to the fact that in the simulation an adequate safety factor was obtained according to the Mohr-Coulomb failure theory. For construction, we opted for additive manufacturing FDM with PLA filament. The analysis performed was based on a person with an approximate mass of 70 kg. Finally, to corroborate that the support fulfills the intended function, mechanical resistance, fall and dimensional precision tests were carried out.

Keywords: robot, rehabilitation, elbow, mechanical design, finite element analysis, FDM.



1. Introducción

La enfermedad cerebrovascular (ECV) es un grupo heterogéneo de condiciones patológicas, cuya característica común es la disfunción focal del tejido cerebral por un desequilibrio entre el aporte y los requerimientos de oxígeno y otros substratos. Incluye también las condiciones en las cuales el proceso primario es de naturaleza hemorrágica.

Existen pocos espacios de atención pública para el diagnóstico y rehabilitación de pacientes que presentan secuelas cognitivas de un daño cerebral en nuestro país. Aproximadamente el 50% de las personas que tuvieron la experiencia de un EVC necesita de los servicios de rehabilitación y presentan limitaciones funcionales o secuelas, que repercuten en las actividades propias del individuo y en su participación con el medio ambiente[1].

Con base en lo anterior, se debe de aplicar terapia al paciente, afortunadamente existen en la actualidad alternativas para el tratamiento, como lo es: la rehabilitación robótica. En los últimos años, se han desarrollado dispositivos de rehabilitación robótica, para pacientes que requieren terapia de miembro superior. Para garantizar la integridad estructural, se deben determinar las fuerzas resultantes en la articulación del codo, tal cual lo presenta el Departamento de Estudios de Posgrado e Investigación del Instituto Tecnológico de Orizaba en el 2017. En este trabajo se utiliza la segmentación corporal y las medidas antropométricas para construir un modelo matemático en el que las fuerzas se presentan como vectores [2].

Se han logrado dispositivos de multifunción (soportar cargas y rehabilitación de miembros superiores) a partir del diseño mecánico, análisis cinemático, modelado, control y simulación PID de posición. Lo anterior con la integración de celdas de carga para medir la carga aplicada, encoders para medición de los ángulos en las juntas y un electromiógrafo para medir la activación muscular[3].

Para la manufactura de diversos componentes mecánicos de los robots para rehabilitación de codo, es común utilizar la impresión 3D del tipo FDM. En el 2019, se desarrolló un robot exoesqueleto utilizando filamento CPE como material de trabajo y PVA como soporte[4]. Así mismo, 2016 se presenta el diseño de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior, con la característica de contar con mecanismos de piezas construidas de ABS y accionamiento por medio de sistema motor-cable[5]. También en el 2020, se desarrolló un mecanismo de asistencia para el codo, con la implementación de un mecanismo de cable paralelo, dos componentes inflables para sujeción en los miembros y partes mecánicas como guías para cable, plataformas para brazo y antebrazo[6]. En 2017 se diseñó un robot vestible bio-inspirado de 7 grados de libertad, para rehabilitación de sobrevivientes a accidentes cerebrovasculares; en el cual se desarrolló el modelo 3D. Posteriormente se manufacturaron anillos para brazo en PLA con cierta flexibilidad, con el objetivo de poder adoptar diferentes formas[7].

Se han diseñado órtesis para auto rehabilitación de codo, donde primero se capturaron imágenes para obtención de dimensiones; posteriormente se realizó el análisis cinemático y de resistencia de materiales (material ABS) utilizando programas CAD-CAE, para una carga máxima permisible de 50 N[8].

Se han utilizado músculos neumáticos como actuadores en el diseño, construcción y evaluación de exoesqueletos para brazos, por medio de la aplicación del Control Adaptativo de Referencia de Modelo. [9].

Para cumplir con la necesidad anteriormente mencionada se está trabajando en un dispositivo para rehabilitación de codo con un grado de libertad, en el cual, se tiene que el elemento mecánico de mayor relevancia es el soporte para antebrazo; a razón de que tiene la tarea de proveer movimiento al antebrazo. Por las razones enunciadas anteriormente, nos hemos dado a la tarea de realizar el diseño de un soporte para antebrazo de un dispositivo para rehabilitación de codo; buscando garantizar su integridad estructural, así como su viabilidad en cuanto a la manufactura se refiere.

2. Metodología

La metodología utilizada se basa en la determinación de las cargas en el prototipo, identificación de las partes críticas, análisis de elemento finito, selección de partes mecánicas, construcción y pruebas tal como se muestra en la figura 1. En el caso, de que los resultados de las pruebas no fueran lo esperado, se procedería a realizar un análisis de todo el proyecto desde el inicio, para realizar los ajustes necesarios.

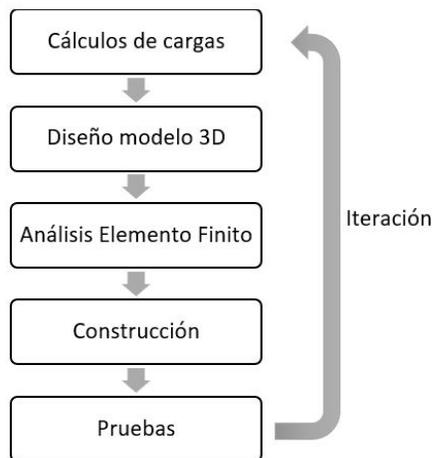


Figura 1. Metodología para el diseño y pruebas mecánicas.

2.1 Diseño mecánico

2.1.1 Fuerzas que actúan en el codo

El sistema rehabilita el codo, es decir realizar movimiento de flexo-extensión. Este es un caso de una palanca de tercer orden; se debe a que el apoyo y la resistencia (carga) están situados en los extremos, mientras que la potencia está entre las dos anteriores, figura 2 [10].

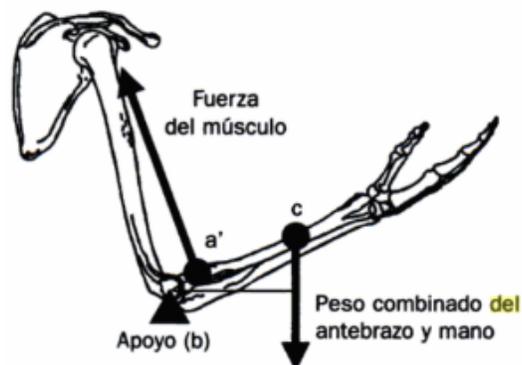


Figura 2. Palanca de tercer orden [10].

Consideraremos que el paciente tiene una masa de aproximadamente 70 kg. La Tabla 1 [11] permite identificar el porcentaje con respecto al peso total del cuerpo de cada miembro.



Tabla 1. Porcentaje del peso contribuido de todo el cuerpo por las partes individuales.

Partes del cuerpo	Porcentaje
Mano	0.7%
Antebrazo	1.6%
Brazo completo	5.0%
Pie	1.5%
Pierna inferior	5.9%
Pierna completa	16%

Para una masa del cuerpo de 70 kg, el peso correspondiente de cada uno de los miembros del cuerpo es el que se muestra en la Tabla 2.

Tabla 2. Masa de cada una de las partes del cuerpo con base al porcentaje correspondiente.

Partes del cuerpo	Porcentaje
Mano	0.49
Antebrazo	1.12
Brazo completo	3.5
Pie	1.05
Pierna inferior	4.13
Pierna completa	11.2

Además de la masa de la mano y el antebrazo, se agrega el peso de los perfiles y/o piezas de la estructura para realizar el movimiento de flexión-extensión. Para el perfil se considera una masa de 0.5 kg.

Se sabe que la ecuación para el peso de un cuerpo es:

$$W = m \cdot g \quad (1)$$

Con lo anteriormente mencionado, es posible calcular el peso total a elevar con (1):

$$W_{total} = (1.12 \text{ kg} + 0.49 \text{ kg} + 0.5 \text{ kg}) \times \left(\frac{9.81 \text{ m}}{\text{s}^2} \right) = 20.69 \text{ N} \approx 21 \text{ N} \quad (2)$$

El resultado anterior, es útil en las simulaciones de cargas en software de análisis de esfuerzos.

2.1.2 Dimensiones entre las articulaciones

Es necesario determinar la posición exacta en la que se aplican las cargas tanto del antebrazo como de la mano, para poder realizar diagramas de cuerpo libre y poder determinar las reacciones en el codo. En la Tabla 5 se muestran la distancia entre las diferentes articulaciones del cuerpo, para la población internacional.

Tabla 2. Distancias articulares de la población internacional[12].

Dimensión	Valor del percentil		
	5	50	95
Altura del tobillo (con zapatos)	98	109	119
Longitud de la pierna	367	406	445
Longitud del muslo	372	412	452
Saliente de la cadera al asiento	80	88	97
Saliente de la cadera a la rabadilla	113	125	137
Longitud del tronco	390	438	480
Saliente de la cadera al eje de pivote del codo	481	533	584
Longitud del brazo	247	274	300
Distancia de la muñeca a la posición de asir	105	116	127
Longitud del antebrazo	220	244	267

La columna de datos central es para personas con una masa de 70 kg, nuestro diseño se basa en esta cantidad de masa para el paciente. Por lo tanto, tenemos que la longitud del brazo es de 274 mm; la del antebrazo es de 244 mm; la distancia de la muñeca a la posición de asir es de 116 mm.

2.1.3 Centro de gravedad entre las articulaciones

La distribución de los centros de gravedad se tiene a partir de las dimensiones de las cadenas articulares figura 3.

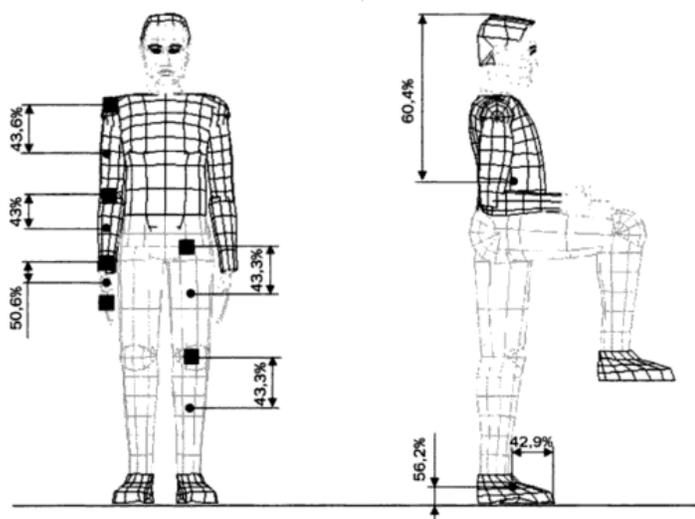


Figura 3. Centro de gravedad a partir de las cadenas articulares del cuerpo humano [10].

Calculando las ubicaciones de los centros de gravedad, se tiene los resultados de la Tabla 3.

Tabla 3. Ubicaciones de los centros de gravedad.

Parte	Dimensión (mm)	Porcentaje	Valor (mm)
Antebrazo	244	43%	104.92
Mano	116	50.6%	58.69
Perfiles y/o piezas	244	43%	104.92

2.1.4 Fuerzas de reacción articular

La flexión del codo se puede calcular por medio de la técnica de cuerpo libre para las fuerzas coplanares; además de considerar a las ecuaciones de equilibrio, que establecen que la resultante de los momentos y la resultante de las fuerzas que actúan sobre la articulación del codo, deben de ser cero[13]. En la figura 4, se muestra el diagrama de cuerpo libre donde se incluyen las fuerzas en el codo.

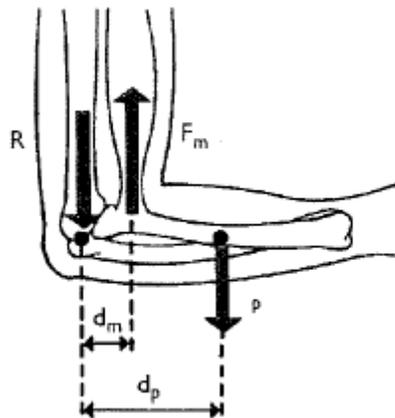


Figura 4. Diagrama de cuerpo libre para la flexión de codo [14].

En el caso de que no se sujete en la mano ningún objeto, se tiene que el peso de la mano es de 4.8 N, el peso del antebrazo y perfil es de 15.88 N. La distancia desde el centro de rotación articular hasta los tendones de los músculos es de 40 mm; para el diagrama de cuerpo libre del codo se toman las distancias necesarias de la Tabla 2. Se tiene el diagrama de cuerpo libre de la figura 5.

Con el diagrama de cuerpo libre elaborado, es posible resolver el sistema de dos dimensiones; porque cuando la fuerza y el par son iguales a cero, las fuerzas externas forman un sistema equivalente a cero y se dice que el cuerpo rígido se encuentra en equilibrio [15]. Entonces,

$$\sum M = 0: \tag{3}$$

Donde:

M=momento con respecto a un punto.

Aplicando (3) a la articulación de codo que se muestra en la figura 5, se tiene:

$$B (0.04 \text{ m}) - 15.89 \text{ N}(0.104 \text{ m}) - 4.8 \text{ N}(0.302 \text{ m}) = 0 \tag{4}$$

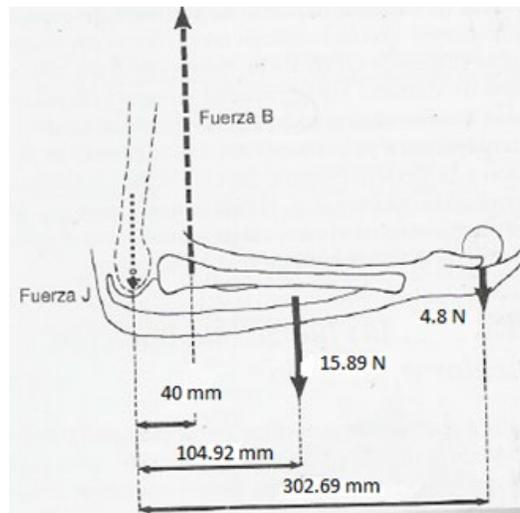


Figura 5. Diagrama de cuerpo libre para la flexión de codo con dimensiones y magnitudes de fuerzas.

Al reducir (4) se obtiene que:

$$B(0.04 \text{ m}) = 3.1 \text{ N} \cdot \text{m} \quad (5)$$

Para que el sistema se mantenga estático se requiere un momento aplicado al punto de apoyo de $M=3.1 \text{ N}\cdot\text{m}$, es decir el momento producido por la fuerza de los tendones (B) multiplicada por la distancia (X) a la cual estén los tendones del punto de apoyo, debe de ser de $3.1 \text{ N}\cdot\text{m}$ para mantener el equilibrio. Sabiendo que el diseño posee un motor en el punto de apoyo, se considera que la unidad motriz a utilizar debe de superar ese momento estático de $3.1 \text{ N}\cdot\text{m}$.

2.1.5 Diseño de estría

Se prefieren las estrías de lados rectos tipo Sociedad de Ingenieros Automotrices (SAE), por ser de geometría más simple que las de involuta; además se considera que al tener lados rectos, serán más fácil aplicarles algún tratamiento de postproceso en la manufactura.

En cuanto a el diseño de la estría, es necesario recurrir a la Tabla 4 sobre fórmulas SAE para estrías rectas.

Tabla 4. Fórmulas de SAE para estrías rectas[16].

Núm. de estrías	W, para todos los ajustes	A: Ajuste permanente		B: Para deslizar sin carga		C: Para deslizar bajo carga	
		h	d	h	d	h	d
Cuatro	0.241D	0.075D	0.850D	0.125D	0.750D		
Seis	0.250D	0.050D	0.900D	0.075D	0.850D	0.100D	0.800D
Diez	0.156D	0.045D	0.910D	0.070D	0.860D	0.095D	0.810D
Dieciséis	0.098D	0.045D	0.910D	0.070D	0.860D	0.095D	0.810D



Para los cálculos del par de torsión, se tiene la Tabla 5, que proporciona las fórmulas para la capacidad de par torsional y el diámetro requerido en unidades inglesas.

Tabla 5. Capacidad de par torsional por pulgada de longitud, para estrías rectas (Mott, 2006).

Número de estrías	Ajuste	Capacidad de par torsional	Diámetro requerido
4	A	$139D^2$	$\sqrt{T/139}$
4	B	$219D^2$	$\sqrt{T/219}$
6	A	$143D^2$	$\sqrt{T/143}$
6	B	$208D^2$	$\sqrt{T/208}$
6	C	$270D^2$	$\sqrt{T/270}$
10	A	$215D^2$	$\sqrt{T/215}$
10	B	$326D^2$	$\sqrt{T/326}$
10	C	$430D^2$	$\sqrt{T/430}$
16	A	$344D^2$	$\sqrt{T/344}$
16	B	$521D^2$	$\sqrt{T/521}$
16	C	$688D^2$	$\sqrt{T/688}$

El momento de torsión necesario es de por lo menos 3.1 N·m, de acuerdo con el resultado de la ecuación (1). De la Tabla 4, podemos seleccionar entre tres tipos ajuste. En nuestro caso, deseamos un ajuste permanente, porque se desea una pieza acoplada que no se mueva después de la instalación, concluyendo que correspondería un ajuste A. Se seleccionan 4 estrías, lo que permite tener estrías de mayor tamaño y se facilitan trabajos de postproceso.

Con los datos anteriores, se utiliza la cuarta columna de la Tabla 5 para calcular el diámetro requerido, con el par torsional conocido, entonces:

Momento de torsión en el sistema inglés.

$$M = 3.1 \text{ N} \cdot \text{m} \left(\frac{1 \text{ Lb} \cdot \text{in.}}{0.113 \text{ N} \cdot \text{m}} \right) = 27.433 \text{ Lb} \cdot \text{in.} \quad (6)$$

Diámetro requerido.

$$D = \sqrt{T/139} = \sqrt{27.433/139} = 0.444 \text{ in.} = 11.277 \text{ mm} \quad (7)$$

Ancho de la estría.

$$W = 0.241D = 0.241(0.444) = 0.107 \text{ in.} = 2.717 \text{ mm} \quad (8)$$

Profundidad de la estría.

$$h = 0.075D = 0.075(0.444 \text{ in.}) = 0.033 \text{ in.} = 0.838 \text{ mm} \quad (9)$$

Diámetro menor.

$$d = 0.85D = 0.85(0.444 \text{ in.}) = 0.377 \text{ in.} = 9.575 \text{ mm} \quad (10)$$

Con respecto a la longitud de la estría, normalmente se utiliza un rango de 0.75D a 1.25D. Utilizando la expresión menor:

$$L = 0.75D = 0.75(0.444 \text{ in.}) = 0.333 \text{ in.} = 8.458 \text{ mm} \quad (11)$$

El acero AISI 1045 (material del que están fabricados los ejes que mueven el soporte) soporta una carga de 3.1 N·m de torsión independientemente del ancho, largo, o altura de la estría. Al conectar el soporte del antebrazo de PLA de impresión 3D con acero AISI 1045 para los ejes, en el caso de alguna falla, el primero en hacerlo sería el PLA. A partir de la argumentación precedente está claro que reducir las dimensiones de la estría (ancho, alto y largo) podría evitar el riesgo de deformación en la caja para eje del plástico por FDM. Lo anteriormente expuesto es válido, porque el método presentado para estrías rectas corresponde a ejes de metal. En la Fig. 6 se presenta el perfil definitivo (dimensiones menores a las necesarias) para los ejes estriados.

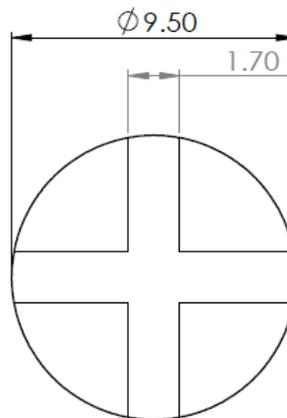


Figura 6. Perfil de la estría para los ejes.

2.2 Análisis por elemento finito

Se utilizó el software de diseño mecánico SolidWorks® para el modelado de las piezas y ensambles 3D. Este software tiene la capacidad de realizar análisis de elementos finitos por medio del complemento SolidWorks Simulation. Cuando conocemos el esfuerzo en una pequeña forma del cuerpo podemos inferir el esfuerzo en otras formas de mayor tamaño, y así predecir el comportamiento estructural del elemento[17].

El tipo de simulación que se realizó es del tipo lineal estática, la cual es la más común, pero es válida bajo las siguientes consideraciones:

- Todas las cargas se aplican lentamente hasta que alcanzan su toda su magnitud. Cuando alcanzan su valor máximo, permanecerán así.
- La relación entre las cargas y los resultados es lineal[18].

2.2.1 Esfuerzos



Los análisis realizados se acotan a la concha inferior, porque es la que soportará la mayor carga en la operación. Esta pieza es vital para el adecuado para el dispositivo, considerando que está sometida principalmente a esfuerzos de flexión; gracias a que el centro de gravedad del antebrazo se encuentra a una distancia considerable del eje de rotación (soporte tipo bisagra).

Se considera 1 carga de 21 N con dirección perpendicular a la superficie de aplicación. Considerando la suma de los pesos del antebrazo, mano y perfil (peso supuesto). En la Tabla 4 se muestra la dirección de las fuerzas aplicadas al soporte del antebrazo.

Malla fina al máximo: La diferencia entre alta y baja calidad es que la primera utiliza elementos de segundo orden y la segunda utiliza elementos de primer orden[19], es decir a mayor calidad mayor tiempo de procesamiento.

Geometría fija como sujeción: Este tipo de sujeción permite en los cuerpos solidos (3 GDL) y uniones de armaduras (1 GDL) reducir a cero todas las traslaciones. Puede ser aplicada a caras, esquinas, vértices o uniones de vigas[20].

Tabla 4. Dirección de las fuerzas estáticas aplicadas a la concha de antebrazo.

Dirección	Magnitud (N)	Tipo
X	0	NA
Y	21	Distribuida
Z	0	NA

Como resultado tenemos que el esfuerzo máximo en la zona de la cavidad para el eje de 4 estrías SAE con valor de 5.01 MPa, figura 7.

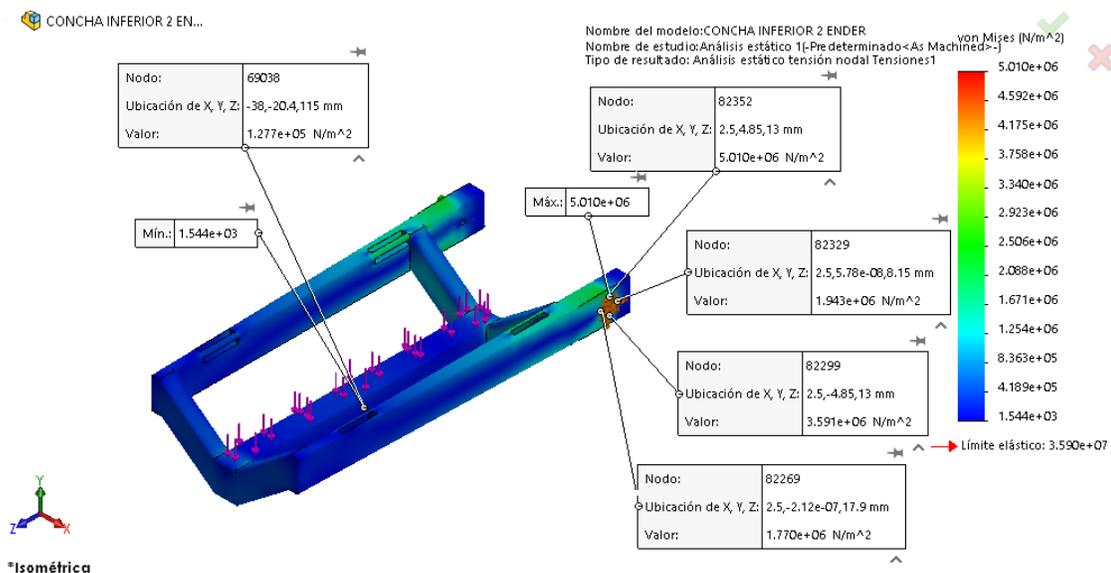


Figura 7. Resultado de esfuerzo estático tridimensional por medio de la teoría de von Mises.

2.2.2 Desplazamientos

Para la concha inferior bajo el mismo análisis estático antes mencionado se tiene que la zona con mayor desplazamiento es la cercana al extremo de la mano con valor de 1.02 mm. Es claro que la parte cercana al eje (geometrías fijas) es la que menor desplazamiento posee con 1.00×10^{-30} mm porque la misma sujeción se lo impide. Es importante aclarar que el resultado que se muestra en el figura 8 es el del eje vertical Y, es decir el resultado de desplazamiento con la carga estática provocado por la fuerza de gravedad.

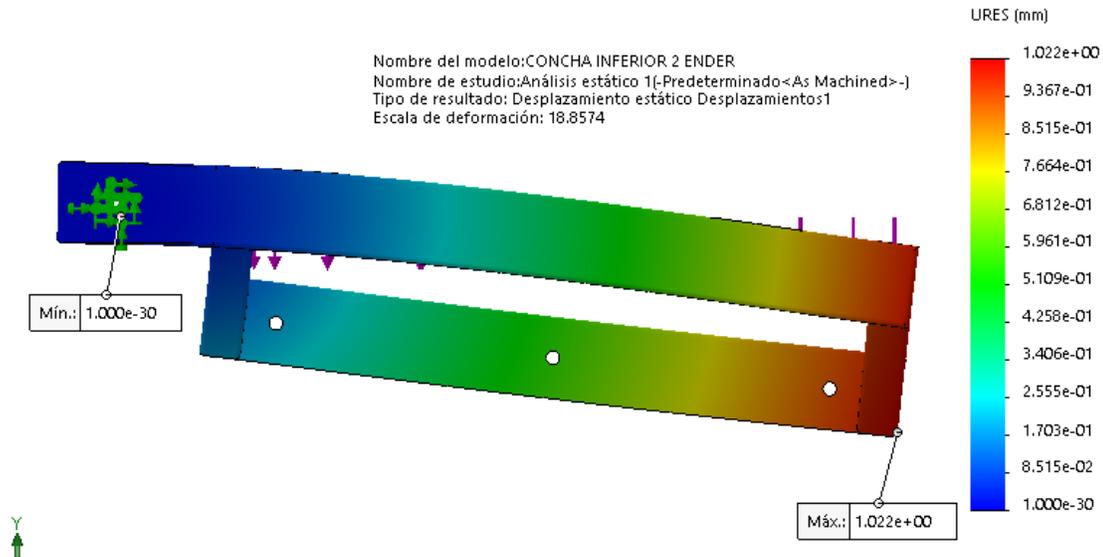


Figura 8. Resultado de desplazamiento en dirección Y (eje vertical) bajo análisis estático.

2.2.3 Factores de seguridad

Otro análisis realizado fue el de factor de seguridad, el cual, muestra que zonas del elemento mecánico tienen mayor holgura en cuanto a los valores límites del esfuerzo. El método para el análisis realizado fue el de Mohr-Coulomb, porque este predice que se producirá un fallo cuando la combinación de la tensión principal de tracción máxima σ_1 y la tensión principal de compresión mínima σ_3 supere los límites de tensión respectivos [21].

Un factor de diseño $N=4.0$ a 8.0 es para diseño de estructuras estáticas o elementos de máquinas bajo cargas dinámicas, con incertidumbre acerca de cargas, propiedades de materiales, análisis de esfuerzos o el ambiente[16]. En nuestro resultado, se tiene que el FOS en la zona cercana a la cavidad del eje de 4 estrías es de 4.57 (mínimo), es decir satisfactorio, tal cual se muestra en la figura 9.

2.3 Construcción

2.3.1 Impresión 3D

Se imprimieron las dos piezas de las que se compone el soporte del antebrazo utilizando tecnología FDM. Los parámetros de impresión para las piezas que se crearon en el software Cura se muestran en la figura 10 y 11.

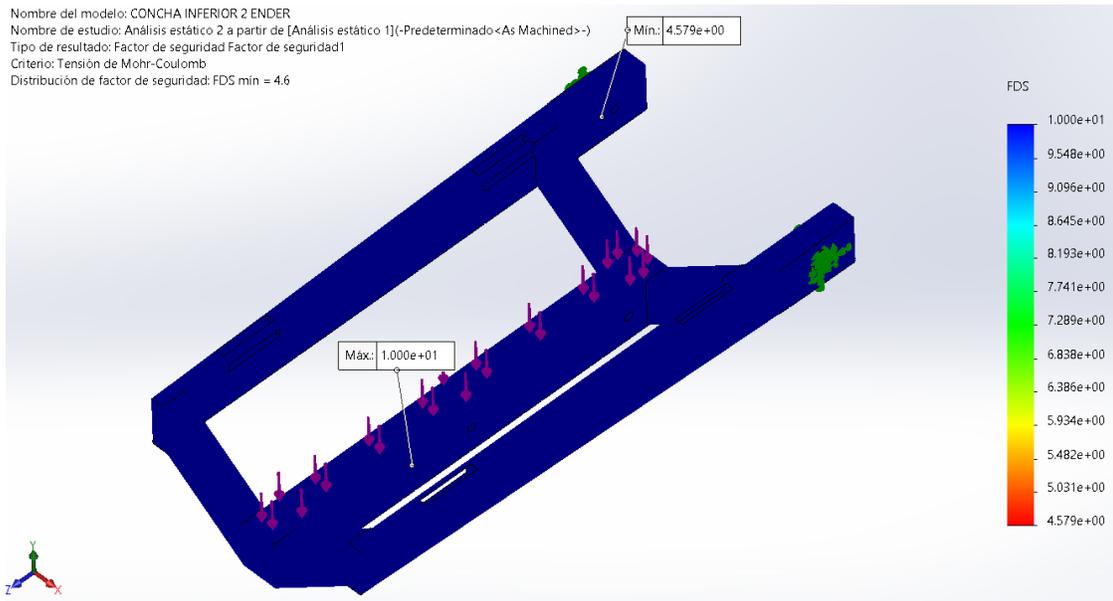


Figura 9. Resultado del análisis estático para factor de seguridad bajo el criterio de Mohr-Coulomb.



Figura 10. Parámetros de impresión generales para la mitad del soporte del antebrazo en software Cura.

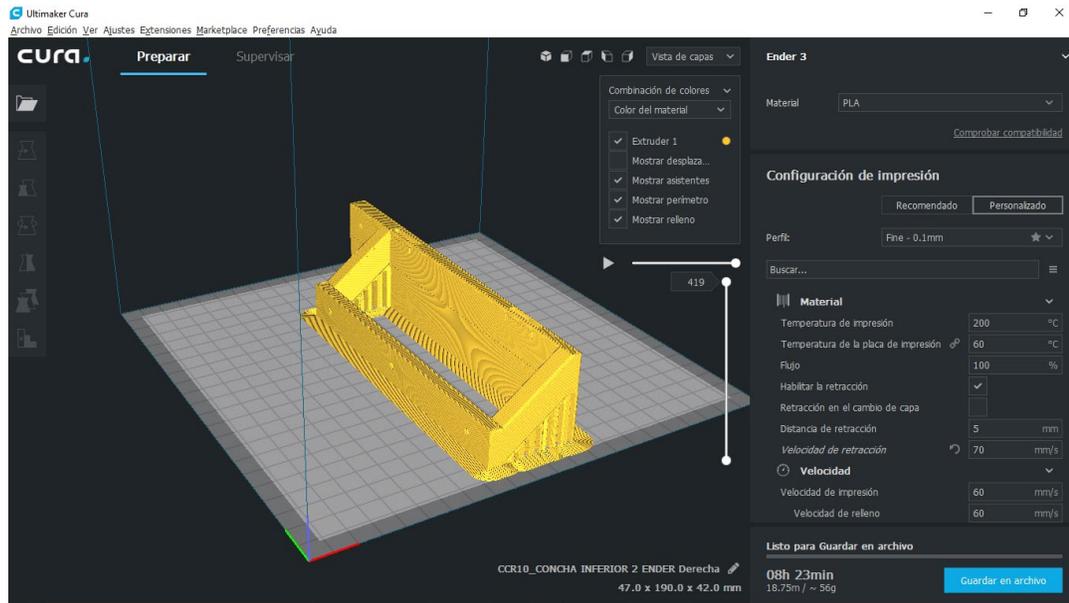


Figura 11. Laminado y soportes en software Cura del medio soporte para el antebrazo.

Para la manufactura de las partes mecánicas se utilizó la impresora Creality Ender 3, la cual es de muy bajo costo, pero de gran calidad, a pesar de ser un equipo de escritorio[22].

3. Pruebas y resultados

Es importante comentar, que el diseño e impresión 3D del soporte para antebrazo primeramente se realizó en material ABS, por ser un material con mayor durabilidad (combinación de resistencia al calor, fatiga, el agua, los rayos UV y productos químicos) que el PLA [14]. Al realizar pruebas notamos que específicamente en la zona de la estría en el soporte de antebrazo, se presentaba deformación y esta se extendía a lo largo de la pieza.

Enfocándonos en el aspecto mecánico, se consideraron las siguientes pruebas para el soporte:

- Resistencia mecánica
- Caída
- Precisión dimensional
- Movimiento rotacional

El soporte para antebrazo final constó de dos piezas simétricas de PLA, las cuales se ensamblaron por medio de pernos de 4 mm. En el diseño se espera que no se presenten deformaciones y la integridad estructural se mantenga, para ello, el ensamble se sometió a pruebas bajo carga estática de 21 N (aproximadamente 2.1 kg). Se identificó que la resistencia mecánica es suficiente como para soportar los esfuerzos, tal cual se mostró en los resultados del factor de seguridad figura 12. Además de lo anterior, se apreció como la rigidez del soporte se mantuvo, la cual es de suma relevancia para el adecuado funcionamiento del dispositivo.

El robot para rehabilitación se usará sobre mesa, para lo cual se considera que una altura promedio es de 75 cm. Para garantizar que no habrá fractura a causa de un impacto en una caída, se realizó una prueba a la altura antes mencionada, tal cual se puede observar en la figura 13.



Figura 12. Prueba de carga estática en el soporte para antebrazo.



Figura 13. Prueba de caída para el soporte de antebrazo a) altura al nivel de una mesa, b) caída al nivel del suelo y c) verificación de no existir fractura.

En lo que se refiere a las pruebas de precisión dimensional; utilizando un vernier pudimos constatar que, por ejemplo, la caja para ensamble de estría en el soporte tiene un diámetro de 9.6 mm, lo que es una diferencia de 0.1 mm con respecto al diámetro del diseño (figura 6). La diferencia dimensional obtenida de 0.1 mm corresponde con la especificación del fabricante de la impresora 3D, el cual indica que el equipo puede ofrecer una tolerancia de ± 0.1 mm[22].

La prueba de movilidad se realizará en futuros trabajos, cuando se tenga el dispositivo completo y sea posible probarlo con el paciente que padece la ECV. En el caso de la prueba que tiene que ver con el peso del soporte, se tiene que el soporte cuenta con una masa de 81 g, como se puede ver en la figura 15. Anteriormente se había considerado en el cálculo del peso total a elevar una masa de 500 g para el soporte, la cual es mayor a la masa real del soporte; por lo que se entiende que el sistema

motriz que se elija para mover el sistema no tendrá problemas, siempre y cuando este se base en los datos del diseño.

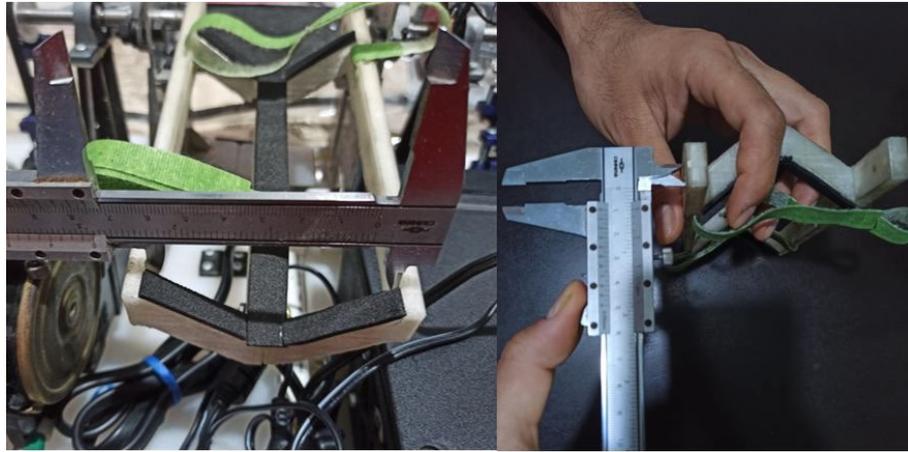


Figura 14. Prueba de medición dimensional a) medición con vernier del ancho final interno del soporte, b) medición con vernier del diámetro de la caja para estría en eje.



Figura 15. Medición de masa del soporte para antebrazo del robot para rehabilitación.

En la figura 13 se muestra el diseño renderizado del exoesqueleto para rehabilitación de codo para el cual se diseñó y construyó el soporte de antebrazo.

Posterior a la impresión 3D del soporte, se procedió a agregar espuma de EVA en las superficies que estarán en contacto con la piel humana, porque este es un material hipoalergénico[23]. Para finalizarlos trabajos en el soporte de antebrazo, se realizó la instalación en su base utilizando tornillos de rosca fina de 3 mm.

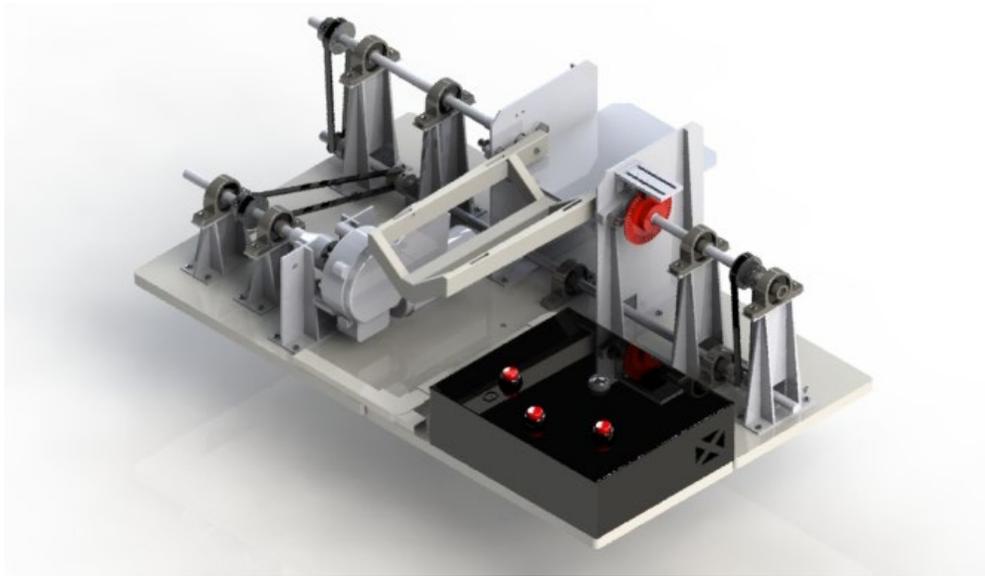


Figura 13. Render del robot para rehabilitación de codo.



Figura 14. Soporte para movimiento del antebrazo.

4. Conclusiones

En este trabajo se realizó el diseño y construcción de un soporte para un robot de rehabilitación de codo con un grado de libertad (flexión-extensión), para personas que han perdido movilidad a causa de enfermedades cerebro vasculares.

Se determinó la carga estática (momento) en el codo que se debe de soportar por medio de la aplicación de las ecuaciones de equilibrio. Lo anterior fue posible, considerando un paciente con masa del cuerpo de 70 kg, la cantidad de masa promedio de la mano, antebrazo y el soporte, así como la localización del centro de gravedad del antebrazo.



Se diseñó una conexión de 4 estrías para eje SAE y su correspondiente caja para estría en el soporte del antebrazo, para el adecuado ensamble. Con este diseño de ensamble entre dos componentes que transmiten el torque para el movimiento rotacional del antebrazo, se garantiza que el esfuerzo cortante límite no será excedido.

Utilizando el complemento CAE de SolidWorks Simulation se lograron simulaciones de elementos finitos en el soporte para observar la distribución de esfuerzos, los desplazamientos máximos y el factor de seguridad. En este último se pudo apreciar como el factor de seguridad mínimo obtenido de 4.57, que esta dentro de los límites establecidos en la bibliografía consultada, lo que garantiza que no se presentará falla en la pieza.

En el caso de la manufactura del soporte se utilizó software Cura para preparación de la impresión 3D con porcentaje de relleno al 50% y patrón cúbico. La impresión 3D FDM es una opción accesible para desarrollar elementos mecánicos, pero, es necesario considerar que las propiedades no siempre serán constantes, ya que existen variables que no se pueden controlar en el transcurso de la fabricación [24].

El desempeño del soporte fue satisfactorio, esto con base a que se realizaron pruebas mecánicas de resistencia (carga de 2.2 kg), de caída (altura de 75 cm), precisión dimensional (± 1 mm), en donde constatamos que el soporte cumplirá la función pretendida. Para el caso de la prueba de movimiento, se requiere tener el robot terminado, por lo que, esta prueba se realizará como trabajo futuro.

Referencias

- [1] I. Devesa, M. Mazadiego, M. Hernández, and H. Mancera, "Rehabilitación del paciente con enfermedad," *Rev Mex Med Fis Rehab*, vol. 26, pp. 3–494, 2014.
- [2] Centeno-Vera, Herrera-Aguilar, Águila-Rodríguez, and Sandoval-González, "Calculo de fuerzas resultantes en la articulación del codo utilizando segmentación corporal y modelado vectorial .," pp. 315–319, 2017.
- [3] A. Yavuz, E. Akdoğan, M. E. Aktan, and A. T. Koru, "Design, produce and control of a 2-DOF upper limb exoskeletal robot," *J. Therm. Eng.*, vol. 5, no. 2, pp. 119–130, 2019.
- [4] I. A. Tătulea, C. N. Drugă, and I. Șerban, "Mechanical design and 3D printing process of an exoskeleton used for elbow joint rehabilitation," *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.*, vol. 568, no. 1, pp. 20–25, 2019.
- [5] A. F. A. Anzueto¹, A. Catañeda¹, E.D. De la Rosa ¹, A. A. Sánchez², "Diseño mecánico y eléctrico de un exoesqueleto de codo, antebrazo y mano," *Memorias.Somib.Org.Mx*, pp. 190–193, 2017.
- [6] G. Zuccon, M. Bottin, M. Ceccarelli, and G. Rosati, "Design and performance of an elbow assisting mechanism," *Machines*, vol. 8, no. 4, pp. 1–15, 2020.
- [7] N. Li *et al.*, "Bio-inspired wearable soft upper-limb exoskeleton robot for stroke survivors," *2017 IEEE Int. Conf. Robot. Biomimetics, ROBIO 2017*, vol. 2018-January, pp. 2693–2698, 2018.
- [8] J. Segnini, D. Vaca, and M. Vergara, "Diseño de órtesis activa para autorehabilitación de codo," *Rev. Ibérica Sist. y Technol. Inf.*, pp. 325–341, 2020.
- [9] M. Irshaidat, M. Soufian, A. Al-Ibadi, and S. Nefti-Meziani, "A novel elbow pneumatic muscle actuator for exoskeleton arm in post-stroke rehabilitation," *RoboSoft 2019 - 2019 IEEE Int. Conf. Soft Robot.*, pp. 630–635, 2019.
- [10] D. González Maestre, *Ergonomía y psicología*. Fundación Confemetal, 2007.
- [11] C. Piland and K. Adams, "Pocket Resource for Nutrition Assessment," pp. 1–132, 2009.
- [12] E. y R. generales ISO / TC 127 / Sc 2 Seguridad, "ISO 6683: 2005," 2005. .
- [13] M. Nordin and V. Frankel, *BIOMECÁNICA BÁSICA DEL SISTEMA MUSCULOESQUELETICO*. Madrid: McGraw-Hill, 2004.
- [14] S. (Department of H. and E. S. of D. Hall, "369058486-Biomecanica-Basica-Susan-Hall.pdf." p. 509, 2005.



-
- [15] F. Beer, R. Johnston, D. Mazurek, and E. Eisenberg, *MECÁNICA VECTORIAL PARA INGENIEROS: ESTÁTICA*. México, D.F.: McGraw-Hill, 2010.
- [16] R. L. Mott, *Diseño de Elementos de Máquinas*, Pearson Ha. México, D.F., 2006.
- [17] H.-H. Lee, *Mechanics of Materials Labs with SOLIDWORKS Simulation 2014*. Mission: SDC Publications, 2014.
- [18] M. Weber and G. Verma, *SOLIDWORKS SIMULATION 2015 BLACK BOOK*, no. June 2011. Georgia: CAD/CAM/CAE Works, 2015.
- [19] D. S. S. Corporation, *Solidworks Simulation*. Concord: Dassault Systemes SolidWorks Corporation, 2011.
- [20] R. Petrova, *Introduction to Static Analysis Using SolidWorks Simulation*. Boca Ratón: CRC Press, 2015.
- [21] D. Systemes, "Ayuda de SolidWorks 2020," 2020. .
- [22] S. C. 3D C. Technology, "Ender-3 3D Printer," 2020. [Online]. Available: <https://www.creality.com/goods-detail/ender-3-3d-printer>. [Accessed: 02-Apr-2021].
- [23] FOMEX, "Productos de espumas Poliolefínicas en 33 colores Catálogo de Colores FOMEX," pp. 1–2, 2019.
- [24] K. L. Alvarez, R. F. Lagos, and M. Aizpun, "Influencia del porcentaje de relleno en la resistencia mecánica en impresión 3D, por medio del método de Modelado por Deposición Fundida (FDM) Influence of infill parameter on the mechanical resistance in 3D printing, using the Fused Deposition Modeling m," *Número Espec.*, vol. 24, pp. 17–24, 2016.

Autores

Rommel Arel Leal Palomares. Egresó de la carrera de Ingeniería Electromecánica del Instituto Tecnológico de Los Mochis en 2010. Obtuvo el grado de Maestro en Ingeniería Mecatrónica con orientación en Sistemas Electromecánicos por la Universidad de Guadalajara. Actualmente se desempeña como Profesor de Tiempo Completo en el Instituto Tecnológico Superior de Guasave. Sus áreas de interés son diseño de elementos mecánicos, diseño de máquinas e impresión 3D.