

# Biomecánica de la mano

Aurora Nahomy Martínez Pérez  
Jorge Eduardo Ortiz Cruz  
Fernando Trujillo Ibarra  
José Juan García Martínez  
Luis Alejandro Salais Meza

2 de septiembre de 2022

## Resumen

En esta investigación se aborda el tema "Biomecánica de la mano" donde se habla sobre la prótesis de mano así como los distintos tipos que se han desarrollado con diferentes tecnologías. Se presenta el costo aproximado, los mecanismos de los dedos dentro de estas prótesis y finalmente se hace referencia a la prótesis electromecánica y sus elementos.

## 1. Introducción

La mano es la herramienta principal del hombre pues con ella se puede desarrollar múltiples actividades. El avance en el diseño de prótesis ha estado ligado directamente con el avance en el manejo de los materiales empleados por el hombre, así como el desarrollo tecnológico y el entendimiento de la biomecánica del cuerpo humano. Una prótesis para extremidades es un elemento desarrollado con el fin de mejorar o reemplazar una función, una parte o un miembro completo del cuerpo humano afectado.

La disposición anatómica de la mano permite entender su gran versatilidad en la manipulación de objetos y ajustes posicionales de acuerdo a las necesidades en la ejecución de patrones funcionales. Correlacionar sus unidades arquitectónicas con el complejo biomecánico de cada una de ellas, permite entender que la función prensil de la mano depende de la integridad de la cadena cinética de huesos y articulaciones extendida desde la muñeca hasta las falanges distales, y que el compromiso de sus arcos longitudinales o transversales altera la morfología de la mano e implica la ruptura de un ensamblaje coordinado necesario para la realización de agarres de fuerza y de precisión[2].

## 2. Desarrollo

### Prótesis de la mano

#### Tipos

Existen diferentes maneras de clasificar las prótesis de mano, ya sea por su material, su función, por cómo actúan, por cómo se ven, por el nivel de amputación o por el precio. Sin embargo, a continuación se verán los tipos de prótesis de mano según su mecanismo de actuación. [1]

- **Prótesis mecánicas para mano:** Tienen un conjunto de cables y poles poco perceptible, añadido de un arnés alrededor del hombro y brazo y no tienen mucha precisión en el agarre
- **Prótesis neumáticas:** Estas hacen uso de aire a presión mediante un compresor, tienen la ventaja de ser muy rápidas y de gran fuerza, sin embargo, son muy grandes y requieren mantenimiento que es muy costoso

- **Prótesis eléctricas:** Utilizan motores eléctricos que pueden ser controlados por servo-contróles, pulsante o interruptores, su principal desventaja es su reparación, su alto costo, su peso y su exposición a ambientes hostiles.
- **Prótesis mioeléctricas:** Estas prótesis son las de mayor aplicación en el mundo debido a su combinación entre estética, gran porcentaje de precisión y de fuerza. Esta prótesis está basada en la obtención de señales musculares a partir de electrodos.
- **Prótesis híbridas:** Estas son utilizadas por personas con amputaciones desde arriba del codo, ya que combina la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad. [4]

## Costos

El precio de las prótesis de mano se espera que disminuya y que su funcionalidad aumente. Esto no sólo lo depende del rumbo que tomen las investigaciones si no también de la aceptación de los pacientes. El costo es un factor importante para las personas que carecen de dicha extremidad. Una prótesis de mano en impresión 3D, mecánica y limitada al cierre y apertura de la mano, puede tener un costo de alrededor de 2000 a 5000 USD. En el caso de prótesis más avanzadas, el precio está en el rango de los 20000 a 60.000 USD dependiendo de la funcionalidad, materiales y estética de la prótesis. [1]

## Mecanismos de los dedos

Para determinar los tipos de mecanismos usados en este tipo de prótesis, se puede acudir a diferentes propuestas ya realizadas como lo son la prótesis de mano de los autores Silva et al, la descrita por el autor Sospedra, o incluso la de los autores Díaz et al. En cuanto a los autores Silva et al [6], mencionan que el objetivo de su caso de estudio es la solución funcional y cosmética para un paciente con mutilación del 2do. y 3er. rayos de la mano y con artrodesis de la IF del pulgar en posición funcional ( $45^\circ$ ). Estos presentan un diseño individualizado de prótesis construida con base en las dimensiones propias del paciente. Para su modelo, presentan el siguiente diagrama en la figura 1, en donde consideran el uso de mecanismos de barras y mecanismos de poleas para el desarrollo de su propuesta.

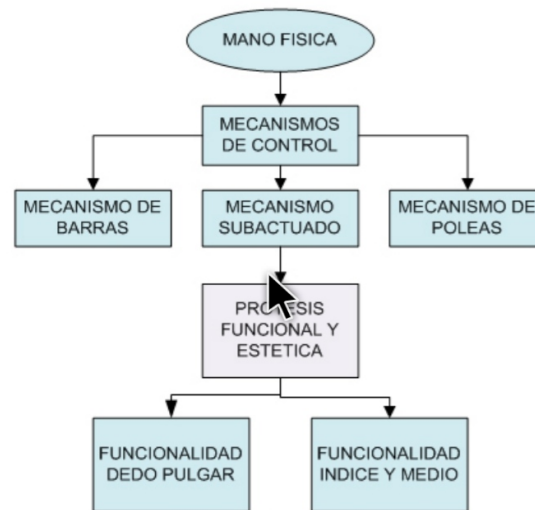


Figura 1: Diagrama general de mecanismos posibles a utilizar

De igual forma, los autores indican que el tipo de mecanismo implementado en el diseño final es un mecanismo de barras mostrado en la figura 2, el cual fue verificado mediante software para lo cual se utilizó Working Model, un software de simulación mecánica en 2D. Mediante modelos simplificados se revalidó el diseño y otros puntos como longitud de los eslabones, forma y movilidad del mecanismo. Al mecanismo formado por cuatro barras y cuatro articulaciones se denomina cuadrilátero articulado, con una barra fija a la referencia (elemento inmóvil con respecto a los demás); se presenta como uno de los más empleados a la hora de resolver muchos problemas de generación de movimientos en mecanismos de 1° de libertad.

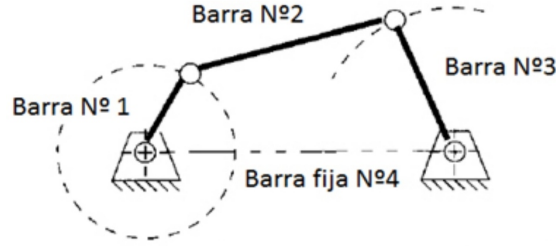


Figura 2: Modelo del mecanismo utilizado por los autores

Por otro lado, el autor Sospedra [7] propone una prótesis con mecanismos que permitan que cada dedo tuviera tres falanges articuladas entre sí. El mecanismo consta de seis eslabones unidos entre sí (Figura 3), los cuales conforman tres mecanismos de cuatro barras, el primero de ellos se encuentra en la base del dedo y es un mecanismo manivela-corredera. En cambio los otros dos se tratan de mecanismos de cuatro barras simples. Por medio de la corredera se realiza la flexión de la falange proximal y como ésta se encuentra articulada a su vez con la falange medial y distal, se hace inherente la flexión del dedo al moverse la corredera.

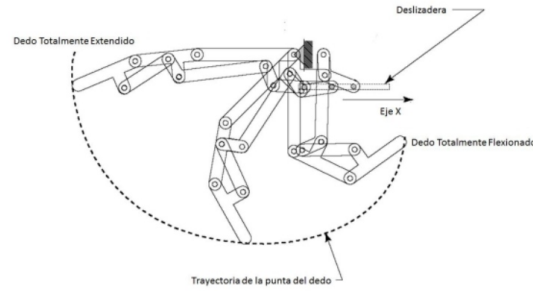


Figura 3: Modelo del mecanismo utilizado por los autores

Finalmente, los autores Diaz et al [5] mencionan que debido a que aun no se han optimizado los mecanismos de los dedos para lograr un buen aprovechamiento de energía, por lo cual la fuerza que puede ejercer el dedo ( $F_s$ ) es baja en comparación con la fuerza utilizada para flexionarlo ( $F_e$ ). En este trabajo se presenta el diseño de un dedo protésico (Figura 4) que puede proporcionar una  $F_s$  mayor en comparación con la  $F_e$ . Estos muestran las condiciones frontera y las restricciones que se consideraron, el método de síntesis empleado, las ecuaciones matemáticas, la manera de resolverlas y los resultados obtenidos. Ellos mencionan que el dedo protésico debe flexionarse igual que un dedo humano, la trayectoria que se consideró fue obtenida analizando el movimiento del dedo de la prótesis, la cual reporta pruebas satisfactorias de movimiento. Para mantener el antropomorfismo se consideró necesario que el dedo obtenido mediante la síntesis tenga dimensiones similares a las de un dedo humano.

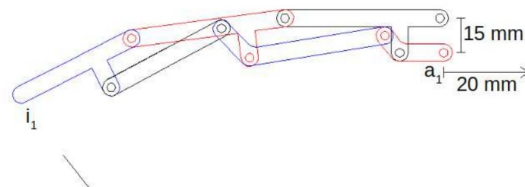


Figura 4: Modelo del mecanismo utilizado por los autores

Se consideró la configuración y acomodo de las barras del dedo de la TBM Hand, a partir de dicha configuración se realizó la síntesis y se determinaron las dimensiones exactas. Se han empleado principalmente 3 maneras de flexionar los dedos artificiales: alojando los actuadores (motores) directo en las articulaciones, con arreglos de

cables, y con mecanismos compuestos por barras, cada una de ellas tiene diversas ventajas y limitaciones. Si se considera únicamente el desempeño para lograr una ventaja mecánica alta, las barras son las mejores ya que, se pueden generar fuerzas mayores.

### Simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada de cinco grados de libertad

La prótesis propuesta es un sistema de componentes cuya misión es emular algunas de las funciones de una mano humana real, por lo tanto, posee muchas articulaciones que permiten el movimiento de estos componentes entre sí para lograr la ubicación adecuada de los mismos en las acciones que se emularan. Estas mismas articulaciones son las encargadas de transmitir la fuerza que el dispositivo ejercerá durante el desarrollo de tales acciones. A continuación, se muestran los componentes de la prótesis:

#### Dedos

Son las principales estructuras transmisoras de fuerza en la acción de agarre. Sus tres eslabones (Falanges) están unidos por medio de articulaciones rotacionales tipo bisagra. La generación del movimiento en las articulaciones y la manera como llega la potencia hasta cada uno de los eslabones es por medio de un cable que se encuentra ubicado al interior del dedo.

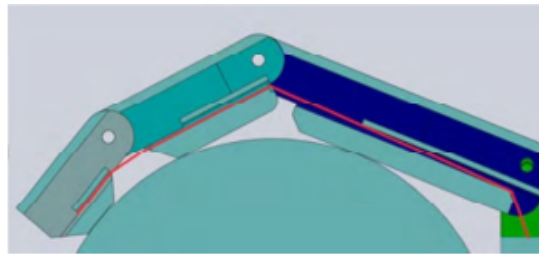


Figura 5: Disposición del cable actuador durante un agarre al interior de un dedo

#### Palma de la mano

Para el caso de la prótesis, la pieza que la palma de la mano es el lugar donde todas las demás estructuras se acoplan. Los cinco dedos y el antebrazo están directamente conectados con ella por medio de articulaciones tipo bisagra con pasadores y es el lugar escogido para el montaje de los sistemas que permitirán la transmisión de potencia y movimiento a los dedos índice, corazón y pulgar y es la responsable junto con la primera sección del antebrazo de formar la articulación que permite el movimiento de flexo-extensión tal y como en una mano real lo hace la muñeca.

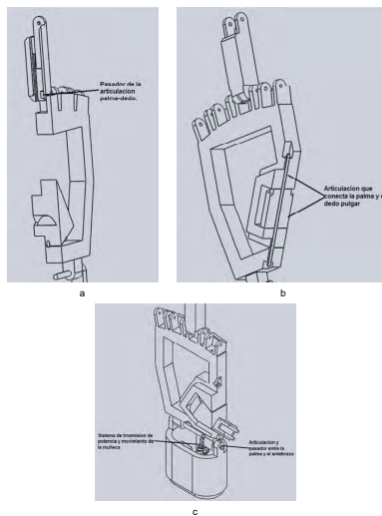


Figura 6: (a) Conexión Palma-Dedos, (b) Conexión Palma-Pulgar, (c) Conexión Palma-Antebrazo. Solid Works

## Antebrazo

El diseño del antebrazo se realizó en tres segmentos con el fin de emular la forma original y facilitar dos aspectos importantes relacionados con el funcionamiento propio de la prótesis. La Figura muestra inicialmente la disposición de los tres segmentos que conforman el antebrazo y la parte la solución mecánica propuesta para la acción de rotación en torno a su propio eje longitudinal (prono-supinación).

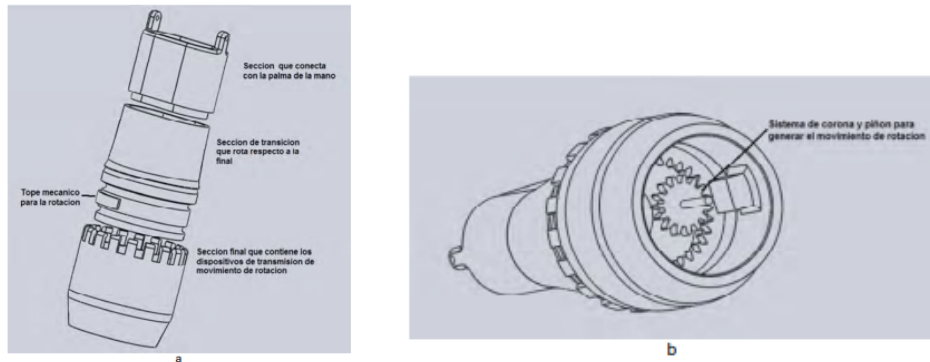


Figura 7: Segmentos que conforman el antebrazo (a), Conexión y sistema de transmisión de movimiento de rotación (b).

## Análisis por resistencia y rigidez

La evaluación del diseño propuesto por resistencia de materiales se realiza utilizando la herramienta Motion de Solid Works y se evaluarán los esfuerzos y desplazamientos desarrollados en las falanges durante el agarre de un cilindro de acero 1020 de 70 mm de diámetro. El material propuesto para la fabricación de la prótesis es Nylon 6/10, una poliamida que posee importantes propiedades mecánicas como lo son una alta resistencia a la tensión, gran dureza, gran tenacidad y resistencia al ataque de mohos y algunas enzimas.

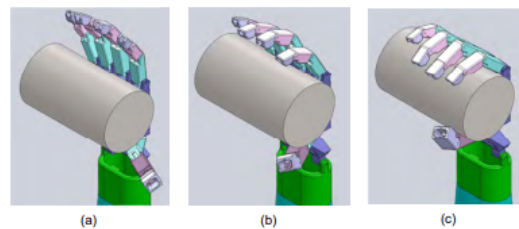


Figura 8: Simulación de la operación de agarre de un cilindro. a) Fase inicial, b) Fase intermedia, c) Fase final.

La fuerza utilizada durante un agarre es generada por los dedos índice, corazón y pulgar, denominada pinza tridigital, el análisis se realiza para este tipo de pinza, por lo tanto, solo se enuncian los resultados de los esfuerzos y deformaciones calculados para estos tres dedos.

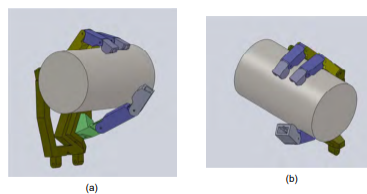


Figura 9: Pinza tridigital

La implementación en Solid Works y se ejecuta el análisis de elementos finitos por medio de la herramienta Motion de este software. Para el enmallado se selecciona la opción “basado en curvatura” y el intervalo de tamaño entre

0,05 mm y 1,50 mm, se utilizaron elementos cuadráticos de alto orden con cuatro puntos jacobianos, la cantidad de nodos dependían del tamaño de la pieza a analizar.

Se observa que los mayores valores de esfuerzo son los ubicados en la zona de apoyo de los pasadores, mientras que, comparados con estos últimos, los esfuerzos en la zona de contacto con el cilindro son significativamente menores. Para estas condiciones y según lo observado hasta aquí, el material seleccionado para la manufactura de la prótesis responde con suficiencia a las cargas aplicadas ya que, según este análisis, el esfuerzo máximo desarrollado en la falange es de  $2.8E6 \text{ N/m}^2$  el cual está muy por debajo de los  $139.1E6 \text{ N/m}^2$  que es el valor del límite elástico para el Nylon 6/10.

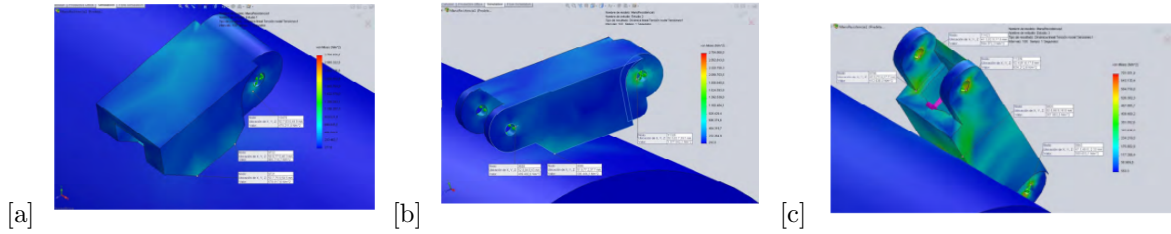


Figura 10: Esfuerzos generados sobre la falange distal (a), medial (b) y proximal del dedo índice debidos la fuerza aplicada por el cable y por el contacto con el cilindro.

Se observa que, para el caso de la falange distal del dedo corazón, el comportamiento visto para la misma falange en el dedo índice se mantiene, es decir, los valores más altos de esfuerzo se ubican en el agujero de la falange donde se coloca el pasador que articula la falange distal con la medial, mostrando una magnitud de  $1.05E6 \text{ N/m}^2$ . Para la zona de contacto entre la falange y el cilindro el máximo valor de esfuerzo es de  $406.8E3 \text{ N/m}^2$ .

Debido a la configuración del agarre, la falange medial no entra en contacto con el cilindro de acero. Para la falange proximal, la cual si entra en contacto con el cilindro de acero, se encuentran nuevamente valores de esfuerzo máximo observados aquí son muy similares a los ya vistos en la falange distal, encontrándose una magnitud máxima de  $1.28E6 \text{ N/m}^2$ , ubicado en el agujero del pasador de la articulación de esta falange con la palma de la mano, mientras que en la zona de contacto con el cilindro, el valor del esfuerzo de contacto llega a los  $444.5E3 \text{ N/m}^2$ .

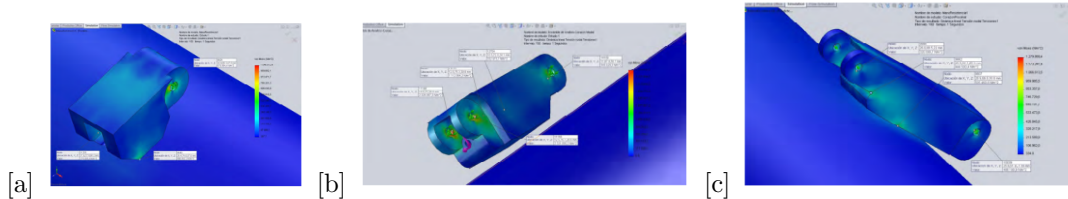


Figura 11: Esfuerzos generados sobre la falange distal (a), medial (B) y proximal (c) del dedo corazón debido a la fuerza aplicada por el cable y por el contacto con el cilindro.

Para el dedo pulgar, como en los casos anteriores los máximos valores de esfuerzo se ubican en las zonas de apoyo del pasador que articula una falange con la siguiente. Para el caso aquí representado, este valor corresponde a una magnitud de  $3.5E6 \text{ N/m}^2$ , nuevamente muy alejado del límite elástico del material, mientras que en la zona de contacto con el cilindro el esfuerzo llega a los  $712.56E3 \text{ N/m}^2$ . Las falanges medial y proximal no entran en contacto con el cilindro de acero para la configuración de agarre aquí analizada.

En cuanto a la deformación que estas piezas sufren bajo las condiciones de carga mostradas para el agarre; se observa que el máximo valor de esta es  $6.24E-3 \text{ mm}$  para la falange distal del dedo índice,  $1.048E-2 \text{ mm}$  para la falange medial del mismo dedo, y  $1.243E-3 \text{ mm}$  para la falange proximal (Figura 4.36) ubicadas en el lado opuesto a la zona de contacto con el cilindro, en las tres falanges.

El resultado que se observa en la Figura donde se aprecia con claridad que las deformaciones se ubican en el costado opuesto a la zona donde la falange respectiva realiza el contacto con el objeto, en este caso el cilindro, se debe a que cada falange se apoya sobre una de sus aristas y no sobre una de sus caras. El valor máximo de la deformación corresponde a una magnitud de  $6.284E-4 \text{ mm}$ .

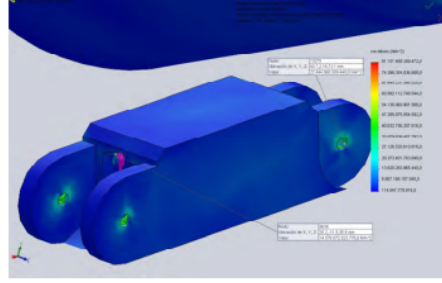


Figura 12: Esfuerzos generados sobre la falange medial del dedo pulgar en las zonas donde se apoyan los pasadores.

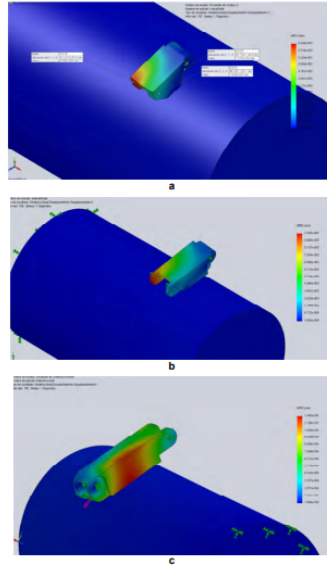


Figura 13: Deformación de la falange (a) distal, (b) medial y (c) proximal del dedo índice

La situación para el dedo corazón es sustancialmente distinta ya que a diferencia del índice, las falanges que entran en contacto con el cilindro si apoyan una superficie y no una arista. La magnitud de esta deformación corresponde a un valor de  $1.052\text{E}-3$  mm, nuevamente una situación muy similar a la de la misma falange en el dedo índice y que puede ser explicada en forma equivalente Finalmente la deformación en la falange proximal tiene una magnitud de  $2.93\text{E}-4$  mm.

En el dedo pulgar se presenta una condición muy parecida a lo observado en el dedo índice para la condición de agarre. En este caso uno de los vértices de la falange distal es el sector que entra en contacto con el cilindro. Las deformaciones de mayor magnitud se ubican en la zona opuesta a este vértice y su valor es  $7.723\text{E}-3$  mm.[3]

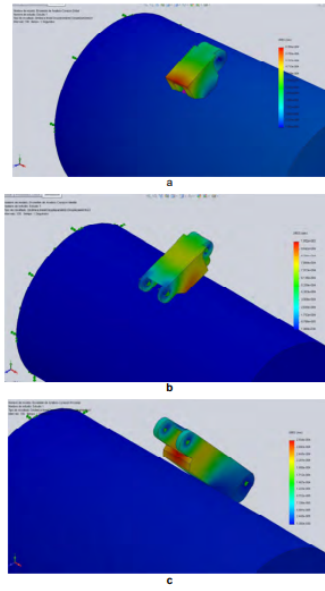


Figura 14: Deformaciones en la falange (a) distal, (b) medial y (c) proximal del dedo corazón.

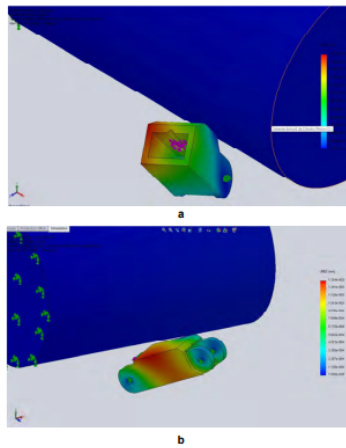


Figura 15: Deformaciones en la falange (a) distal y (b) medial del dedo pulgar.



## Prótesis electromecánica y sus elementos

La mano es uno de los órganos más activos e importantes del cuerpo humano, ya que es utilizada en muchos procesos cotidianos, además de que su estructura es muy compleja y el sistema nervioso central usa alrededor del 30 por ciento de su capacidad para controlar sus movimientos.

Si bien desde la década de los 60s se ha estado intentado lograr una transplatación de mano de manera exitosa, este proceso conlleva muchas más complejidades que solamente tratar de reconectar los nervios de la mano a transplantar con la extremidad del paciente.

Hoy en día existen numerosos tipos de prótesis de mano, sin embargo, aún no se ha logrado llegar a un modelo que pueda imitar todos los movimientos de la mano, pues su estructura es tan compleja que tiene 27 grados de libertad.

Las prótesis electromecánicas tienen la intención de recrear de una mejor manera los movimientos de la mano, para ello es necesario diseñar no solamente un sistema mecánico que sea capaz de imitar los movimientos naturales de una mano, sino que también es necesario desarrollar un sistema de control para que el usuario pueda controlar el dispositivo de una manera más natural.

El primer paso para desarrollar un sistema de control es la adquisición de las señales del usuario, existen métodos no invasivos e invasivos. Algunos ejemplos de los no invasivos es recopilar las señales por medio de electrodos o sensores de vibración que se activan al momento de utilizar los músculos de la extremidad para la cual se va a implementar la prótesis.

Sin embargo este método de adquisición de señales puede llegar a ser bastante impreciso y verse limitado a muchas condiciones externas al usuario como lo pueden ser el ruido eléctrico del ambiente, la sudoración del usuario, entre otras cosas que dificultan el modelado correcto de un sistema de control.

Una vez que las señales del SNC (Sistema nervioso central) son adquiridas es necesario amplificarlas, filtrarlas y realizar procesos de extracción de señal para obtener las partes que son útiles para el movimiento de la mano. Generalmente en este proceso se utilizan microcontroladores de alto rendimiento y dispositivos analógicos de poco ruido.

El desarrollo de un modelo de control tiene como propósito que el usuario sea capaz de utilizar el dispositivo a su deseo y comando. El controlador se compone de dos partes, un controlador de alto nivel y otro de bajo nivel.

El controlador de alto nivel decide que acción se realizará al utilizar clasificaciones en las señales recibidas por el SNC. El controlador de bajo nivel provee la estabilidad para dicha acción y también es responsable de evitar errores de agarre o deslizamiento utilizando señales de retroalimentación. Usualmente en el controlador de bajo nivel se utilizan métodos P, PD o PID debido a su estructura simple, pero gran eficiencia.

A continuación se presenta un pequeño caso de estudio sobre la implementación de una prótesis electromecánica en un paciente real.

En este caso de estudio se realizaron pruebas clínicas aprobadas por la FDA para la implementación de una prótesis electrobiomecánica de una mano.

Se desarrollo un grupo de componentes al cual se le denomino como sistema IMES que funcionan juntos como un sistema de control integrado protético. El sistema es capaz de registrar y transmitir pulsos eléctricos generados durante la contracción de los músculos y después procesar la información para que los moteres sean capaces de mover las articulaciones de una prótesis mioeléctrica.

El sistema Imes permite el control simultáneo de tres distintos tipos de movimientos o grados de libertad. Esto incluye la pronación y supinación de la muñeca, abrir y cerrar la mano, así como al abducción y aducción del pulgar.

Las señales son recogidas a través de sensores (IMES) implantados dentro de los músculos del paciente a través de un proceso quirúrgico, por lo que el tamaño de los sensores es de aproximadamente 16mm de largo y 2.5 mm de diámetro.

Se requieren dos IMES para controlar cada DOF, uno para cada uno de los movimientos opuestos, tal que seis IMES son usados. Cada dispositivo IMES® actúa como un amplificador diferencial intramuscular inalámbrico e independiente que consta de componentes electrónicos personalizados alojado dentro de un cilindro de cerámica herméticamente sellado y biocompatible con tapas de metal en los extremos. Amplifican, filtran, rectifican e integran

la señal detectada utilizando los parámetros configurados durante la inicialización. Luego, la señal se digitaliza y se transmite en un marco configurable formato que permite intercalar datos de múltiples dispositivos. El IMES opera en un esquema de comunicación bidireccional, semidúplex a través de la modulación de un campo magnético generado por una bobina que está laminada dentro de la pared del marco protético. La telemetría inversa se utiliza para transferir los datos del sensor implantado mientras que la telemetría directa se utiliza para transmitir la Ajustes de alimentación y configuración a los sensores. El IMES rectifica internamente e integra la señal EMG en una banda de paso entre 4,4 y 2200 Hz. La longitud de la ventana de integración es de 13,5 ms y es determinado por la tasa de muestreo, que, en la configuración de 3 DOF, es de 74 Hz. Cada muestra se convierte en una representación digital de 8 bits dentro del implante antes de transmitirse a la prótesis. Interfaz de control (PCI). El PCI, una caja electrónica del tamaño de un “Walkman” que se coloca en el cinturón, recibe este flujo de datos, separa las muestras de cada dispositivo IMES individual y realiza un filtrado adicional. Cada Luego, la señal analógica se enruta a una entrada de control de motor seleccionada de la prótesis electromecánica para efectuar la acción deseada.

### 3. Conclusión

### Referencias

- [1] Prótesis de mano en la actualidad. 2021.
- [2] Luz Amparo Arias López. Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfología*, 2012.
- [3] Jair Leopoldo Loaiza Bernal. Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad. 2012.
- [4] Jofre L Brito, Marlon X Quinde, David Cuzco, and John I Calle. Estudio del estado del arte de las prótesis de mano. 2013.
- [5] Julio Díaz. Diseño de dedo protético para realizar sujeción con fuerza. 2013.
- [6] Christian Silva. Mechanical and cosmetic design of a hand partial prosthesis. 2011.
- [7] Bruno Sospedra. Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo antropomórfica infracturada. 2015.