

Prótesis mecánicas

Jimena Hernández, Melissa Jasso, Rubén Cantú, Omar Gutierrez

1 de septiembre de 2022

Resumen

En el presente documento se trabaja acerca de la información necesaria para la elaboración de una prótesis mecánica enfocandonos un poco más al área de la ingeniería, como lo es el ambito matemático, mecánico, eléctrico, el área de programación, la mecanica de los materiales con los que esta fabricada, etc. Así tambien tomamos de vital importancia conocer los tipos de prótesis existentes para el cuerpo humano.

1. Introducción

La Ingeniería biomecanica es la aplicación de los principios fundamentales de la ingeniería a las ciencias de la vida y la salud. Abarca los criterios de la ingeniería y las herramientas de análisis de la matemática, la física y la química, para buscar una solución a problemas de medicina, biología y biotecnología.

Además, tiene una clara orientación hacia la investigación y el desarrollo de nuevas técnicas y productos en el área de la biomecanica, combinando de manera eficiente conocimientos, habilidades y destrezas tanto de ingeniería como de ciencias de la vida y la salud.

Las prótesis son elementos artificiales dotados de cierta autonomía e inteligencia, son capaces de realizar funciones de una parte del cuerpo y tienen como principal objetivo el sustituir una parte del mismo que haya sido perdida. En la actualidad ya existen numerosas prótesis que ayudan a las personas, dentro de sus posibilidades, a tener una vida normal.

Existen varios tipos de prótesis y estas se pueden clasificar según su función, por ejemplo, existen las prótesis pasivas que no tienen movimiento y son solo de uso estético; están las prótesis mecánicas que hacen movimientos simples; también hay prótesis eléctricas y neumáticas que funcionan mediante sistemas eléctricos e hidráulicos, estas prótesis tienen mayor movilidad; y por último las prótesis bioeléctricas, que basan su funcionalidad en señales musculares.

2. Desarrollo

2.1. Tipos de Prótesis

Su función principal es sustituir a la extremidad natural cubriendo las mismas necesidades fisiológicas y morfológicas, devolviendo la movilidad y la estética requerida para que el paciente lleve una vida normal de manera independiente, mejorando su postura, equilibrio y autoestima.

Cuando se selecciona la prótesis óptima se requiere analizar varios factores como: Peso, edad y altura del paciente, estilo de vida y necesidades motoras del paciente, zona y nivel de la amputación.

El diseño es también un punto muy importante para las prótesis, ya que de él depende la calidad de vida del paciente[3].

Los componentes protésicos incluyen los sistemas de receptáculo, suspensión y control, articulaciones y apéndices. Existen muchas opciones diferentes para las prótesis, pero todas tienen como objetivo lograr un ajuste estable y cómodo. El protesista ayuda a los pacientes a elegir el tipo de prótesis y las opciones que necesitan para lograr sus

objetivos. Por ejemplo, las prótesis pueden diseñarse para la movilidad diaria general, para actividades específicas como la natación o para deportes competitivos y de alto impacto, como correr. Las capacidades físicas y cognitivas del paciente y la tolerancia de los dispositivos son importantes en la selección inicial de los componentes protésicos[7].

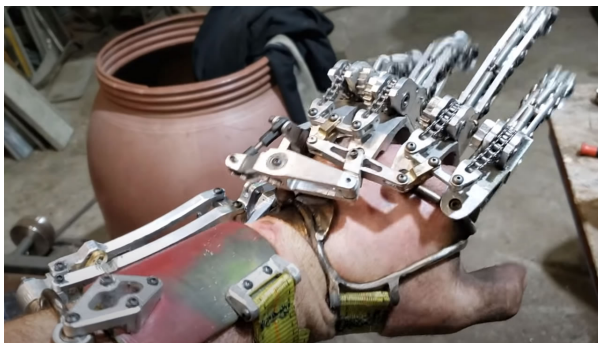
Tipos de prótesis de mano según el tipo de actuador utilizado.

-Mecánica: Las prótesis de mano mecánicas son dispositivos que se usan con la función de cierre o apertura a voluntad, controlados por medio de un arnés que se encuentra sujeto alrededor de los hombros, parte del pecho y del brazo. Solo pueden ser utilizados para el agarre de objetos relativamente grandes y redondos debido a la poca precisión del mecanismo.

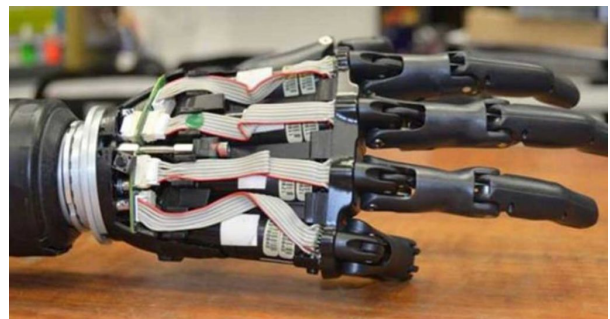
-Eléctrica: Utilizan motores eléctricos en los dispositivos terminales, muñeca y codo, con una batería recargable. Es posible controlarlas de varias formas: servo control, un botón pulsador o un interruptor con arnés. El precio de adquisición es elevado. Existen además otras desventajas inherentes al mantenimiento más complejo, la baja resistencia a medios húmedos y el peso.

-Neumática: Accionadas por medio de ácido carbónico comprimido, que proporciona una gran cantidad de energía. Aunque, presenta como inconveniente las complicaciones de sus aparatos y accesorios, y el riesgo en el uso del ácido carbónico. Su desarrollo fue interrumpido debido a las dificultades técnicas presentadas.

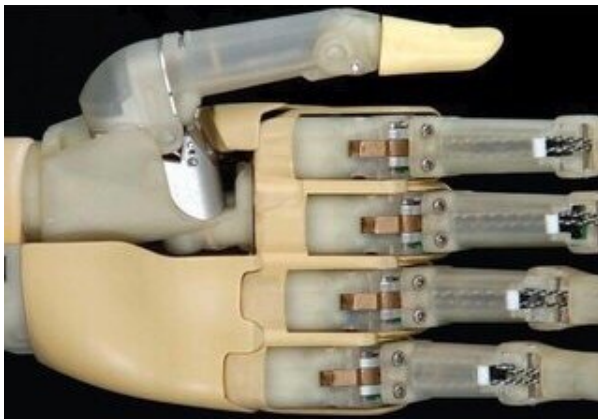
-Híbrida: Combinan la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad. Este concepto es ampliamente utilizado en las prótesis transhumerales (amputación por encima del codo), donde por lo general el codo es accionado por el cuerpo y el dispositivo terminal (gancho o mano) es de accionamiento mioeléctrico[4].



(a) Fig. 1.1 Prótesis mecánica



(b) Fig. 1.2 Prótesis eléctrica



(c) Fig. 1.3 Prótesis neumática



(d) Fig. 1.4 Prótesis híbrida

Actualmente los sistemas protésicos mioeléctricos son los que proporcionan el más alto grado de rehabilitación. Son en realidad prótesis eléctricas controladas por medio de una interface mioeléctrica. Sintetizan el mejor aspecto estético con una gran fuerza y velocidad de prensión, así como varias posibilidades de combinación y ampliación.

2.2. Materiales utilizados

Termoplasticos

Las láminas termoplásticas se usan mucho en el campo de la prótesis para fabricar conexiones protésicas y componentes estructurales. Estos materiales están disponibles en láminas de varios grosores y colores. Los tipos más básicos son el polipropileno y polietileno. El polipropileno (PP) es un plástico muy rígido para el que se han encontrado varios usos en prótesis. La estructura de soporte de la conexión protésica suele fabricarse con polipropileno. El polietileno (PE) de baja densidad es un termoplástico blando y flexible que puede usarse para las conexiones protésicas. Una de las ventajas de estos y otros tipos de termoplástico es que se pueden remodelar. Para remodelar el material se utiliza una pistola de aire caliente que calienta la zona deseada hasta conseguir la temperatura necesaria para poder darle forma. Ésta puede ser una gran ventaja cuando existe alguna zona de presión en el encaje. Hay una gran cantidad de “combinaciones” de plásticos disponibles. Las características de estos materiales varían en cuanto a rigidez y flexibilidad. Un buen ejemplo es el copolímero, una mezcla de polipropileno y etileno que crea un material bastante rígido pero más flexible y resistente a las grietas que el polipropileno puro[6].

Silicona y similares

A lo largo de los años, se han encontrado más usos para la silicona en el campo de la prótesis de extremidades. Ahora se usa como material de relleno para encajes, como sistema de suspensión del encaje de succión de silicona (tipo Iceross 3S) y es el material preferido para las reconstrucciones de mano cosméticas de gran calidad, por nombrar algunos usos. Los hay de muchas formas y se pueden fabricar en un durómetro con soporte rígido o muy blando. Cuando se fabrica en un durómetro muy blando, la silicona no sólo proporciona un excelente relleno sino que también protege la piel de fricciones (cortes). Esto puede ser muy importante porque la fricción suele causar excoriaciones. El encaje de succión de silicona utiliza lo que podría llamarse un “calcetín” de silicona que se pone directamente sobre la piel y que incorpora una clavija de fijación en la parte inferior, fijando así el calcetín, y la persona amputada, a la prótesis. Este sistema de suspensión es tan eficaz que se usa mucho en prótesis de extremidades inferiores y superiores. Los “calcetines” 3S están ahora disponibles en varios grosores, lo que ofrece un relleno complementario en las zonas críticas. Otros materiales que actúan de manera similar a la silicona son el uretano que se utiliza en la funda TEC y el gel de aceite mineral que se usa en la funda Alpha[6].

Metales

En prótesis, los componentes metálicos suelen ser aquéllos fabricados por uno de los muchos distribuidores de componentes protésicos. Pueden ser rodillas, pilones, tobillos y rotadores, por nombrar algunos. Se pueden encontrar ejemplos de aluminio, acero inoxidable y titanio de estos componentes.

El aluminio, en general, se considera como una alternativa más liviana que el acero. No es tan duro pero, dependiendo de la aplicación, es lo suficientemente resistente como para cumplir los requisitos de diseño y superar las pruebas necesarias. Determinadas rodillas se fabrican de aluminio, aprovechando lo poco que pesa. Algunas de estas rodillas son muy resistentes y duraderas, lo que se debe a la geometría de la rodilla y al material utilizado. El acero es sin duda resistente pero, también, relativamente pesado. Puesto que el acero es duro, se puede usar para fabricar pequeños componentes que pueden valer más de la resistencia del material que de la geometría del diseño. Al principio, las pequeñas unidades de rodilla que se usaban para las prótesis endoesqueléticas se hacían de acero. Aunque el material es bastante pesado, se necesita muy poco para elaborar estas rodillas. El titanio es una alternativa resistente y liviana. La desventaja es su elevado precio. Muchos de los componentes endoesqueléticos inicialmente diseñados de acero están ahora disponibles en titanio. Se deben tener en cuenta todas las ventajas y desventajas al escoger los componentes protésicos. Si no se eligen adecuadamente, los materiales más costosos, resistentes y livianos pueden no proporcionar ninguna ventaja discernible en comparación con las opciones menos exóticas[6].

2.3. Ecuaciones de importancia en las prótesis

El diseño y el control de robots necesita del cálculo de ciertos modelos matemáticos que permitan determinar la orientación y desplazamiento del órgano terminal del robot en función de la base del mismo. De manera equivalente es necesario determinar el comportamiento del robot ante los pares de fuerza ejercidos [1]. Los modelos a los cuales es necesario recurrir en el modelado y control del robot son los siguientes:

- Modelo Geométrico Directo (MGD), representa la relación entre la posición cartesiana del vector final con respecto a un sistema de coordenadas tomado como referencia con respecto a los valores de las articulaciones y los parámetros geométricos de los elementos del robot. El problema inverso consiste en calcular las coordenadas articulares correspondientes a una ubicación dada del órgano terminal en el espacio cartesiano. Este último modelo es llamado: Modelo Geométrico Inverso (MGI).
- El Modelo Cinemático Directo (MCD) describe la velocidad de sus coordenadas operacionales (cartesianas) en función de las velocidades articulares de cada una de las articulaciones del manipulador.

$$\dot{x} = J(q)\dot{q}$$

donde:

$J(q)$: matriz Jacobiana del mecanismo

q : posiciones articulares

\dot{q} : velocidades articulares

- El Modelo Cinemático Inverso (MCI) calcula a partir de una configuración q , las velocidades articulares \dot{q} que aseguran dotar al órgano terminal de una velocidad \dot{x} deseada. Donde $J^{-1}(q)$ es la inversa de la matriz jacobiana.
- El Modelo Dinámico Inverso (MDI) describe la relación entre los pares de fuerza aplicados a los accionadores y las posiciones, velocidades y aceleraciones articulares.

$$\Gamma = f(q, \dot{q}, \ddot{q}, f_e)$$

Donde Γ es el vector de pares de fuerza de las articulaciones, q el vector de posiciones articulares, \dot{q} el vector de velocidades, \ddot{q} el vector de aceleraciones y f_e el vector de la fuerza exterior que ejerce sobre el ambiente de trabajo.

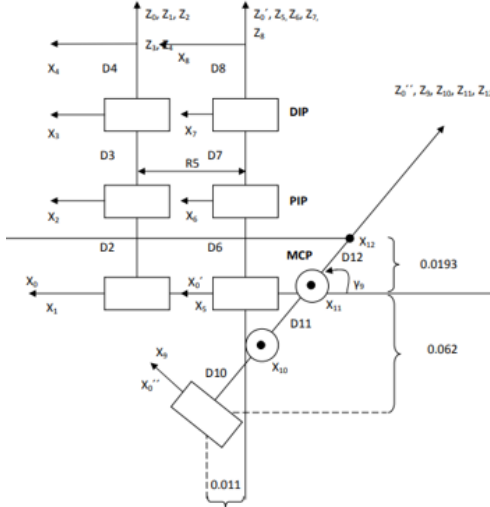
- El Modelo Dinámico Directo (MDD) es aquel que expresa las aceleraciones articulares en función de las posiciones, velocidades y pares de fuerza de las articulaciones.

$$\ddot{q} = f(q, \dot{q}, \Gamma, f_e)$$

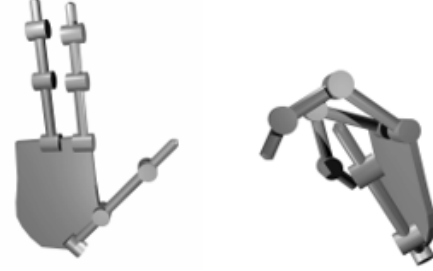
2.3.1. Ejemplo de aplicación

Arquitectura de la mano

A partir del estudio de los resultados arrojados por el trabajo realizado en el grupo de Movimiento Corporal Humano de la Universidad del Cauca y pensando en las funcionalidades básicas de una mano humana, se definió una estructura de tres dedos (medio, índice y pulgar) y nueve grados de libertad, tres por cada dedo, haciendo uso de juntas toroides para cada una de dichas articulaciones. Partiendo de las anteriores especificaciones se realizó un modelado geométrico de dicha mano con el fin de estructurar una visión general topológica de la mano robot [2]. La figura 2a muestra la arquitectura general de la prótesis propuesta y la figura 2b una vista tridimensional de la misma.



(a) Fig. 2a Arquitectura de la mano robótica



(b) Fig. 2b Esquema general de la prótesis en vista 3D

La tabla 1 de parámetros geométricos se muestra a continuación, teniendo en cuenta que se trata de una estructura tipo arborescente

j	σ_j	γ_j	b_j	α_j	d_j	θ_j	r_j
1	0	0	0	0	0	θ_1	0
2	0	0	0	0	D2	θ_2	0
3	0	0	0	0	D3	θ_3	0
4	0	0	0	0	D4	0	0
5	0	0	0	0	0	θ_5	R5
6	0	0	0	0	D6	θ_6	0
7	0	0	0	0	D7	θ_7	0
8	0	0	0	0	D8	0	0
9	0	γ_9	0	0	0	θ_9	0
10	0	0	0	90°	D10	θ_{10}	0
11	0	0	0	0	D11	θ_{11}	0
12	0	0	0	0	D12	0	0

D2 = 0.057; D3 = 0.039; D4 = 0.027; D6 = 0.052; D7 = 0.036; D8 = 0.025; D10 = 0.032; D11 = 0.039; D12 = 0.044; R5 = 0.021; $\gamma_9 = 45^\circ$; $x_1 = 0.062$; $x_2 = 0.011$.

Figura 3: Tabla 1. Parámetros geométricos de la mano

D2 = 0.057; D3 = 0.039; D4 = 0.027; D6 = 0.052; D7 = 0.036; D8 = 0.025; D10 = 0.032; D11 = 0.039; D12 = 0.044; R5 = 0.021; $\gamma_9 = 45^\circ$; $x_1 = 0.062$; $x_2 = 0.011$.

Los parámetros θ_j son las variables de cada articulación rotoide; d_j hace referencia a la longitud de cada falange; α_j al ángulo entre ejes X_j ; b_j la distancia entre los ejes de cada dedo; r_j representa la distancia en tres ejes Z_j ; σ_j determina que el tipo de articulaciones utilizadas son todas rotoides, y γ_j representa el ángulo del dedo pulgar respecto a los otros dedos (Quinayás, 2010).

Modelado de la prótesis

El modelo geométrico de la mano permite encontrar la relación entre la palma y la punta de cada dedo. Teniendo en cuenta la particular estructura arborescente de la mano diseñada, la matriz 4×4 , que permite transformar el sistema de referencia presente en cada articulación, es:

$${}^i T_j = \begin{bmatrix} C\gamma_j C\alpha_j & -C\gamma_j S\alpha_j C\theta_j + S\gamma_j S\theta_j & C\gamma_j S\alpha_j S\theta_j + S\gamma_j C\theta_j & C\gamma_j C\alpha_j r_j + S\gamma_j d_j \\ S\alpha_j & C\alpha_j C\theta_j & -C\alpha_j S\theta_j & S\alpha_j r_j + b_j \\ -S\gamma_j C\alpha_j & S\gamma_j S\alpha_j C\theta_j + C\gamma_j S\theta_j & -S\gamma_j S\alpha_j S\theta_j + C\gamma_j C\theta_j & -S\gamma_j C\alpha_j r_j + C\gamma_j d_j \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Nota: Las letras S y C antes de cada ángulo hacen referencia a las funciones seno y coseno, respectivamente.

A partir de la ecuación se obtienen las matrices de transformación para cada uno de los dedos, lo cual permite establecer una relación de posición y de orientación entre la palma de la mano y la punta de cada dedo. Por otra parte, el modelo dinámico de la prótesis diseñada está dado por la siguiente ecuación:

$$\Gamma = A(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + Q(q)$$

Donde Γ se refiere a los pares o torques aplicados a cada uno de los motores, A es la matriz de inercia del robot, C es la matriz de Coriolis y fuerzas centrífugas y Q es el vector de gravedad. Las posiciones, velocidades y aceleraciones articulares están dadas por q, \dot{q}, \ddot{q} , respectivamente. Mayores detalles sobre el modelo matemático de la prótesis puede verse en (Aquilar, 2010; Quinayás, 2010).

2.4. Simulaciones de prótesis

Dado que las prótesis son diseñadas dependiendo la edad del paciente lo ideal sería determinar las medidas estándar de la mano, para ello, se emplea un carpograma con diferentes pacientes. La siguiente imagen médica permite realizar la evaluación del crecimiento del paciente basado en las longitudes, espesores y separaciones entre los huesos de la mano. Por ello, se desarrollan atlas que indican los procedimientos de análisis de las dimensiones de la mano y exponen imágenes de referencia para determinadas edades[5].

Carpograma de referencia de paciente masculino de 8 años de edad.

Teniéndose el carpograma de referencia, se importa dicha imagen a un programa de Diseño Asistido por Computadora (CAD), como por ejemplo SolidWorks, con el fin de realizar el análisis de dimensiones correspondiente. Primero se determinan los puntos de análisis para cada hueso de la mano, acorde a las recomendaciones dadas en “Hand Bone Age – A Digital Atlas of Skeletal Maturity”.

Carpograma de referencia con adición de puntos de análisis

Posteriormente, se extienden líneas entre los puntos de análisis para cada una de las cadenas cinemáticas que componen la mano, esto con el fin de aproximar la imagen del carpograma de referencia a la representación esquemática planteada anteriormente, y así poder dimensionar la representación esquemática.

Carpograma de referencia con adición de líneas representando cada cadena cinemática

Una vez se tiene la representación esquemática de la mano humana planteada sobre el carpograma de referencia en un software CAD, es posible realizar mediciones, las cuales permiten conocer las dimensiones en milímetros de cada uno de los eslabones de las cadenas cinemáticas, así como también los ángulos de orientación de cada uno de ellos, los cuales posteriormente se analizarán en la determinación del modelo.

Toma de medidas de cada eslabón de las cadenas cinemáticas que componen la mano.

Medición de ángulos entre eslabones de las cadenas cinemáticas que componen la mano.

Los resultados de las mediciones realizadas sobre el carpograma de referencia se registran en una tabla y para esto se emplea cierta nomenclatura con la cual se midiran las orientaciones de cada cadena cinemática con respecto a cada eje.

Con base a esta representación cinemática se determinan los parámetros de Denavit-Hartenberg para las cadenas cinemáticas que componen la mano. Una vez que se tiene el modelo cinemático que representa el comportamiento de la mano humana (del paciente), se genera una estructura CAD, que cumpla con el modelo cinemático desarrollado

anteriormente. Para esto, se emplea el toolbox “rcvtool” de MATLAB, en el cual por medio de programación, es posible construir una estructura con determinadas características. Una vez generadas todas las cadenas cinemáticas con su respectiva base, y enlazadas con el punto de referencia (muñeca), se emplean las herramientas de simulación en 3D para visualizar los resultados. De igual manera, se calculan las coordenadas en el espacio del elemento terminal de cada dedo de la estructura CAD, respecto al punto de referencia (muñeca), evaluando así, si se cumple el modelo cinemático planteado.

Estructura CAD de una cadena cinemática desde el punto de referencia hasta el efector final del dedo.

Una vez se unen las demás cadenas cinemáticas y se ubican correctamente en el espacio correspondiente, se obtiene una simulación estructura CAD de la mano humana.

Se continua evaluando el modelo cinemático de la estructura pero ahora con dada dedo y posteriormente con la palma. Posterior a la realización de la evaluación de cada modelo cinemático, se comparan los resultados obtenidos, tanto de forma teórica, como empleando el modelo CAD.

Una vez se tiene un modelo dinámico, que represente de forma restringida los movimientos de la mano humana, se desea crear una estructura CAD en un entorno de simulación, que se comporte según el modelo planteado. Para esto, se emplea la extensión ‘Simmechanics’ de ‘Simulink’, donde por medio de programación de bloques es posible generar estructuras con propiedades físicas. Para la generación de un modelo CAD, se parte desde la representación esquemática de la mano humana postulada. Conservando la metodología que se ha trabajado, se realiza un diseño por cadenas cinemáticas a partir de un punto común y compartiendo el mismo entorno de simulación. Se parte de la generación del entorno de máquina ‘Machine Environment’, en el cual se establece el vector de gravedad, el dimensionamiento y el modo de análisis, entre otros. Para cada cadena cinemática, se establece un entorno de máquina, sin embargo, poseen todos la misma configuración.

Modelo CAD generado para homologar el comportamiento Dinámico de la mano humana

Modelo CAD ejecutando el movimiento.

Comparación entre el carpograma y el modelo CAD.

Con base en la metodología de modelamiento y simulación empleada se logra obtener simulaciones dinámicas que permiten observar el comportamiento de las fuerzas que interactúan en el modelo CAD, al ejecutar los movimientos postulados.

3. Conclusiones

Como pudimos observar a lo largo del documento, existen tantos y diferentes parametros para comenzar la evaluación sobre la fabricación de una prótesis mecánica. refiriendonos desde el punto de vista de la ingeniería, ya que anteriormente analizamos el punto de vista medico, nos encontramos en que con lleva desde hacer los calculos adecuados para la calibracion de movimientos, como elegir el material que más se adecue, para esto necesitamos conocer las diferentes propiedades del material, su mecanica y su soporte.

Por otro lado observar el modelado y la simulación en sistemas CAD ayuda a observar como se mueven los ejes, como serían sus ángulos y medidas, a demás como su nombre lo dice ”simular”, los diferentes esfuerzos que se pueden presentar, gracias a estas herramientas podemos prevenir y corregir diferentes factores que pueden ser castroficicos antes de una implementación fisica. Para llevar acabo este tipo de simulaciones se parte de analisis matemáticos, donde se establecen diferentes estructuras, grados de libertad, analisis de esfuerzos, el factor de seguridad, etc.

Referencias

- [1] Quinayás Burgos C. A. Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres., Enero 2010.
- [2] Larrete Auilar E. Modelado y control de posición y de fuerza de una prótesis robótica de mano., Marzo 2010.
- [3] Flores C. Cabrera F. Cabrera J. Gámez, B. Diseño de una prótesis biomecánica para niños., 2016.
- [4] Arzola N. Loaiza, J. L. Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano., 2011.
- [5] C. D. Rodríguez Rincón. Modelamiento y simulación del movimiento de la mano humana, empleando herramientas cae., 2016.
- [6] Jack E. Uellendahl. Materiales usados en la protésica., Diciembre 1998.
- [7] H. Vitali, R. y Andrews. Amputaciones y prótesis., 1996.