

# Tarea 1 Introducción de la Biomecánica

Oiram Colunga Bernal 1818785  
Yair Obed Morales Ortiz 1992266  
Saul Moises Mendoza Cida 1942534  
Omar Isaí Moreno Cruz 1849630  
Victor Cristopher Santiago Martinez 1859524

19 de agosto de 2022

## Resumen

Esta investigación se basa en la introducción a la biomecánica, analizaremos conocimientos mecánicos, de ingeniería, anatomía y fisiología del cuerpo humano. La disposición anatómica de la mano permite entender su gran versatilidad en la manipulación de objetos y ajustes posicionales de acuerdo con 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 implica la ruptura de un ensamblaje coordinado necesario para la realización de agarres de fuerza y de precisión.

## 1. Introducción

A lo largo de los siglos, los conceptos de biomecánica, entendida como la ciencia del estudio de las fuerzas y de los efectos de su aplicación sobre el cuerpo humano, han evolucionado mucho. En gran parte, esta evolución se ha producido gracias a la mejora de nuestros conocimientos sobre el cuerpo humano, en relación con el cual se ha establecido un sistema de referencia anatómico donde se dibujan planos y ejes: ello ha hecho posible la descripción estandarizada de los movimientos de las articulaciones del cuerpo.

los conceptos de cinemática y cinética, aplicables al ser humano, también permiten explicar y evaluar las velocidades de movimiento, ya sea del cuerpo con respecto a su entorno o de uno de sus segmentos en relación con el resto del cuerpo o en el espacio, y sus aceleraciones. El cálculo de estas velocidades y aceleraciones es posible a partir de ecuaciones adaptadas, tanto para los desplazamientos lineales como angulares.

La mano del hombre es una herramienta capaz de ejecutar innumerables acciones gracias a sus funciones de prensión, pinza y además por el hecho de ser un receptor sensorial por excelencia. Este importante órgano puede perderse por la presencia de alguna enfermedad congénita, tumores malignos, infecciones, accidentes o como consecuencia de heridas que comprometan el miembro, y generan la necesidad de amputarlo. Las amputaciones de extremidades superiores (AES), constituyen un grave problema de salud pública, ya que estas personas evolucionan con diversos grados de discapacidad, habitualmente en un período de la vida laboralmente activa.

Desde la antigüedad el ser humano ha utilizado la mano para diferentes actividades en vida cotidiana; Aristóteles pensaba que por ser más inteligentes el hombre poseía mano. Es el órgano principal situado en la extremidad superior del cuerpo humano, siendo una herramienta versátil y la más importante para la manipulación física (delicada y precisa) debido a su gran sensibilidad.

Este importante órgano puede perderse por la presencia de algunas enfermedades congénita, tumores malignos, infecciones, accidentes o como consecuencias de heridas que comprometan al miembro, generalmente por estas causas se tiene la necesidad de amputarlo, siendo esto un gran problema de salud pública.

La construcción de prótesis de mano se ha venido estudiando y desarrollando desde hace siglos atrás, pero en los

últimos años con la ayuda de nuevas tecnologías se han logrado grandes avances con técnicas de modelamiento y diseño de mecanismos; acompañado de la gran variedad de materiales, control automatizado y artificial que realizan la integración con la interfaz hombre-máquina (HMI), que permiten el desarrollo y la obtención de prótesis que no solo simulen el funcionamiento de los movimientos, si no también que garanticen una estética adecuada para el usuario.

Cuando los pacientes presentan amputación a nivel de muñeca, requieren el uso de una prótesis, para esto existen dos posibilidades: la primera es utilizar una prótesis pasiva (cosméticas) y la segunda es optar por las activas, estas a su vez se dividen en propulsión asistida (mioeléctrica, eléctrica y neumática) y propulsión muscular (mecánicas).

## 2. Desarrollo

### Arquitectura de la mano

El esqueleto óseo de la mano consiste en 8 huesos carpianos divididos en dos filas: la fila proximal articulada con las porciones distales del radio y el cúbito, a excepción del pisiforme que se encuentra en disposición palmar y se articula con el triquetrum; los cuatro huesos carpales distales están articulados con los cinco metacarpianos. Los 8 huesos carpales interpuestos entre el antebrazo y los huesos metacarpianos forman la compleja articulación de la muñeca.

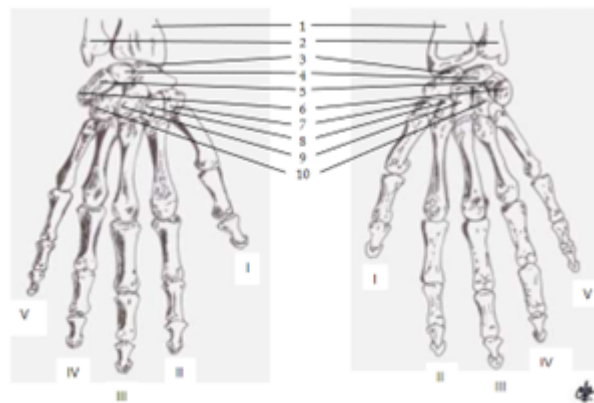


Figura No. 1. Huesos de la mano. 1. Radio; 2. Cúbito (Ulna); 3. Escafoide; 4. Semilunar (Lunata); 5. Piramidal (Triquetrum); 6. Pisiforme; 7. Trapecio; 8. Trapezoide; 9. Grande (Capitate); 10. Ganchoso (Hamate). I. Pulgar; II. Índice; III. Dedo medio; IV. Anular; V. Meñique.

Figura 1: Resultados del programa

Las unidades arquitectónicas de la mano se dividen funcionalmente en unidades fijas y unidades móviles. La unidad fija de la mano está constituida por el segundo y el tercer metacarpianos y la fila distal del carpo, su movimiento es muy limitado en las articulaciones intermetacarpianas y en la segunda y tercera articulaciones carpometacarpianas.

El dedo índice, formado por las tres falanges que se proyectan desde el segundo metacarpiano fijo, bajo la influencia de tres músculos intrínsecos (interóseo palmar, interóseo dorsal, y primer lumbrical) y cuatro músculos extrínsecos (extensor índicis propio, extensor comunis para el índice, flexor digitorum profundus para el índice y flexor digitorum superficialis para el índice). Estos músculos cuentan con relativa independencia en la función del dedo índice comparado con los dedos tercero, cuarto y quinto. Las articulaciones interfalángicas son de tipo troclear y permiten movimientos de flexión y extensión, mientras que la articulación metacarpofalángica (MF) es de tipo condílea, y permite rango de movilidad medial y lateral cuando la articulación se encuentra en extensión.

Dedos medio, anular y meñique junto con el cuarto y el quinto metacarpianos. Esta unidad del lado ulnar en la función de la mano, se comporta como una prensa estabilizadora para agarrar objetos en la manipulación del pulgar y el dedo índice. Tiene un rango de movimiento aproximado de  $30^\circ$  de flexión y extensión en la articulación

entre el hamate y el quinto metacarpiano y aproximadamente la mitad, en la articulación entre el hamate y el cuarto metacarpiano. Este movimiento junto con la capacidad de flexión de las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas del lado cubital, permiten la adaptación para trabajar en concierto con las otras unidades de la mano en la realización de poderosos agarres.



Figura 2: Dedo índice con un aproximado de 30° de flexión

### 1.1. Análisis mecánico

Dentro del análisis nos basaremos en tres parámetros:

Funcionalidad. Antropometría. Dimensiones.

#### Funcionalidad

La prótesis puede sujetar objetos de diferentes dimensiones como botellas, tarjetas de 1 mm de espesor y otros, cumpliendo con la función de sujeción requerida por una mano. Al necesitar posicionar la mano con la palma hacia abajo se debe realizar un movimiento conjunto de antebrazo y hombro debido a la sujeción rígida entre mano y socket, esto es dificultoso y no alcanza un giro mayor a 20°. La secuencia de cada dedo es independiente, gracias a su sistema de eslabonamiento y acople mediante pasadores, ayudando a ejecutar movimientos similares a las de una mano humana, que dependerá de la programación electrónica realizada.

#### Antropometría

Los dedos tienen la misma longitud, sin diferencias notorias entre estos; se encuentran sujetos mediante tornillos y pasadores a la palma. Una vez integrado el socket al antebrazo, debido a su espesor, provoca una diferencia pronunciada entre el brazo y antebrazo que es notoria a simple vista. Dividiremos la prótesis en cuatro segmentos, lo que ayudara a realizar un análisis práctico de cada una de sus partes, siendo estas: Dedos, Pulgar, Socket y Palma.

#### Dedos

Se analiza los 4 dedos (índice, medio, anular, meñique), estos tienen características similares, cumplen la misma función y el mismo sistema de movimiento.



Figura 3: Modelo de los 4 dedos de la mano

El movimiento del conjunto se da debido al eslabonamiento sujeto desde la falange superior hasta el nudillo metacarpiano que se encuentra fijo en la palma, mediante las uniones móviles con pasadores entre la falange superior

e inferior del dedo se logra el movimiento de  $90^\circ$  de cada falange con respecto a su posición vertical de reposo, el movimiento es accionado mediante un motor lineal ubicado en la palma; este transmite el movimiento al dedo por medio de la unión entre estos dos elementos, cerrando totalmente los dedos y cumpliendo su funcionalidad. Los dedos presentan caras planas y aristas vivas dándole una apariencia rectangular. Los tornillos y pasadores presentes en uniones fijas y móviles de sus componentes difieren de la estética de los dedos humanos. Las dimensiones de los dedos son: 86.6 mm de longitud, 15.2mm de ancho y en su altura mayor 21mm, el peso total de cada dedo es de 45 gramos. Estas medidas son mayores a las reales por lo cual el dedo está sobredimensionado.

#### Pulgar

El dedo pulgar consta de dos partes principales, el cuerpo y un sistema de trinquete

El cuerpo está conformado por dos partes simétricas unidas entre sí mediante tres tornillos metálicos, tiene dos pasadores de bronce que permiten tanto la unión del Pulgar con el sistema de trinquete y la sujeción de un motor lineal en el cuerpo del pulgar. El sistema de trinquete consta de siete partes, un soporte rotacional y dos soportes fijos fabricados de Poliamida Nylon 66, un resorte metálico y cuatro pasadores de bronce.



Figura 4: Dedo pulgar

El sistema de trinquete ayuda al movimiento lateral o frontal del dedo, por medio del soporte rotacional, este consta de un sistema de matrimonio que permite girar el pulgar hasta  $90^\circ$  con respecto a su posición inicial. El movimiento se realiza mediante un actuador lineal, que mueve el pulgar hacia la palma gracias a los pasadores que se encuentran uniendo el pulgar con el sistema de trinquete. Las dimensiones del pulgar son: 105.6 mm de longitud, 17.9mm de ancho y en su altura mayor 27mm, su peso total es de 45 gramos. El cuerpo consta de un solo miembro con caras planas, tornillos y pasadores presentes en su geometría, dándole al pulgar una apariencia rectangular. El pulgar se encuentra sobre dimensionado y su geometría difiere de la anatomía de un dedo real.

#### Socket.

El socket consta de un solo cuerpo fabricado en polipropileno con un recubrimiento polimérico de color piel, tiene integrado un sensor óptico que permite el control de la mano mediante el movimiento del muñón, y una batería que alimenta al sistema de control de la prótesis



Figura 5: Socket

El socket realiza la sujeción de la prótesis en el brazo, permite insertar y retirar el antebrazo con facilidad en el socket, esto facilita el movimiento del muñón, que es necesario para la toma de señales mediante el sensor óptico; este cuenta en su extremo inferior con tres agujeros, dos roscados que permiten la sujeción fija entre socket – mano

mediante tornillos y un tercero que permite el paso de las líneas de alimentación y control de la prótesis.

La longitud del socket es de 300mm, con un espesor variable de 9 a 13mm y con un peso total de 300 gramos. La batería se encuentra ubicada a un extremo del socket, debido a su tamaño y espesor aumenta considerablemente el diámetro de este, perdiendo su simetría y similitud con el antebrazo.

Batería.

La batería tiene 113mm de longitud, 43 mm de ancho y 17mm de alto con un peso de 60 gramos, que genera problemas de confort al ser demasiado grande y pesada, impidiendo que la persona utilice prendas de vestir con mangas largas y causando fatiga muscular.



Figura 6: Batería

Palma

Está constituida por dos partes, el cuerpo de la palma y la tapa construidas en su totalidad de Poliamida Nylon 66 , con longitudes similares pero espesores diferentes, se encuentran unidas mediante 5 tornillos metálicos.

El cuerpo de la palma alberga en su interior componentes eléctricos y mecánicos tales como: Motores lineales, Tarjeta de control y señales, Circuitos Integrados, Sistema de trinquete para dedo pulgar.

Estos componentes se mantienen en una posición fija al unir la tapa palmar con el cuerpo de la palma mediante tornillos metálicos, evitando el desprendimiento de los componentes durante el movimiento de la prótesis o la manipulación de objetos.

La palma tiene una longitud de 115.5 mm, 82.5 mm de ancho y 31 mm de alto con un peso de 150 gramos.

Se observa que debido al tamaño y ubicación tanto de motores lineales, tarjeta de control y señales, las dimensiones de la palma son mayores a las de una real.



Figura 7: Palma

La palma presenta en su geometría caras planas, aristas vivas y tornillos de sujeción, dándole un aspecto cuadrado a la mano y disminuyendo su similitud con una mano real.

Análisis Electrónico.

Fuente de alimentación.

La energía suministrada se obtiene de una batería, que está constituida por cinco pilas recargables que dan como resultado una carga de 6 voltios – 2.8 Amperios necesaria para el correcto funcionamiento de la prótesis durante 5 horas continuas.

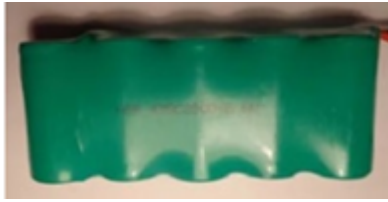


Figura 8: Fuente de alimentación

Diseño de la tarjeta electrónica.

La tarjeta electrónica está compuesta por el regulador a 5V, el sistema de carga para la batería, amplificación de la señal del sensor, los drivers para los actuadores lineales y el sistema microprocesador que se encarga de procesar las señales y controlar cada uno de los movimientos.

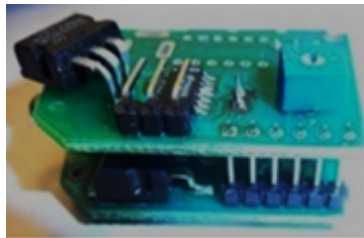


Figura 9: resultados del programa

Sistema de software.

La programación fue realizada en un microcontrolador un pic 16f877A de montaje superficial de Microchip, que trabaja a 5V, este controlador se encarga de procesar las señales de entrada y salida. También la tarjeta no cuenta con un sistema de actualización de software externo, por lo que hace imposible manipular dicho controlador y modificar la programación.

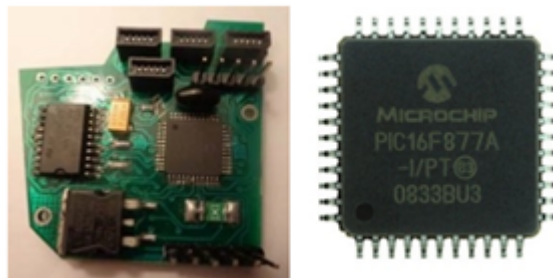


Figura 10: resultados del programa

Actuadores lineales Y Sistema de adquisición de la señal

Los actuadores lineales, han dado resultados satisfactorios al control de cada uno de los dedos de la prótesis en la primera versión, tanto por el torque, el 10 funcionamiento y una corriente de consumo de 235mA. Estos cuentan con un sistema de retroalimentación por potenciómetro para realizar el control de posición de forma individual.

El sistema de adquisición es el encargado de llevar la señal del movimiento del muñón hacia la tarjeta de control; esto se consigue por medio de un sensor óptico reflectivo, que ha dado un buen resultado ya que no es invasivo y no produce laceraciones; esta condición fue analizada en la prótesis de la versión anterior. Además, es un sistema innovador y de bajo costo, que no ha sido considerado por las prótesis que actualmente se tienen en el mercado.



Figura 11: resultados del programa



Figura 12: resultados del programa

### Cinemática

La cinemática es el estudio de forma genérica de la geometría, la posición y del movimiento de los sólidos que lo conforman con respecto a un sistema de referencia coordinado, independiente de las causas o fuerzas que lo producen. Tienen como objetivo diseñar los movimientos deseados de las partes mecánicas.

#### Cinemática aplicada en prótesis de mano

Ceccarelli y sus colegas muestran un estudio sobre las características antropométricas de la mano humana con diferentes agarres. La recolección de datos se genera mediante sensores de fuerzas y utilizando el método cinemático. De tal manera que se diseña un mecanismo de dedo con 1 GDL que consiste en tres eslabones y tres articulaciones. En la Figura 14 se muestra la simulación de apertura y cierre de un dedo y en la Figura 15 se detalla el mecanismo utilizado para generar el movimiento de dicho dedo



Figura 14. Simulación de cierre del prototipo de dedo [25].

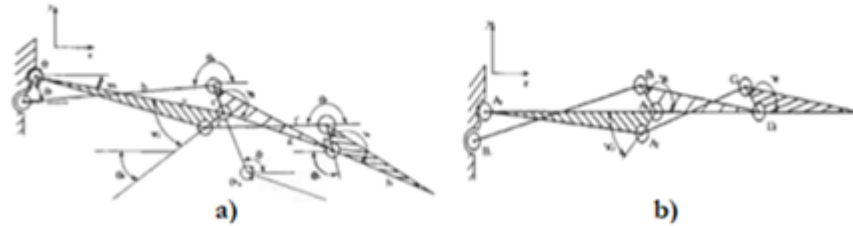


Figura 15. Esquema cinemático del dedo a) ángulos característicos; b) posiciones de las articulaciones [25].

Figura 13: resultados del programa

Portilla y sus compañeros, desarrollaron el análisis cinemático para un mecanismo cruzado de cuatro barras para falange proximal de un dedo antropomórfico que tiene 1 grado de libertad.

Del mismo modo Loaiza, presenta un diseño y modelamiento de una prótesis de mano con 5 GDL para consecutivamente generar los modelos matemáticos y geométricos, logrando como resultados un modelo geométrico antropométrico parametrizado de la prótesis de mano y que genere un movimiento de las falanges en un intervalo de 0 y 90 grados. El análisis del modelo de comportamiento cinemático fue realizado vectorialmente, tomando un sistema de coordenadas fijo; logrando simular el comportamiento de los diferentes agarres, apertura y cierre de los dedos, así como la flexo-extensión de la muñeca y la prono-supinación del antebrazo, adicionalmente se simula el movimiento cilíndrico de 70mm de diámetro.

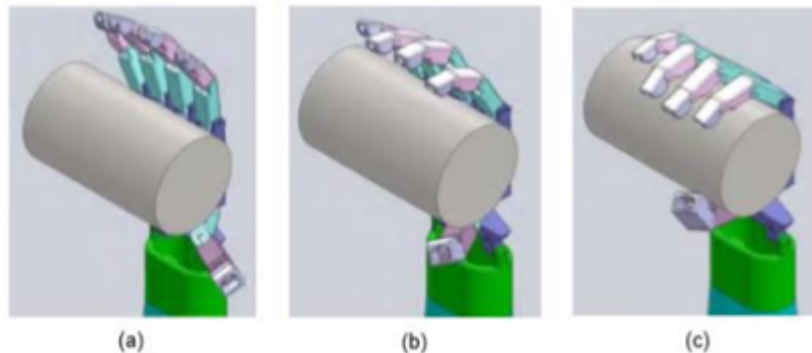


Figura 14: resultados del programa



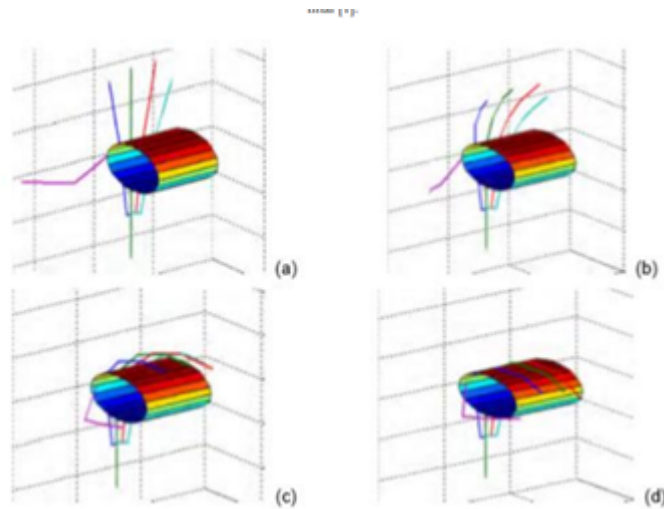


Figura 15: resultados del programa

### Cinética o dinámica

Una vez que se estudió la cinemática de los mecanismos se procede a estudiar la cinética o también llamada dinámica que se encarga de estudiar las fuerzas que actúan sobre un sistema de movimiento de la partícula y las causas que lo producen o lo modifican

### Análisis cinético o dinámico en prótesis

Existen pocos estudios acerca de la dinámica en prótesis de mano, debido a su complejidad matemática, a continuación, se exponen los trabajos más relevantes:

En 2009 Ruiz y asociados presentan un artículo en el congreso de la Asociación de México de control automático (AMCA), donde se exhibe el diseño, construcción y control de un dedo de 4 GDL impulsado por músculos neumáticos. En el estudio se analiza el movimiento de flexión-extensión y aducción-abducción, tratando de imitar a la mano humana. En primer lugar, se establece el estudio de la cadena cinemática directa e inversa de los elementos o articulaciones empleando la metodología de D-H. Posteriormente se estudia la dinámica para encontrar la relación entre las fuerzas y los movimientos requeridos, para aquello se empleó la formulación general de Euler-Lagrange del sistema que se muestra. El modelo a desarrollar no se toma en cuenta los músculos neumáticos.

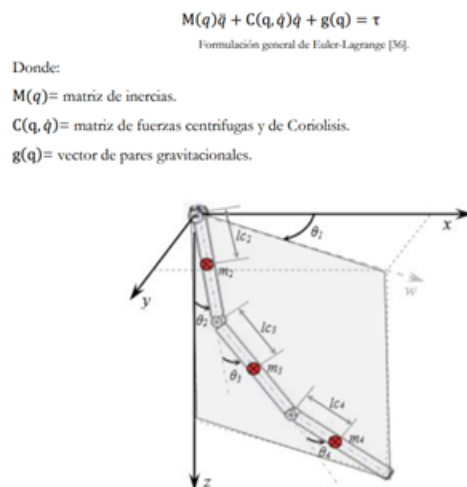


Figura 16: resultados del programa

En México en el año 2015 González y sus compañeros muestran un trabajo el diseño y construcción de un gripper robótico de los primeros y segundos dedos sensibles a la presión. Cuenta con 5 GDL y realizan los movimientos de presión cilíndrica palmar y por oposición terminal de la mano humana. Se realiza el estudio de la cinemática directa y se utiliza la transformación de D-H. Luego se emplea el análisis de la dinámica del robot para calcular el torque necesario para cada actuador, utilizando la ecuación y gráficamente se señala en la Figura 32, Obteniendo como resultado un torque de 15 kg-cm

$$F = \sum_{i=1}^n F_{rep_i} \Omega + \sum_{i=1}^n F_{att_i} \Omega + \sum_{i=1}^n J_{a_i}^T \Omega \quad (2)$$

Ecuación general de torque [37].

Donde:

$\Omega$ =Carga

$F_{rep}$ =Fuerzas repulsivas

$F_{att}$ =Fuerzas Atractivas

$J^T$ =Jacobiano

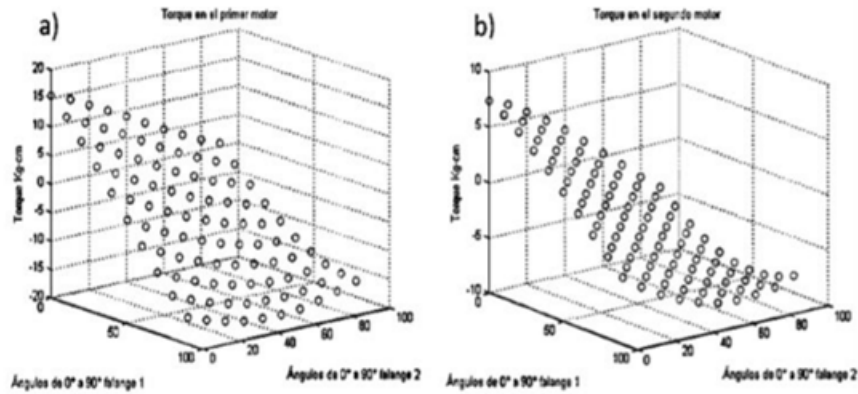


Figura 32. Torque en los motores, a) Primero Falange, b) Segundo falange [37].

Figura 17: resultados del programa

## Patrones Funcionales

Esta compleja organización anatómica y funcional de la mano converge en la prensión. 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. La interrupción en los sistemas de arcos transversales y longitudinales resulta en inestabilidad, deformidad y pérdida de función.

Los patrones de función prensil son movimientos en los que se agarra un objeto y éste se mantiene en parte o de forma completa dentro de la superficie de la mano. La eficiencia de la función prensil depende de:

- La eficacia de la primera articulación carpometacarpiana y, en menor grado, de la cuarta y quinta MCF.
- La rigidez relativa de la segunda y tercera articulaciones carpometacarpianas.
- La estabilidad de los arcos longitudinales del pulgar de los otros dedos.
- El sinergismo y el antagonismo equilibrado entre los músculos extrínsecos e intrínsecos de la mano.
- La aferencia sensorial adecuada de las áreas de la mano.
- Las precisas relaciones entre la longitud, movilidad y posición de cada hilera de dedos.

Napier (1956), clasificó los patrones funcionales en: agarres de fuerza y agarres de precisión.

Los agarres de fuerza son aquellos en los cuales los dedos están flexionados en las tres articulaciones, el objeto se encuentra entre los dedos y la palma, el pulgar se aduce y queda posicionado sobre la cara palmar del objeto, hay una ligera desviación cubital y se realiza una ligera dorsiflexión para aumentar la tensión de los tendones flexores



Figura 18: resultados del programa

Los agarres de precisión son aquellos utilizados para la manipulación de pequeños objetos entre el pulgar y las caras flexoras de los dedos, la muñeca se posiciona en dorsiflexión, los dedos permanecen semiflexionados y el pulgar se aduce y se opone. Los agarres de precisión se clasifican de acuerdo a las partes de las falanges utilizadas para soportar el objeto que se está manipulando, así: pinza terminal, pinza palmar, pinza lateral o de llave, pinza de pulpejo o cubital



Figura 19: resultados del programa

### 3. Conclusiones

En conclusión, la Biomecánica demuestra ser una rama muy importante para la medicina, debido a su gran aporte específicamente en casos donde las prótesis son imprescindibles. Muestran un apoyo muy conmensurado e impecable debido a que sus aportes están revolucionando la industria médica, así mismo, abren otro sin fin de opciones al poder realizar un estudio de movimiento para el desarrollo e implementación de una prótesis. Teniendo en cuenta esto se pueden aclarar muchas cosas respecto al análisis y desarrollo de nuestra propia prótesis de mano, además, demuestra ser herramienta principal para el desarrollo de este proyecto. Finalmente, es un hecho que su función no es la única que compone este proyecto, debido a que otras ramas se complementan como el uso de microcontroladores,

sensores, desarrollo mecánico o de desarrollo asistido por computadora, aunado a esto no significa que una rama sea mas importante que otra ya que juntas conforman el sistema de desarrollo de nuestra protesis.

## Referencias

- [1] Luz Amparo Arias López. Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfolia*, 2012.
  - [2] Gabriel Angel Encalada Seminario. Análisis cinemático y cinético de los mecanismos para una prótesis biomecánica de mano y construcción de un prototipo utilizando el proceso de estereolitografía. B.S. thesis, 2018.
  - [3] Brizeida Gámez, Carlos Flores, Franklin Cabrera, and Javier Cabrera. Diseño de una prótesis biomecánica para niños. *Revista INGENIERÍA UC*, 23(1):58–66, 2016.
  - [4] Luz Amparo Arias López. Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfolia*, 4(1), 2012.
- [1] [2] [3] [4]