Tarea 2

Brenda Giselle Hinojosa Armando Rincón Reyes Cynthia Belén Guerrero Pardo Juan Jose Prado Luna Luis Fernando Martinez Oyalle

1 de septiembre de 2022

Resumen

En este documento se hablará a profundidad sobre los patrones funcionales que son estudiados en las manos a través de la biomecánica. Para esto se vieron algunos conceptos respecto a las prótesis los cuales nos ayudaron a comprender cómo es que estas son importantes y cual es su relación con la biomecánica; una vez que se comprendieron estos conceptos procedimos a demostrar su funcionamiento y los mecanismos que tienen. El propósito completo de esta investigación fue hacer énfasis en como la biomecánica es indispensable para el proceso de manufactura de las prótesis ya que hay muchos puntos que tomar en cuenta respecto a esta disciplina.

1. Introducción

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. Constantemente la mano debe adoptar formas diversas que permiten al ser humano interactuar con su medio externo; tomar y soltar objetos, movimientos que proporcionan la pinza y facilitan la manipulación de instrumentos de precisión, y actividades de destreza manual fina. Sin embargo, no todas las personas podemos gozar del privilegio de tener manos funcionales, inclusive de tener manos; a lo largo del tiempo se han desarrollado diferentes alternativas las cuales puedan ayudar a las personas que sufren de estas situaciones con lo cual llegamos a lo que actualmente conocemos como prótesis, en este documento se hará una investigación acerca de las prótesis en el área de la biomecánica, cómo es que éstas se construyen, cómo funcionan así como también algunos ejemplos.

2. Desarrollo

La biomecánica de la mano es importante para estudiar por una variedad de razones. Las manos humanas son responsables de realizar muchas tareas necesarias, que las personas a menudo dan por sentado. Sin las complejidades de los movimientos de las manos, las personas no podrían sostener una taza, escribir con un lápiz o escribir en una computadora. Todas estas tareas requieren la coordinación intrincada de la mano, y estudiar estos movimientos puede ayudar a comprender más acerca de cómo y por qué funciona la mano [1].

2.1. ¿Qué es una prótesis? [3]

Una prótesis es una estructura que busca en cierto modo reemplazar una parte o la totalidad de un miembro del cuerpo humano, lo mismo que suplir las funciones perdidas de éste, considerando también aspectos ligados a la imagen corporal del paciente. En el caso específico de las prótesis externas de miembro superior, su diseño y construcción puede involucrar varias áreas de la ingeniería mecánica, electrónica y biomédica, tales como la modelación, el diseño de detalle, la captación y el acondicionamiento de señales y el control de los actuadores.

Adicionalmente la psicología también juega un papel importante puesto que se debe realizar un acompañamiento integral a la persona que utilizará la prótesis.

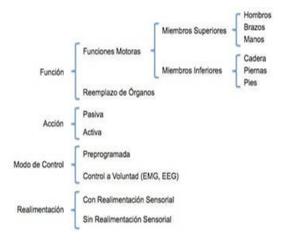


Figura 1: Clasificación de sus características

2.1.1. Tipos de prótesis

- Prótesis de mano pasivas: Las prótesis pasivas no tienen movimientos y solo cubren el aspecto estético del miembro amputado, son conocidas como prótesis estéticas debido a que solo se encargan de mejorar la apariencia física, en la fabricación de estas prótesis se utilizan polímeros como PVC rígido, látex flexible o silicona, estos materiales son empleados por ser livianos y porque requieren de poco mantenimiento, ya que no disponen de piezas móviles.
- Prótesis mecánicas: Las prótesis mecánicas son prótesis con dispositivos de apertura y cierre mediante cables y cintas de sujeción unidos al cuerpo y se abren o cierran a voluntad por la tracción ejercida por el tensor. Este tipo de prótesis son funcionales, pero tienen limitaciones en cuanto a sus movimientos. Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio de un arnés para su apertura o cierre. El cierre o apertura se efectúa solo con la relajación del músculo gracias a un resorte, la señal mecánica es obtenida por medio de otro miembro del cuerpo como el codo u hombro.
- Prótesis eléctricas: Las prótesis eléctricas se basan en el uso de motores eléctricos, que pueden ser controlados por medio de servo-controles, pulsadores o interruptores, este tipo de prótesis requiere de movimientos mecánicos para activar los sistemas electrónicos, sus principales desventajas son su reparación, su costo, el cuidado a la exposición de un medio húmedo y su peso.
- Prótesis mioeléctricas: Las prótesis mioeléctricas fueron desarrolladas basadas en la biónica, la cibernética, la robótica y la mecatrónica. Son prótesis eléctricas controladas por medio de comandos activados por señales mioeléctricas obtenidas de los músculos del paciente. Las prótesis mioeléctricas son en la actualidad unas de las de mayor aplicación en el mundo, esto porque poseen buenas características estéticas y pueden tener un porcentaje elevado de precisión y fuerza.

2.2. Anatomía de la mano [2]

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 cuatros 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. 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 segundo y el tercer metacarpianos son fijados íntimamente a la fila distal del carpo y juntos forman la unidad fija del esqueleto de la mano. La unidad fija central es la base de soporte de las unidades móviles de la mano y se proyecta distalmente.

2.2.1. Patrones funcionales

Esta compleja organización anatómica yfuncional 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.



Figura 2: Huesos de la mano

2.3. Cinemática aplicada en prótesis de la mano [6]

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

2.4. Análisis de una prótesis robótica de la mano [6]

La siguiente información fue obtenida de un artículo el cuál muestra el diseño, ventajas, ecuaciones y otras características de una prótesis de la mano.

La TBM Hand se muestra en la Fig. 2 y fue seleccionada debido a las siguientes razones:

- Menor número de grados de libertad (6) y eslabones en comparación con [13] y [14], con actuación independiente en los 5 dedos, lo cual reduce la complejidad mecánica y de control.
- El dedo pulgar presenta aducción y abducción, con la posibilidad de potencializar las capacidades de prensión.
- La capacidad de agarre adaptativo es pasiva (sin sensores), ya que los dedos se alinean automáticamente por eslabones flexibles.
- Forma bio-inspirada abstraída de la fisiología anatómica

Cada dedo de la TBM Hand es una abstracción anatómica, donde el eslabón 4 (Fig. 2) reproduce la función de la falange proximal, el eslabón 5 la falange medial, y el eslabón 8 la falange distal. Los eslabones 9, 10 y 12 son conectores que auxilian la definición de movimiento del mecanismo. Cada dedo es conectado a través de una articulación de revoluta (R) en la posición de la articulación metacarpogalángica. El mecanismo de entrada para la flexo-extensión de cada dedo es una combinación de submecanismos planares, como se muestra en la Fig. 3, en donde el eslabón l-a es una manivela rotando θ grados con respecto a z mediante una junta de revolución (R) en el origen O. El eslabón l-a se conecta al eslabón L mediante una junta de revolución, y éste a su vez se conecta mediante una junta esférica (S) al eslabón r, que se encuentra pivotado a tierra mediante una junta de revolución y con un ángulo β . La red topológica del mecanismo se muestra en la Fig. 4. La ecuación de Kutzbach-Gruebler resulta en 1 GDL para este mecanismo de entrada. Cabe señalar que el movimiento del eslabón L en el eje x será la entrada al mecanismo de cada dedo. Es decir, $\beta = f(\theta)$ y a su vez $\psi = g(\theta)$. Por otro lado, se puede observar que la configuración cinemática del dedo meñique, anular, medio e índice es la misma, por lo que su análisis cinemático es el mismo para cada dedo.

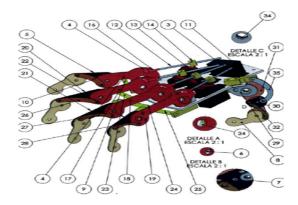


Figura 3: Mano robótica y esquematización

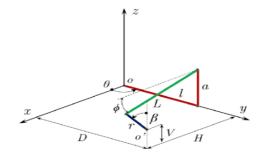


Figura 4: Diagrama cinemático o auxiliar del mecanismo de entrada

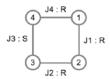


Figura 5: Red topológica del mecanismo de entrada

El diagrama cinemático auxiliar del mecanismo de dedo se muestra en la Fig. 5. El vector de coordenadas generalizadas q, para este mecanismo se definió como $q = \alpha, \beta, \gamma, \delta, \sigma, \tau, \psi, \lambda$ y las longitudes de los eslabones del mecanismo se definieron como r, b, c, d, e, f, g, h y k.

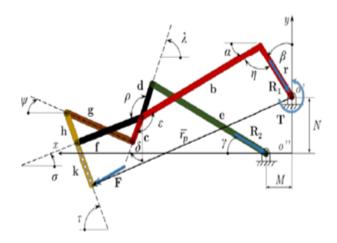


Figura 6: Diagrama cinemático auxiliar del mecanismo del dedo

Para realizar el análisis cinemático articular del mecanismo de un dedo se especificaron las siguientes ecuaciones de restricción con respecto al marco coordenado xy.

$$\beta - f(\theta, \phi) = 0 \tag{1}$$

$$r \sin \beta + b \cos \alpha - d \cos \lambda - e \cos \gamma - M = 0$$
 (2)

$$r \cos \beta - b \sin \alpha + d \sin \lambda - e \sin \gamma + N = 0$$
 (3)

$$S - f(\theta) = 0 \tag{4}$$

$$c \sin\delta + g \cos\psi - h \cos\tau - f \cos\sigma = 0$$
 (5)

$$-\cos \beta + g \sin \psi - h \sin \tau + f \sin \sigma = 0$$
 (6)

Por geometría se pueden definir las siguientes igualdades:

$$\sigma = \rho + \lambda - \pi \tag{7}$$

$$S = \varepsilon - \alpha - \pi/2 \tag{8}$$

Resolviendo las ecs. (1) a (6) se obtuvieron expresiones para caracterizar las posiciones, velocidades y aceleraciones articulares del mecanismo de dedo, teniendo como valores conocidos la posición β , así como su velocidad y aceleración. Para obtener la posición específica de las yemas de los dedos se realizó la cinemática específica, descrita por la siguiente ecuación para el vector rp de la Fig. 6:

$$\mathbf{r}_{p} = (r\sin\beta + b\cos\alpha + f\cos\sigma - k\cos\tau)\hat{\mathbf{i}} + (r\cos\beta - b\sin\alpha - f\sin\sigma - k\sin\tau)\hat{\mathbf{j}}$$
(9)

Derivando la ec. (9) es posible obtener una expresión de velocidad específica de la yema del dedo:

$$\mathbf{r}_{p} = (\mathbf{r}\beta\cos\beta - \mathbf{b}\alpha\sin\alpha - \mathbf{f}\sigma\sin\sigma + \mathbf{k}\tau\sin\tau)\hat{\mathbf{1}} + (\mathbf{r}\beta\sin\beta - \mathbf{b}\alpha\cos\alpha - \mathbf{f}\sigma\cos\sigma - \mathbf{k}\tau\cos\tau)\hat{\mathbf{1}} + (\mathbf{10})$$

Derivando nuevamente la ec. (10) se encontró una expresión para la aceleración específica del punto P:

$$\mathbf{\tilde{T}}_{p} = (\mathbf{1}\beta \cos \beta - \mathbf{r}\beta^{2} \sin \beta - \mathbf{b}\alpha \sin \alpha - \mathbf{b}\alpha^{2} \cos \alpha - \mathbf{f}\alpha \sin \alpha - \mathbf{f}\alpha^{2} \cos \alpha + \mathbf{k}\tau \sin \tau + \mathbf{k}\tau^{2} \cos \tau)\mathbf{\hat{1}}
+ (\mathbf{r}\beta \sin \beta - \mathbf{r}\beta^{2} \cos \beta - \mathbf{b}\alpha \cos \alpha + \mathbf{b}\alpha^{2} \sin \alpha - \mathbf{f}\alpha \cos \alpha + \mathbf{f}\alpha^{2} \sin \alpha - \mathbf{f}\alpha \cos \alpha + \mathbf{f}\alpha^{2} \sin \alpha - \mathbf{k}\alpha \cos \alpha + \mathbf{f}\alpha^{2} \sin \alpha$$
(11)

Por otra parte, el pulgar tiene 2 GDL, ya que todo el ensamble puede ser rotado alrededor de un eje por un ángulo ω , proveyendo la habilidad de manipular objetos planos y de cargar objetos, además de ser flexionado y extendido. La rotación del pulgar con respecto de la palma determinará cual dedo (o dedos) será el que se opondrá al pulgar. De esta forma se puede definir el tipo de prensión digital desarrollada (bidigital o pluridigital) a través de la abducción-aducción. Se consideró una adecuación mecánica al pulgar de acuerdo con [14], tomando el primer metacarpiano del dedo pulgar como si fuera la falange proximal de los otros dedos, debido a que tiene una mayor flexo-extensión respecto a los demás metacarpianos. De esta manera el diagrama cinemático auxiliar es el mismo que el de la Fig. 6, pero agregando una rotación de un ángulo ω en el eje z de acuerdo con la Fig. 3. Esta rotación se introduce como una matriz de rotación R un ángulo ω , definida como:

$$R = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\omega & -\sin\omega \\ 0 & \sin\omega & \cos\omega \end{bmatrix}$$
 (12)

2.5. Simulación [5]

La importancia de la simulación biomecánica en los últimos tiempos está creciendo, ya que varios proyectos de investigación se están centrando en el desarrollo de dispositivos mecánicos para la rehabilitación o ayuda a las funciones de movimiento del cuerpo humano. En este aspecto, es necesaria la simulación biomecánica para la comprensión de la mecánica y movimiento del cuerpo humano y el desarrollo de dichos dispositivos.

Es posible simular el comportamiento dinámico del sistema y ver los resultados a medida que se ejecuta la simulación. Se pueden determinar los tiempos de comienzo y finde la simulación y guardar o cargar los datos recogidos. Existen distintos modos de simulación:

- Normal (por omisión), que simula el modelo interpretándolo.
- Accelerator, que aumenta el rendimiento de la simulación mediante la creación y ejecución de código específico compilado, a la vez que ofrece aún flexibilidad para cambiar los parámetros del modelo durante la simulación.
- Rapid Accelerator, que puede simular modelos con mayor velocidad que el modo Accelerator, mediante la creación de un ejecutable, que puede ejecutarse fuera de Simulink en un segundo núcleo de procesamiento.

Simulink proporciona solvers de ecuaciones diferenciales ordinarias de paso fijo y paso variable. Los solvers son algoritmos de integración numérica, que calculan la dinámica del sistema a lo largo del tiempo, utilizando la información que contiene el modelo. Simulink ofrece solvers compatibles con la simulación de una amplia gama de sistemas.

3. Conclusiones

El uso de cualquier tipo de prótesis de mano ayuda a los pacientes a mejorar su estilo de vida, sin embargo, la más efectiva tanto estéticamente como funcionalmente sigue siendo la prótesis mioeléctrica. Es necesario implementar las principales ramas de la ingeniería mecatrónica para poder desarrollarla como lo son: la ingeniería mecánica, para realizar los análisis y simulaciones mecánicos con la finalidad de poder definir las trayectorias de cada elemento así como la selección de materiales apropiados que posean buenas propiedades, que no causen conflicto con el paciente y que posean un costo no muy elevado; la ingeniería electrónica para seleccionar los sensores y actuadores apropiados para detectar las señales mioeléctricas, para acondicionarla y para aprovecharla por medio de los transductores; y la ingeniería de control, que con el uso de la inteligencia artificial o reconocimiento de patrones se puede aprovechar de mucha mejor manera las señales eléctricas que proporciona el cuerpo del paciente. Para la implementación final se puede aprovechar el prototipado rápido con impresión 3D lo cual también podría mejorar en cuestión de costos de producción y así ser más accesible al público en general [4].

Referencias

- [1] Anónimo. ¿cuál es la biomecánica de la mano?
- [2] Luz Arias. Biomecánica y patrones funcionales de la mano, 2012.
- [3] Marta Ayats. Tipos de prótesis para miembro superior, Abril 2017.
- [4] G. A. 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, 2018.
- [5] Juan Carlos G. Simulación de la mano humana mediante matlab/simmechanics, septiembre 2014.
- [6] Mario G. Hugo I. Análisis, simulación y evaluación biomecánica de un mecanismo para prótesis de mano robótica, septiembre 2016.