

EVOLUCIÓN Y TENDENCIAS EN EL DESARROLLO DE PRÓTESIS DE MANO

EVOLUTION AND TRENDS IN THE DEVELOPMENT OF HAND PROSTHESIS

JAIR L. LOAIZA

Ing. M., Grupo de Investigación en Diseño Óptimo Multidisciplinario, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, jloaizab@bt.unal.edu.co

NELSON ARZOLA

Dr., Grupo de Investigación en Diseño Óptimo Multidisciplinario, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, narzola@unal.edu.co

Recibido para revisar Febrero 9 de 2011, aceptado Julio 18 de 2011, versión final Agosto 16 de 2011

RESUMEN: Se presenta una revisión sobre la evolución y retos concernientes al desarrollo de prótesis de mano. Se muestran las características principales de diseños recientes, a nivel internacional, que incorporan una cantidad considerable de funciones, varios grados de libertad y elevado desempeño físico. Adicionalmente se presentan algunos resultados obtenidos en Colombia relacionados con la obtención de modelos y prototipos de prótesis de mano. Por último, se presentan varios modelos físico-matemáticos que emulan con el comportamiento mecánico de los tejidos biológicos, y se identifican un conjunto de materiales inteligentes que resultan de interés para la fabricación de prótesis. Se concluye que el desarrollo de estos dispositivos en ambientes de ingeniería simultánea, donde puedan integrarse los últimos resultados sobre biónica, control, automatización, nuevos materiales y técnicas de fabricación, posibilitará en un futuro cercano el desarrollo de prótesis de mano con características indistinguibles al de una mano real, tanto en funcionalidad como en apariencia.

PALABRAS CLAVE: Prótesis de mano, diseño, modelamiento, biomecánica, función

ABSTRACT: In this article, the evolution and challenges about the hand prosthesis development are presented. Besides, the main characteristics about the recent international designs, which contain the considerable number of functions, several degrees of freedom and high physical performance are shown. Additionally, some results related to hand prosthesis models and prototypes obtained in Colombia are exposed. At the end, several physical-mathematical models that emulate with the mechanical behavior of the biological tissues are shown and a set of intelligent materials of interest for the hand prosthesis production are identified. As the conclusion, it is stated that this device development in simultaneous engineering environments, where the latest results of bionics, control, automation, new materials and productions techniques could be integrated, will ease the development of the hand prosthesis with the indistinguishable characteristics from the real hand; both in functionality and appearance.

KEYWORDS: Hand prosthesis, design, modeling, biomechanics, function

1. INTRODUCCIÓN

La mano humana realiza principalmente dos funciones; la prensión y el tacto, las cuales permiten al hombre convertir sus ideas en formas (movimientos, manipulación, etc.), adicionalmente la mano añade expresión a las palabras, como en los casos del escultor o de los sordomudos. El sentido del tacto desarrolla totalmente las capacidades de la mano, sin este sería imposible medir la fuerza prensora. Por último, es importante mencionar que el dedo pulgar representa el miembro más importante de la mano, sin este la capacidad funcional de la mano se reduce en cerca de un 40%.

Sustituir por pérdida alguno de los miembros humanos por dispositivos es un acontecimiento que ha venido sucediendo desde hace más de dos mil años. Durante el siglo XX, el objetivo de que los amputados regresaran a la vida laboral, orientó en gran medida las innovaciones presentadas a lo largo de los años. Inicialmente el objetivo propuesto es alcanzado por el médico francés *Gripoulleau*, quien fabricó distintos accesorios que podían ser utilizados como unidad terminal. En 1912, *Dorrance*, en los Estados Unidos, desarrolló una unidad terminal llamada Hook que puede abrirse y cerrarse activamente mediante movimientos de la cintura escapular combinado con un tirante de goma. La prótesis con mando mioeléctrico tiene su origen en Rusia durante la década del 60. Esta opción protésica

basa su control en los pequeños potenciales eléctricos extraídos de las masas musculares del muñón, siendo conducidos y amplificados para energizar y obtener el movimiento de la misma. A finales del siglo XX las funciones de las prótesis con mando mioeléctrico, estaban limitadas al cierre y apertura de una pinza. Las diferencias entre los distintos modelos encontrados en el mercado consisten en el tipo de control que emplean, pero la mayoría realiza básicamente las mismas funciones. Actualmente, los países con mayor avance tecnológico en investigación y desarrollo de prótesis son: Alemania, Estados Unidos, Francia, Inglaterra y Japón [1].

El presente artículo de revisión tiene como propósito brindar una visión sobre la evolución y las tendencias que tienen las prótesis de mano para pacientes que presentan amputación transradial. Para ello, primero se realiza una clasificación de acuerdo a las características fundamentales; posteriormente con base a una extensa revisión del estado del arte se realiza una descripción sobre desarrollos recientes y se presentan varios modelos físico-matemáticos que sirven para explicar el comportamiento de los componentes que conforman una prótesis, y que intentan emular las funciones y apariencia de una mano real. Por último, se identifican materiales que son recientemente empleados en la fabricación de prótesis de mano, y que posibilitan un mejor cumplimiento de las especificaciones y funciones en los diseños más modernos. La tesis que se sustenta plantea que para lograr una prótesis de mano indistinguible de una mano real, no solo deberá ocurrir un mayor desarrollo aislado entre disciplinas transversales a la ingeniería y la medicina involucradas directamente en el desarrollo de prótesis de mano, sino que indispensablemente deberá existir una mayor sinergia entre las técnicas de diseño, el modelamiento de sistemas complejos, los procesos avanzados de fabricación y la bioingeniería de materiales.

2. CATEGORÍAS DE SISTEMAS DE PRÓTESIS ARTIFICIALES

En la elección de la prótesis apropiada desempeña un papel fundamental el nivel de amputación o el tipo de displasia que se requiera tratar. Dependiendo de los requerimientos de cada paciente, se decide el tipo de dispositivo que mejor se adapte a las características de este. En la Tabla 1 se describen las diferentes categorías

de prótesis de mano que se han desarrollado según el tipo de actuador empleado.

Tabla 1. Tipos de prótesis de mano según el tipo de actuador utilizado

| Tipo | Características principales |
|-----------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 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 [2, 4, 5, 6]. |
| 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 [3]. |
| 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 [3]. |
| 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 [1, 8]. |

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. Se basan en el empleo de la señal eléctrica (EMG), que se produce al contraerse

un músculo, como señal de control. Elimina el arnés de suspensión, usando una de las siguientes técnicas para mantener la prótesis en el lugar correspondiente: bloqueo de tejidos blandos-esqueleto o succión. Las desventajas fundamentales son la necesidad de una fuente externa de energía eléctrica para la potencia, su peso y costos [2, 6, 7].

3. INVESTIGACIONES Y DESARROLLOS RECIENTES EN MATERIA DE PRÓTESIS MANO

La mano de Canterbury [9] (Figura 1(a)) utiliza eslabones mecánicos movidos directamente para actuar sobre los dedos de forma similar a la mano humana. El movimiento directo de los eslabones se utiliza para reducir algunos problemas que presentan otros diseños de mano. Cada dedo de esta mano tiene 2.25 grados de libertad; la parte fraccionaria se debe al mecanismo compartido para extender los cuatro dedos. Los motores de corriente directa tienen una reducción por medio de engranajes con una relación de transmisión 16:1. Los dedos cuentan con sensores de presión en cada articulación y en su parte distal, lo que totaliza cuatro sensores de presión por cada dedo, dos motores de corriente directa y un sensor de efecto Hall. El pulgar tiene solo un motor y tres sensores de fuerza, mientras en la palma se encuentran los motores encargados de abrir y cerrar todos los dedos y de la rotación del pulgar; para un total de dos motores, dos encoders, dos sensores de efecto Hall y tres sensores de fuerza. Todo esto resulta en un total de 91 cables por lo que se requirió un sistema de control distribuido utilizando un PsoC de Semiconductores Cypress. Este microprocesador solo es capaz de controlar la posición y velocidad, mientras que el resto de la cinemática y demás comandos complejos se calculan por aparte en un PC.

El manipulador desarrollado en la Universidad de Reading, Inglaterra [9, 10] (Figura 1(b)), propone el uso de cables Bowden (Chicotes) dirigidos a cada unión como medio para hacer actuar los dedos. Este novedoso diseño simplifica el control de la mano al eliminar el acoplamiento entre juntas y permite la traslación directa y precisa entre las juntas y los motores que accionan los cables. La cinemática de los dedos se simula con mayor precisión al permitir dos grados de libertad con el mismo centro de rotación en el nudillo más grande de la mano. Esta mano incluye sensores en las últimas falanges de los dedos para acrecentar la precisión

durante la sujeción.

Otros desarrollos tecnológicos relevantes de prótesis de mano pueden ser encontrados en [12, 13, 14]. En todos ellos se aprecia un marcado empleo de sistemas mecatrónicos complejos, cuyo proceso de diseño, tecnologías de fabricación y materiales requeridos son altamente costosos. Además, es necesario resaltar el interés en emular, en apariencia y tipos de movimientos naturales de mayor frecuencia, con respecto a una mano real. Lo anterior genera la necesidad de contar con equipos de diseño multidisciplinarios que traten de manera concurrente todos los aspectos de desarrollo de las prótesis con una visión orientada a su ciclo de vida.

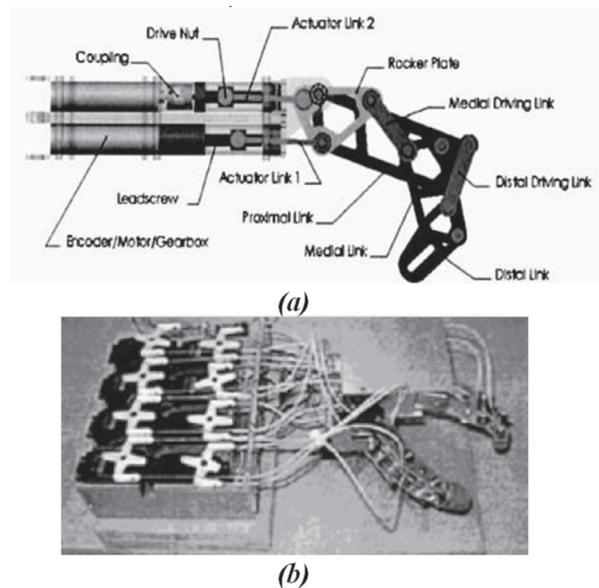


Figura 1. (a) Mano de Canterbury que utiliza eslabones mecánicos con movimiento directo [9]; (b) Manipulador construido en la Universidad de Reading [2]

4. PROTOTIPOS DE PRÓTESIS DE MANO DESARROLLADAS EN COLOMBIA

4.1 Síntesis de un mecanismo espacial para mano antropomórfica bidigital

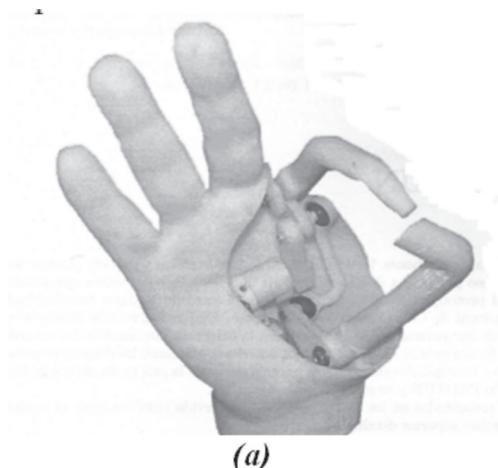
El objetivo general fue diseñar y construir un prototipo óptimo de pinza bidigital que minimice el espacio requerido, con un mínimo de grados de libertad para realizar el agarre, que en este diseño corresponde a un GDL (grado de libertad) [15]. En la Figura 2(a) se muestra el mecanismo espacial de barras obtenido

mediante prototipado. El modelado antropométrico y dinámico de la mano se llevó a cabo con un programa de diseño y manufactura asistidos (CAD-CAM) y los resultados obtenidos se compararon con la información encontrada en [16, 17, 18]. En estas mismas publicaciones también pueden encontrarse las relaciones para los ejes de giro de los segmentos óseos de las falanges.

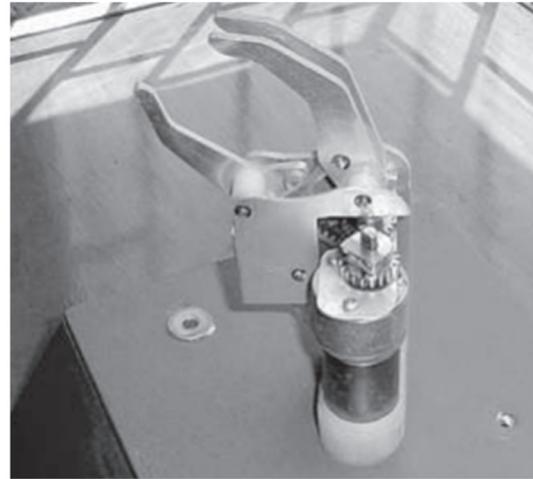
Algunos parámetros importantes en la fisiología de la mano considerados y que son de trascendencia a la hora de implementar algún modelo matemático son los centros volumétricos de las piezas óseas así como los puntos de inserción de tendones y ligamentos, además de los desplazamientos de estos últimos. Estos parámetros son tomados de [19, 20, 21]. Basados en las medidas antropométricas es posible realizar un modelo plano de la mano, aproximando las articulaciones a juntas giratorias que unen eslabones. Otros estudios realizados por [22, 23, 24, 25] pueden ser tomados como referencias y ejemplos de cómo este tipo de datos se emplean en la elaboración de modelos biomecánicos, cinemáticos y cinéticos de la mano.

4.2 Diseño y construcción de un prototipo de pinza y rotador para prótesis mioeléctrica

Este proyecto tiene como objetivo fundamental rediseñar y construir un prototipo de pinza tridigital para prótesis mioeléctrica de mano que adicionalmente incluya la función de rotación (pronosupinación). Además, busca mejorar la presión palmar y reducir el peso [26].



(a)



(b)

Figura 2. (a) Mecanismo obtenido para pinza bidigital. Mano *PROTUN* [14]; (b) Prototipo de pinza y rotador para prótesis de mano mioeléctrica [26]

A pesar de no realizarse un modelamiento matemático formal, el sistema propuesto fue simulado en un software de modelamiento de sólidos, y permitió establecer algunas comparaciones de rendimiento con otros proyectos anteriormente realizados. El sistema obtenido posee dos GDL y un peso total de 1063 g; 600 g para el mecanismo de pinza y 463 g para el rotador [26] respectivamente. En la Figura 2(b) se puede apreciar una fotografía de este prototipo de prótesis pinza-rotador.

La información suministrada por [27, 28] se utilizó para establecer los atributos de diseño empleando la herramienta de Despliegue de la Función de Calidad. Esta última también permitió conocer en orden de importancia las principales necesidades y exigencias de los pacientes amputados colombianos. Algunos de los requerimientos identificados como relevantes en una prótesis son: agarre seguro y estable, fácil de alinear para agarrar objetos, buena visibilidad al tomar objetos, mínima cantidad de acciones para alinear la muñeca, capacidad para sostener objetos de diferentes formas, entre otras.

4.3 Prótesis de mano para personas amputadas de mano y muñeca

En este proyecto el objetivo consistió en diseñar y fabricar un prototipo de prótesis de mano para personas amputadas de mano y muñeca, y a su vez evaluar que tipo de señales, mioeléctrica o por voz,

resulta el más adecuado para su accionamiento [29]. El prototipo posee 10 GDL y un peso total de 1260 g [29]. El modelamiento antropométrico y dinámico se realizó empleando un sistema complejo de ecuaciones matriciales ligadas. Para la realización del modelo cinemático, se utilizó el planteamiento de Denavit/Hartenberg [30], al tiempo que se emplearon resultados obtenidos por otros investigadores [31, 32]. En la Figura 3 se muestra el prototipo de prótesis desarrollado, sin cosmesis en la zona de la mano con el fin de apreciar los detalles estructurales. Se concluye en el proyecto, que para varias funciones de la prótesis resulta más adecuado el control por voz, aunque se detecta para esta estrategia mayor sensibilidad al ruido ambiental.

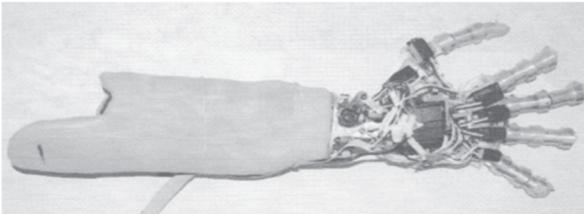


Figura 3. Prototipo de prótesis de mano accionada por voz [29]

En estos prototipos se aprecia una clara evolución tanto a nivel del diseño y optimización de los sistemas mecánicos como en la implementación de dispositivos de control por medio de diferentes tipos de señales.

5. MODELOS EMPLEADOS EN EL DISEÑO DE PRÓTESIS DE MANO

La mano humana posee una compleja organización anatómica y funcional, lo cual facilita un gran número de posibilidades en las posiciones, movimientos y manipulación de objetos. Desde el punto de vista biomecánico, la mano humana puede ser considerada como un sistema de eslabones de segmentos óseos interconectados mediante pares cinemáticos articulados formados por ligamentos; mientras que un complejo sistema de actuadores formados por músculos y tendones, la mayoría de los cuales posee conexión poliarticular, garantizan el más alto nivel de multifuncionalidad y destreza alcanzable en el sistema musculoesquelético. Para implementar y emular satisfactoriamente esta abundante riqueza funcional de la mano humana es necesario contar con modelos no solamente cinemáticos y cinéticos, sino también

reológicos que describan con suficiente agudeza el comportamiento de los materiales bio-ingenieriles que ejecutan fundamentalmente la función de actuadores en las prótesis de mano.

Los progresos recientes en el desarrollo de prótesis automáticas se deben principalmente a la incorporación de la física y la matemática, tanto a nivel de la descripción del movimiento de la mano como en el análisis de las señales mioeléctricas. La cinemática y la cinética permiten, por medio de la teoría Newtoniana, encontrar una descripción suficientemente precisa del comportamiento de la mano humana, tanto desde el punto de vista de la geometría del movimiento como de la generación y aplicación de la fuerza a través de los músculos, tendones y estructura ósea que conforma la mano. Por otra parte, la transformada de Fourier se ha convertido en la principal herramienta para descifrar, interpretar y reproducir de forma aproximada las señales que por medio de impulsos electroquímicos generan los movimientos de la mano, a través de la red nerviosa y los músculos [33].

Existen algunos modelos derivados de la teoría viscoelástica que permiten describir el comportamiento de los músculos de la mano en las acciones de contracción y relajamiento [34, 35, 36]. Estos modelos corresponden a emulaciones con sistemas masa-resorte-amortiguador, y representan el comportamiento ya mencionado comparándolo con el comportamiento de un sólido o de un fluido sometido a carga [33]. La descripción utilizada que aproxima el funcionamiento del músculo al de un fluido se denomina "*Modelo viscoelástico de fluido de Maxwell*" [37, 38, 39] ya que fue precisamente James Clerk Maxwell quien lo propuso, mientras el que aproxima el mismo comportamiento al de un sólido sometido a la acción de una carga se denomina "*Modelo viscoelástico de sólido de Voigt*" [40, 41], siendo propuesto por el físico alemán Woldemar Voigt. Algunos de los modelos empleados de manera exitosa se describen a continuación.

5.1 Respuesta activa muscular

La respuesta activa muscular basada en los cuatro elementos del modelo de Hill [42, 43] puede ser fácilmente encontrada a través del desarrollo de una función de transferencia para el modelo del músculo. Inicialmente, las ecuaciones de equilibrio deberán

ser determinadas de la siguiente forma: la fuerza que se desarrolla internamente en el músculo, T_{CE} , es modificada por el amortiguador viscoso y por el elemento elástico que representa la tensión externa. La fuerza T_{CE} , es colocada en paralelo respecto de los elementos que describen el Sólido de Voigt (Figura 4), mientras que la fuerza externa, T , se representa en línea, con un resorte en serie con el arreglo anterior.

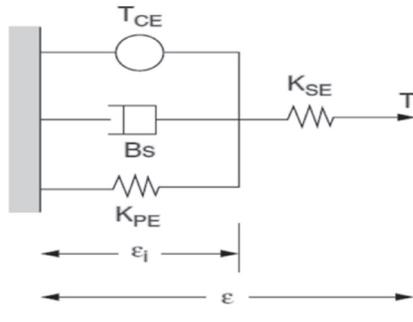


Figura 4. Modelo del músculo de Hill con cuatro elementos [33]

Las ecuaciones de equilibrio para el modelo representado son:

$$T = T_{CE} + B_s \varepsilon_i + K_{PE} \varepsilon_i \quad (1)$$

$$T = K_{SE} (\varepsilon - \varepsilon_i) \quad (2)$$

En (1) y (2), B es la constante de amortiguación, K_{PE} es la constante de elasticidad y K_{SE} es la constante de elasticidad para el modelo de la fuerza externa aplicada. Cada una de las constantes descritas en el modelo fueron halladas por medio de un experimento desarrollado en la Universidad de Cambridge en 1985 y los resultados fueron publicados por D. J. Aidley en el mismo año [44].

Finalmente, es posible expresar la deformación sufrida por el músculo bajo carga (ε) por medio de la siguiente expresión:

$$\varepsilon = \frac{(B_s + K_{PE} + K_{SE})T}{(B_s + K_{PE})K_{SE}} - \frac{T_{CE}}{B_s + K_{PE}} \quad (3)$$

5.2 Acumulación de Tensión

Basado en las mismas constantes, Hill desarrolló un modelo para la acumulación de tensión en el músculo, es decir para la contracción (4). Utilizando la transformada de Laplace para la función de paso y

simplificando se obtiene (5).

$$T = \frac{K_{SE} T_{CE}}{(B_s + K_{PE} + K_{SE})s} \quad (4)$$

$$T(t) = \frac{K_{SE} T_{CE}}{K_{PE} + K_{SE}} \left\{ 1 - e^{-\left\{ \frac{(K_{PE} + K_{SE})t}{B} \right\}} \right\} \quad (5)$$

5.3 Esfuerzo de relajación

Para este modelo se considera el experimento de estiramiento rápido, durante el cual el músculo es sometido a pasos de carga de magnitud ε_0 . Para el caso en que T_{CE} es cero, este término puede ser remplazado en (6) y entonces la transformada de Laplace para la función de paso se convertiría en (7).

$$T = \frac{K_{SE}(B_s + K_{PE}) \varepsilon_0}{B_s + K_{PE} + K_{SE} s} \quad (6)$$

$$T(t) = \frac{K_{SE} \varepsilon_0}{K_{PE} + K_{SE}} \left\{ K_{PE} + K_{SE} e^{-\frac{(K_{PE} + K_{SE})t}{B}} \right\} \quad (7)$$

5.4 Creep o esfuerzo retardante

El esfuerzo retardante o función de creep, para un músculo pasivo puede ser generado de manera similar al esfuerzo de relajación tomando (3) y eliminado el término de la contracción activa de T_{CE} , por lo tanto:

$$\varepsilon = \frac{(B_s + K_{PE} + K_{SE})T}{(B_s + K_{PE})K_{SE}} \quad (8)$$

Posteriormente, aplicando la transformada de Laplace y reordenando se llega a (9).

$$\varepsilon(t) = \frac{K_{PE} + K_{SE}}{K_{PE}K_{SE}} - \frac{e^{-\left(\frac{K_{PE}t}{B}\right)}}{K_{PE}} \quad (9)$$

Una aplicación del modelo anteriormente descrito es el "Músculo Neumático" [45]. Este dispositivo está inspirado en el funcionamiento de los músculos biológicos y su estructura consta de un mallado de fibras entrelazadas que forman una vejiga. El físico Joseph L. McKibben [46], fue el inventor de este actuador en los años 50 con el objetivo de motorizar una prótesis para un brazo que permitiera abrir y cerrar los dedos. Este músculo neumático estaba compuesto por un tubo interior de caucho, cubierto por una capa de fibras trenzadas de forma helicoidal, y cerrado por los dos extremos. En uno de dichos extremos se ubicaba una entrada de aire y en el otro el punto de conexión. Su funcionamiento es el siguiente: al entrar aire a presión dentro del cilindro este se

hincha, transmitiéndose la deformación a las fibras en contacto con la superficie del tubo las cuales terminan contrayéndose. Las ventajas en el funcionamiento del músculo de McKibben son evidentes frente a otros tipos de actuadores como motores, servos o cilindros hidráulicos y neumáticos; principalmente en lo relativo al comportamiento dinámico y al reducido costo. En los años 80 el fabricante de neumáticos japonés **Bridgestone**, en colaboración con **Hitachi**, presentó una versión mejorada del músculo de McKibben, el cual fue denominado *Rubbertuator* [45]. En la actualidad los ingenieros e investigadores prefieren trabajar sobre el diseño original de McKibben realizando pequeñas variaciones sobre el mismo. Un ejemplo claro son los dispositivos de músculo neumático del fabricante alemán **Festo Pneumatics** quien desarrolló algunas aplicaciones en ortopedia asistida.

El modelo dinámico que explica con cierta exactitud el comportamiento del músculo neumático está basado en una variación del propuesto por Hill [33]. La Figura 5 muestra esquemáticamente el modelo visco-elástico utilizado. La ecuación de movimiento del sistema presenta la siguiente forma:

$$M(t)\ddot{x} + B(\dot{x})\dot{x} + K(x)x = u + d(t, x, \dot{x}, \ddot{x}, u) \quad (10)$$

Donde $M(t)$ es la masa que se desea mover con el actuador y el término $d(t, x, \dot{x}, \ddot{x}, u)$ representa las otras no linealidades y términos de desviación [47]. Este modelo puede expresarse tomando $x_1 = x$ y $x_2 = \dot{x}$, por lo tanto:

$$\dot{x}_1 = x_2 \quad (11)$$

$$\dot{x}_2 = \frac{1}{M(t)} [u - K(x_1)x_1 - B(x_2)x_2] \quad (12)$$

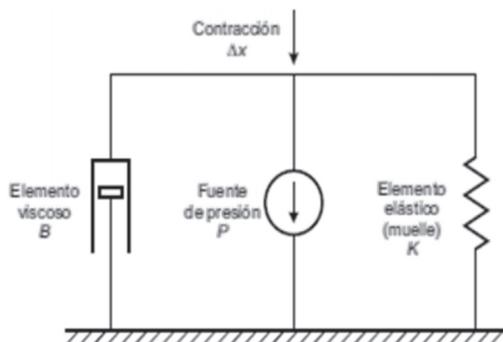


Figura 5. Modelo viscoelástico para el actuador por músculo neumático [44]

Los diferentes experimentos llevados a cabo por Repperger y documentados en [47] muestran que los términos no lineales $K(x_1)$ y $B(x_2)$ que aparecen en (12) pueden ser ajustados en forma aproximada por un polinomio de segundo orden, así:

$$K(x_1) = b_2x_1^2 + b_1x_1 + b_0 \quad (13)$$

$$B(x_2) = a_2x_2^2 + a_1x_2 + a_0 \quad (14)$$

Los coeficientes de estos polinomios pueden variar con la masa sobre la que se actúa [48], pero en [46] se reducen a dos polinomios fijos que corresponden con los modos principales de funcionamiento; inflado o contracción (13), y vaciado o elongación (14).

6. EMPLEO DE MATERIALES INTELIGENTES EN LAS PRÓTESIS

En la actualidad el término inteligente se utiliza como una definición para calificar y describir una serie de materiales que presentan la capacidad de cambiar sus propiedades físicas (rigidez, viscosidad, forma, color, etc.) en presencia de un estímulo concreto. Para controlar dicha respuesta de una forma predeterminada, se diseñan mecanismos de control y selección. El tiempo de respuesta es corto y el sistema comienza a regresar a su estado inicial tan pronto como el estímulo cesa [49]. En la Tabla 2 se presentan un grupo de materiales inteligentes empleados en el desarrollo de prótesis de mano.

Tabla 2. Materiales inteligentes utilizados en el desarrollo de prótesis de mano

| | |
|--------------------------------------|---------------------------------------------------------------|
| Materiales con memoria de forma | Aleaciones con memoria de forma: NiTi, CuAlTi, NiTiCu [2, 51] |
| | Polímeros con memoria de forma: SMP, Veriflex [2, 52] |
| | Cerámicos con memoria de forma [2, 53] |
| Materiales electro y magneto activos | Aleaciones con memoria de forma ferromagnética [2, 51, 53] |
| | Materiales piezoeléctricos [2, 53, 54] |
| Materiales foto y cromo activos | Materiales electro y magneto restrictivos [2, 53] |
| | Electroluminiscentes [2, 54] |
| | Fluorescentes [2, 54] |
| | Foto cromáticos [2, 54] |
| | Termo cromáticos [2, 54] |
| Electro cromáticos [2, 54] | |

Los alambres musculares, delgados y de alta resistencia mecánica, son elaborados con aleaciones de Níquel y Titanio llamadas “*Nitinol*”, la cual es una de las aleaciones con memoria más utilizadas. Uno de los aspectos críticos durante la fase de diseño de una prótesis de mano es el relacionado con la selección de los actuadores y en esta dirección los alambres musculares han mostrado una gran complementariedad con estos últimos [50].

La tendencia a futuro será incrementar la investigación y desarrollo en nuevos materiales que posean un buen comportamiento en cuanto a respuesta, compatibilidad, resistencia y durabilidad. Lo cual, junto al empleo de sistemas de control y accionamientos más potentes, robustos y compactos, posibilitará un mayor acercamiento de las prótesis de mano hacia su equivalente natural.

7. CONCLUSIONES

La necesidad de desarrollar prótesis de mano data de miles de años atrás, pero solo en los últimos veinte años se ha contado con la concurrencia de métodos diagnósticos, técnicas de modelamiento, metodologías de diseño, tecnologías de materiales, control y automatización suficientemente avanzadas como para obtener prótesis que emulen en funcionalidad y desempeño con una mano real.

Los avances recientes en biomecánica y biónica han posibilitado el desarrollo de prótesis de mano de alto desempeño y apariencia natural. Sin embargo, los costos de estas son elevados e inalcanzables a mediano plazo para los sistemas de salud de la mayoría de los países. En Colombia se han desarrollado proyectos para obtener prototipos de prótesis de mano que ejecuten algunas de las funciones principales de esta, pero aún es incipiente la posibilidad de una producción en masa de un prototipo que sea robusto, confiable y económicamente viable.

La evolución hacia una prótesis de mano indistinguible de una mano real ocurrirá posiblemente en el plazo de pocas décadas. Para alcanzar un producto de esa naturaleza se requerirán de mayores esfuerzos interdisciplinarios y el empleo de ingeniería simultánea. La tendencia de emplear sistemas mecatrónicos complejos y bioinspirados, flexibles y personalizados a cada paciente, junto a procesos de manufactura

avanzados y nuevos materiales inteligentes permitirá superar las debilidades y desventajas presentes en las prótesis actuales.

REFERENCIAS

- [1] Puglisi, L. y Moreno, H., Prótesis Robóticas. Revista del Departamento de Automática e Informática Industrial, pp. 1-2, 2006.
- [2] Dorador, J. M, y Rios, P., Robótica y Prótesis inteligentes. Revista Digital Universitaria, Vol. 6, pp. 1-15, 1067-6079. [ed.] UNAM, 2004.
- [3] Diaz, J. C., Dorador, J. M., Mecanismos de transmisión y actuadores utilizados en prótesis de mano. Memorias del congreso XV anual de la SOMIM. UNAM, Mexico D.F., pp. 335-343, 2009.
- [4] Flores, I. y Juarez, A., Actualidad y tendencias en el diseño de prótesis de miembro superior. Memorias del X Congreso Anual de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica. Queretaro, México, pp. 1255-1258, 2004.
- [5] Kutz, R., Standard Hand Book of Biomedical Engineering Design, McGraw Hill, New York, 2003.
- [6] Vitali, R. y Andrews, H., Amputaciones y Prótesis. JIMS, Londres, 1996.
- [7] Samuel, K., Weber, J. and Heff, H. Biomechanical Design of and Powered. IEEE, Noordwijk, 2007.
- [8] Norton, K., A brief history of prosthetics. In Motion, pp. 17-21, 2007.
- [9] Dunlop, G R., A distributed controller for the Canterbury hand. Professional Engineering Publishing, International Conference on Mechatronics. ICOM, London, 2003.
- [10] Harris, M, y Kyberd, P., Design and development of a dextrous manipulator, Professional Engineering Publishing, International Conference on Mechatronics. ICOM, London, 2003.
- [11] Bristol, M., Vanguard, U.S. Department of Veteran Affairs. Washington, s.n., 2005.
- [12] BIONICS., TOUCH. Touch Bionics. [En línea] Julio de 2004. www.Touchbiomechanics.com.
- [13] Ottobock. www.ottobock.com.co. [En línea] Septiembre de 2009. [Citado el: 14 de Septiembre de 2010.]. <http://www.ottobock.com.co>.

- [14] Touchbionics. www.touchbionics.com. [En línea] Julio de 2008. [Citado el: 14 de Septiembre de 2010.] <http://www.touchbionics.com>.
- [15] Rodriguez, F.J. y Tovar, A., Síntesis de un mecanismo espacial para mano antropomorfa bidigital.: Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, 2007.
- [16] Laurencika, E. and Rosengborg, M., Swedish metacarpophalanheal standars compared wiht previously published norm. *Radiological*, pp. 498-502. 2000.
- [17] Chao, E. Y. S., An, K. A. and Cooney III, W.P., *Biomechanics of the hand. A basics research study*, World Scientific, 1989.
- [18] Andrew, E., Fernandez, J. J. and Schmedders, K., The fibonacci sequence. Relationship to the human hand, *The journal of hand surgery*, pp. 157-160, 2003.
- [19] Becker, J.C. and Nitish, V.T., A study of the range of motion of human finger with applications to anthropomorphic desing. *IEEE, Transactions on Biomedical Enginnering*, pp. 110-117, 1988.
- [20] Ugbolue, U.C., Hsu, W. H., Goitz, R.J. and Li Z.M., Tendon and nerve displacement at the wrist during finger movements, *Clinical Biomechanics*, pp. 50-56, 2005.
- [21] Rogers, M. S., Barr, A. B., Boontariga, K. and Rempel, D.M., A three-dimensional anthropometric solid model of the hand based on landmark measurements, *Ergonomics*, pp. 511-526, 2008.
- [22] Sancho-Bru, J.L., Perez-Gonzales A., Vergara-Monedero M., Giurintano D., A 3D dynamic model of a human finger for studing free movements. *Journal of Biomechanics*, pp. 1491-1500, 2001.
- [23] Valero-Cuevas, F. J., Large index-fingertip forces are produced by subjec.independent patterns of muscle excitation, *Journal of Biomechanics*, pp. 693-703, 1998.
- [24] Srikant, V., Developing a biomechanical model of the upper extremities and perform kinematic its kinematic analisys, concentrating mainly on the motion at the shoulder joint. *Industrial and nuclear Engineering- College of Engineering, Cincinnati*, 2005.
- [25] Pheasant, S., *Bodyspace; Anthropometry, ergonomics and the desing of work*. Londres, s.n., 1996.
- [26] Sanchez, C. M., Loaiza, J. L. y Cortez, C. J., Diseño y Contrucción de un prototipo de pinza y rotador (funciones de pronosupinación) para prótesis mioelectrica de mano, *Ingeniería e Investigación*, pp. 5-11, 2006.
- [27] Olaya, E S. y Cotes, C.J., Despliegue de función de calidad (QFD) apoyado mediante lógica difusa para requerimientos de diseño de prótesis de mano. Universidad Nacional de Colombia. Bogotá, 2003.
- [28] Akao, Y., Despliegue de funcion de calidad. Integración de las necesidades del usuario en el diseño del producto. Japón, s.n., 1990.
- [29] Sarmiento, L. C. y Tovar A., Prótesis de mano para personas amputadas de mano y muñeca., Facultad de Ingeniería. Programa de Maestría en Automatización Industrial, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, 2007.
- [30] Craig, J., *Robótica*, Pearson, Mexico, 2006.
- [31] Kapandji, A., *Fisiología Articular*. Tomo 1. Panamericana, Paris, 1998.
- [32] Nordin, M. y Frankel, V., *Biomécanica básica del sistema músculo esquelético*, McGraw Hil, Madrid, 1994.
- [33] Freivalds, A., *Biomechanics of the upper limbs*. pp. 101-187, CRC press, Boca Ratón, 2004.
- [34] Flügge, W., *Viscoelasticity*. Blaisdell, publishing Company, Stanfor, 1976.
- [35] Cristensen, R, M, *Theory of viscoelasticity*. Dover publication inc., New York, 2003.
- [36] Balart, G. R., *Modelo de Kelvin-Voigt de Comportamiento Viscoelástico*. Universidad Politecnica de Valencia, Valencia, 2008.
- [37] Yanez, G., Murillo, J. y Tejeiro, J., Estudio del comportamiento de un fluido viscoelástico utilizando el modelo de Maxwell, *Revista Colombiana de Fisica*, pp. 1014-1017, 2006.
- [38] Plaza, H., *Propiedades viscoelásticas de materiales poliméricos*. Universidad de Chile, Santiago de Chile, 2002.
- [39] Del Rio, J. y Castrejon, R., Modelo simple para la permeabilidad de un fluido viscoelástico. *Revista Mexicana de Física*, 2003.
- [40] Jauregui, J, C., Urbiola, L. y Diaz, C., *Modelado Multidimensional de sistemas viscoelásticos*. Ingeniería Mecánica; Tecnología y Desarrollo, pp. 6-12, 2005.

- [41] Hilton, H., Generalized Viscoelastic, 1-DOF, Deterministic Nonlinear Oscillators. *Journal of Non-Linear Mechanics*, pp. 1-22, 1999.
- [42] Canto, D, F., Bonezi, A. y Fagundes, J., Estimativa da força muscular resultante dos flexores. *Biomechanica*, pp. 65-71, 2007.
- [43] Rosen, J., Moshe, F. and Mircea, A., Performances of Hill-Type and Neural Network Muscle Models—Toward a Myosignal-Based Exoskeleton. *Computers and Biomedical Research*, pp. 415-439, 2002.
- [44] Aidley, D, J., *The Physiology of Excitable Cells*. Cambridge University Press, Cambridge, 1985.
- [45] Caballero, A. H. y Carbonell, P., Prototipo experimental para la identificación y control de actuadores por músculo neumático. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, pp. 42-50, 2003.
- [46] Chou, C. P. and Hannaford, B., Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles. *IEEE, Trans. on Robotics and Automation*, pp. 12:90-102, 1996.
- [47] Repperger, D. W., Johnson, K.R. and Phillips C.A., A VSC position tracking system involving a large scale pneumatic muscle actuator. *IEEE Int. Conf. on Decision and Control*, 1998.
- [48] Sanchez, A., Mahont, V. and Tondu, B., Nonlinear parametric identification of a McKibben artificial pneumatic muscle using flatness property of the system. *IEEE, Int. Conf. on Control applications*. Volumen 1. 1998.
- [49] Rios-Louth, D., *Uso de materiales con memoria como actuadores en los dedos de una prótesis de miembro superior*. Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica, Queretaro, 2004.
- [50] Gilberson, R., *Muscle Wires: Project Book*. Mondo Tronics, San Francisco, California, 2000.
- [51] Lopez, C, E., *Una Introducción a las Aleaciones con Memoria de Forma*. Universidad Nacional Autónoma de México, México, 2002.
- [52] Lafont, M. P., Lantana, D. A. y Martínez, R.I., *Polímeros con Memoria de Forma en el desarrollo de dispositivos médicos*. Universidad Católica del Perú, Cuzco, 2007.
- [53] Arias, M.L.S. y Vanegas, U.L., *Materiales compuestos inteligentes*. *Scientia et Technica* Año X, No 25. pp. 143-148, 2004.
- [54] Alia, M. A., *Estudio e implementación de sensores de fuerza 3D con aplicación a manos robóticas*. Proyecto fin de carrera. Ingeniería Industrial. Universidad Carlos III de Madrid Escuela Politécnica Superior, España, 2010.