

Prótesis subactuadas de manos humanas: una revisión

Human hands underactuated prosthetic: an review*

Recibido: 23 de junio de 2016 - Aceptado: 25 de octubre de 2016

Para citar este artículo: I. Páez, C. Gaviria «Prótesis subactuadas de manos humanas: una revisión», *Ingenium*, vol. 18. n.º 35, pp. 20-34 mayo, 2017.



Iván Gustavo Páez Chingal*
Carlos Alberto Gaviria López**

Resumen

En las últimas décadas del siglo XX y especialmente en lo recorrido del siglo XXI, se han desarrollado prótesis de mano que son muy cercanas a la funcionalidad y apariencia de una real. Esto se ha logrado gracias a los grandes avances que se han dado en los materiales, la electromecánica, la automatización y el conocimiento de la biomecánica del cuerpo humano. Una de las opciones de desarrollo que se han abordado desde la investigación y lo comercial son las prótesis subactuadas, por lo tanto, se propone en este artículo una revisión de las principales prótesis de este tipo, presentando una corta historia y clasificación según su antropomorfismo, y su funcionalidad en la destreza y la controlabilidad.

Palabras clave

Manos robóticas, prótesis de mano, mecanismos de subactuación, actuadores No convencionales abstract.

Abstrac

In the last decades of the XX century and especially in the course of this century, there have been prosthetic hand developments that are very close to the functionality and

* Grupo de investigación al que pertenece al Departamento de Electrónica, Instrumentación y Control y de su Grupo de investigación en Automática Industrial, Universidad patrocinadora: Universidad del Cauca, Popayán, proyecto de investigación: Prótesis de Manos Subactuados, fecha de inicio y finalización del proyecto: abril 2016 a diciembre de 2017

** M. Sc. (c) en Automática, Ingeniero Mecánico, Universidad del Cauca, Popayán, Colombia. E-mail: ivanpaez@unal.edu.co

*** Ph. D. en Automática Avanzada y Robótica, Profesor titular de la Universidad del Cauca, Popayán, Colombia. Popayán, Colombia. E-mail: cgaviria@unicauca.edu.co

appearance of the human hand. These properties have been achieved due to the great advances that have occurred in materials, electromechanical, automation and knowledge of the biomechanics of the human body. One of the addressed development options either for research or commercial issues, are the underactuated prosthesis; therefore, in this article a review of recent works on underactuated prosthesis is presented besides a short history and classification according to its anthropomorphism, and its functionality on dexterity and controllability.

Keywords

Robotic hand, hand prosthetic underactuated mechanisms, Non-conventional actuators.

Introducción

Una prótesis se desarrolla pensando en el objetivo de mejorar o reemplazar una función, parte o miembro completo del cuerpo humano afectados por diferentes razones médicas. Para un paciente con amputación de mano, otro objetivo es el mejoramiento de la aceptación psicológica de la prótesis, según [1], esto se lograría creando una percepción total de funcionalidad y aspecto cosmético. También para [1], la habilidad de gobernar la prótesis de forma automática e inconsciente se logra con éxito cuando el paciente logra una rehabilitación donde la limitación física se hace poco importante, y la amputación deja de ser una fuente de interferencia en las actividades familiares, profesionales y sociales.

Un campo específico de necesidad de prótesis, es el de las personas que han perdido o nacido sin mano. Las personas que han perdido esta parte del cuerpo desean obtener nuevamente no solo la forma estética sino también la funcionalidad de la mano perdida. Muchos han sido los trabajos, proyectos, personas, asociaciones, o fundaciones, como los trabajos en [2], [2A], [3], [4], [5] y [6], que buscan el desarrollo y la aplicación de nuevas tecnologías para estas prótesis, entre ellas las manos robóticas [7], en donde se quieren resolver los interrogantes sobre la apariencia, movimiento, agarre, tamaño, peso, operación, control, entre otras, para obtener la funcionalidad y apariencia esperados por el usuario final.

En la actualidad, según [8], hay dos campos de aplicación en el tema de rehabilitación de manos con dispositivos robóticos: las prótesis robóticas y los exoesqueletos. Por lo tanto, se presenta en este artículo una revisión de prótesis robóticas, específicamente en prótesis subactuadas que se han desarrollado en los últimos años. Una prótesis subactuada es aquella que, con pocos actuadores, sin importar su tipo, se pueden ejecutar y controlar varios grados de libertad (DoFs) [9], condición de un *Sistema subactuado*, donde el número de actuadores es menor que el número de grados de libertad existentes. El uso de pocos actuadores se traduce en una disminución del peso, un menor consumo energético y menos parámetros a controlar. La limitación principal presentada en [10], es que al tener un número excesivo de grados de libertad subactuados conduce a la pérdida de precisión y control en los movimientos de los dedos y de la mano en general. Lograr resultados aceptables en cuanto a la funcionalidad de la mano se debe a su diseño antropomórfico y al uso de controladores adecuados.

El objetivo de este artículo de revisión, es presentar los trabajos, tanto de investigación como comerciales, que se han desarrollado en las últimas décadas sobre prótesis subactuadas de mano. Para esto se va a usar la clasificación que nos presenta [10] y [11] acerca de la funcionalidad de las manos según: el antropomorfismo, la destreza, la controlabilidad. Por lo tanto, este documento está dividido en cuatro partes, la primera es un breve recorrido histórico de prótesis de la mano, las tres siguientes partes tratan la clasificación propuesta.

I. Historia de las prótesis de mano

En la historia de las prótesis ortopédicas, las *más antiguas* datan desde el año 2000 a. C, se tiene registro de una prótesis de miembro superior encontrada en una momia egipcia sujeta al antebrazo a través de un cartucho adaptado [12]. Otras prótesis de miembros humanos fueron descubiertas en Tebas, cerca de Luxor, entre las cuales están un dedo de pie llamado *the Greville Chester* que se encuentra en el Museo Británico y el pie de *Tabaketenmut* que se encuentra en el Museo Egipcio de El Cairo [14]. Para esta época los materiales usados eran madera, cueros, linos y otros materiales de origen animal y vegetal.

En la Segunda Guerra Púnica, 218 a 202 a. C, el general romano *Marcus Sergius* pierde una mano en batalla [13]. A él le fabrican una prótesis en un nuevo material, el hierro, obteniendo una mayor resistencia y uso con objetos pesados. La prótesis del general Marcus se convierte en la primera prótesis de hierro fabricada. En el año de 1400 se fabrica en hierro la mano *Alt-Ruppin*, caracterizada por tener el pulgar rígido, los dedos flexibles y *muñeca móvil*; los dedos se fijaron con un mecanismo de trinquete [14].

El empleo del hierro para la fabricación de manos fue la tendencia hasta el siglo xvi, puesto que en 1564 el médico militar francés *Ambroise Paré*, fabrica la primera prótesis de mano cosmética en cuero animal llamada *Le petit Loraine*, figura 1. Esta prótesis presenta un diseño innovador para los primeros mecanismos de flexión de los dedos con el uso de la tracción. Esta prótesis contaba también con un mecanismo de palanca que permitía realizar la flexión o extensión a nivel de codo [14].

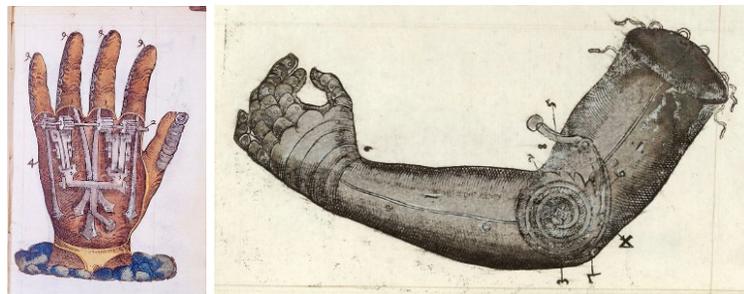


Figura 1. Prótesis de mano y brazo de *Ambroise Paré* [14]

Con Paré se inicia el uso de materiales con objetivos no solo en la funcionalidad sino en la cosmética; el cuero, el hule y la madera son los que predominan para la fabricación de prótesis durante todo el siglo XIX. El hierro, el latón y otros metales siguen presentes en

los mecanismos, pero es con el desarrollo de los resortes que se contribuye al desarrollo de la sujeción y transmisión de la fuerza. Una de las innovaciones más importantes al diseño de las prótesis la hace el alemán *Peter Beil*, puesto que su prótesis cumple con el cierre y la apertura de los dedos y se controla por los movimientos del tronco y hombro contra lateral, dando origen a las prótesis autopropulsadas. El *Conde Beafort* con su brazo, se logra una de las primeras flexiones del codo activado por medio de una palanca contra el tórax, el movimiento del hombro contra lateral sigue siendo fuente de energía para los movimientos activos del codo y la mano. En la mano de Beafort, el dedo pulgar es móvil y utiliza un gancho dividido sagitalmente, similar a los *ganchos Hook* desarrollados por *Dorance* en 1912 en Estados y que se utilizan actualmente [13-15].

El origen de las prótesis activadas a partir de los músculos del muñón o de cualquier otra parte del cuerpo se da en Alemania con el trabajo de *Sauerbruch*, él logra conectar los músculos flexores del antebrazo con la prótesis al pasar varillas de marfil a través de túneles cutáneos, de forma tal que se aprovecha la contracción muscular para mover la prótesis. En 1946 se crea la propulsión asistida, es decir que el movimiento se origina externamente del cuerpo, muestra de éstas prótesis son las neumáticas y eléctricas [15].

Los avances de prótesis asistidas hacen surgir en el año de 1960 en Rusia el control mioeléctrico. Estas prótesis funcionan con pequeños potenciales eléctricos que se generan en la contracción muscular cerca del muñón u otra parte del cuerpo. Estas señales son conducidas y amplificadas para obtener el movimiento de la prótesis. Al iniciar el desarrollo de las prótesis se obtuvo una fuerza de agarre prensil de dos kilos [14].

En la actualidad, el diseño de prótesis está relacionado directamente con el avance en nuevos materiales, la electromecánica, la automatización y la biomecánica. Esto ha permitido que a finales del siglo xx y lo recorrido del siglo XXI las prótesis de manos tengan un acercamiento a la mano real, permitido lograr en prótesis comerciales como Vincent [16], Bebionic [17], Michelango [18] y Touchbionics [19].

Finalmente, en [20], se define un coeficiente de subactuación de mecanismos (CoUAM) como la relación entre el número de motores sobre el total de grados de libertad de la prótesis. Donde valores cercanos a 1 es una prótesis No subactuada y valores entre 0,050 (con 21 DoFs) y 0,070 (con 14 DoFs) concluye que es lo máximo de subactuación a lo que se puede llegar.

II. Manos subactuadas según su antropomorfismo

Una de las primeras manos subactuadas es la fabricada en hierro para caballero germano *Götz von Berlichingen* [14] figura 2. Se observa el uso de cables y resortes de ballesta que flexionan los dedos al accionar dos palancas, una de estas es para el dedo pulgar y la otra para los cuatro dedos restantes. Esta prótesis es de 5 dedos y cercana al tamaño de la mano real; actualmente, el sector comercial impone hacer manos con esta cantidad de dedos y con el peso y tamaño cercanos a la real, como lo hacen los trabajos [16] a [19].

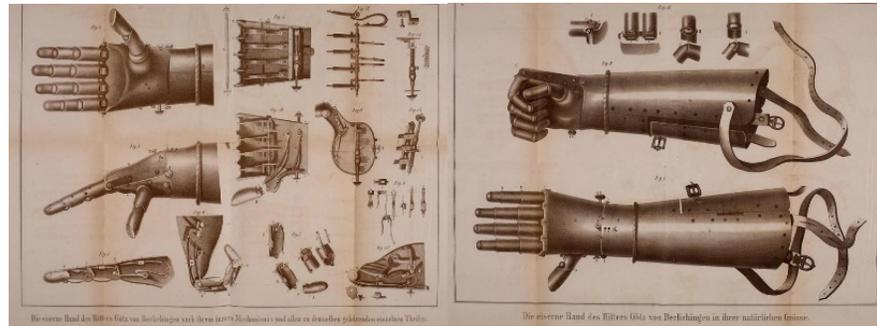


Figura 2. Prótesis de mano de Götz von Berlichingen [14]

Una prótesis antropomórfica es aquella que se acerca a la apariencia y funcionalidad de la parte real humana. La mano antropomorfa hace referencia como lo ilustra [7] a la capacidad de asemejarse o reproducir los aspectos generales de forma, tamaño, consistencia, color, temperatura y factores estéticos. A estos aspectos, se le adiciona lo propuesto por [10] y [11] referente a la cinemática en general de la mano. Es decir que para lograr un antropomorfismo, se trabaja primero en obtener la mayor cantidad de posturas de agarre según lo estudiado y descrito en la taxonomía unificada presentada en [21] y [22]. Para esto, la estructura mecánica de la prótesis debe seguir la cinemática de la mano humana y a su vez permita obtener la gran mayoría de los tipos de agarre como lo plantea [23].

En prótesis comerciales subactuadas, una parte del trabajo presentado [11] es comparar las más representativas que son: Vincent [16], Bebionic [17], Michelangelo [18] y iLimb Pulse [19], estas han utilizado sistemas mecánicos de articulación de cuatro barras, figura 3. Cada propuesta se diferencia entre ellas por el método usado en el acoplamiento del movimiento de la articulación interfalángica proximal PIP con respecto al movimiento de la articulación metacarpofalángica MCP. En [16] se utilizan dos enlaces de alambres situados externamente montados entre la base del dedo y la falange distal. Los dedos de la mano [19] utilizan un sistema cable tendón que se envuelve en una superficie de apoyo ubicada en la base del dedo, el extremo distal del cable se une a la falange distal y es guiado por el dedo por dos pequeños rodillos. Los dedos de la mano [17] usan un sistema de cuatro barras, donde una barra de plástico conecta la base y la falange distal.

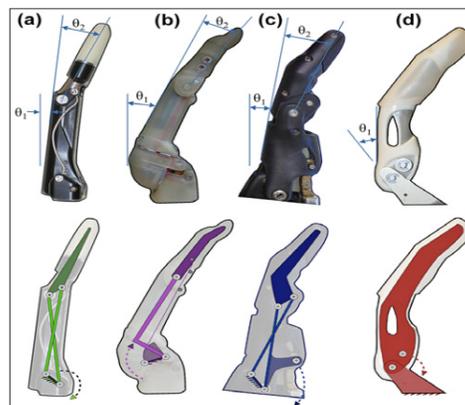


Figura 3. Dedos de prótesis comerciales y su estructura cinemática [11]; a) Vincent, b) iLimb, c) Bebionic y d) Michelangelo.

En el 2016 se presenta una nueva forma de diseñar los dedos de la mano con la investigación RBO-Hand 2 [24], figura 4; este tipo de dedos tiene el propósito de reducir la complejidad del control en la funcionalidad de las manos. Esta técnica de PneuFlex, también fue presentada por [25], en la que las falanges de los dedos se han fabricado como cámaras separadas o independientes. Este tipo de prótesis se conocen con el nombre de *Prótesis Suaves*. En [26] no solo nos indica la tendencia de hablar de manos subactuadas suaves resaltando la aplicación de actuadores no convencionales, estos trabajos se encuentran todavía en investigación.

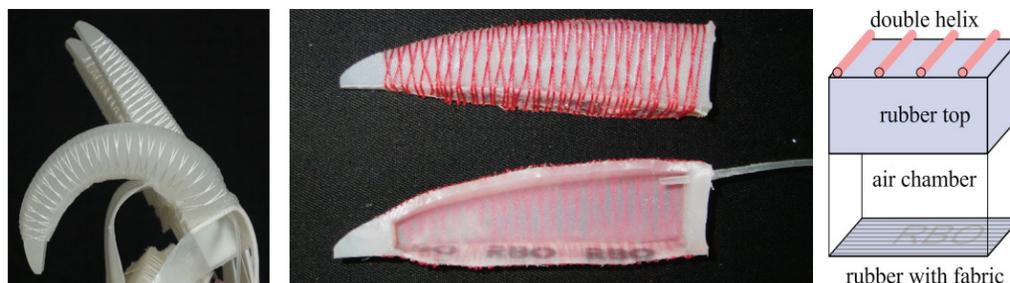


Figura 4. Dedos PneuFlex de una cámara Mano RBO-Hand 2 [24]

Según [26] los actuadores no convencionales tienen mejoras en las siguientes características: una relación peso/potencia alta, son de tamaño reducido y generan un alto torque de salida, pero son de costo elevado para el caso de los motores ultrasónicos (USM). En el caso de las aleaciones con memoria de forma (SMA) se requiere de un diferencial de temperatura, dificultad técnica por las fuentes de calor, pero, el uso de este material en forma de hilos, mejora las relaciones resistencia/peso, fuerza/área, un inconveniente es el bajo cambio de longitud por el diferencial de temperatura alcanzado con el ambiente, se ha alcanzado entre un 3% y un 8% de deformación, el material más utilizado es el nitinol. Otro material es el polímero gel contráctil, capaz de sufrir una gran deformación por la aplicación externa de un estímulo térmico, químico o eléctrico; ejemplos son: el PAA (Poli Acido acrílico), la NIPA (Nisopropilacrilamida) y la PAM (Poliacrilamida) [27].

III. Manos subactuadas según su funcionalidad en la destreza

La destreza en una prótesis de mano es la capacidad de manipular y agarrar objetos. En el agarre se espera prevenir el movimiento relativo del objeto con la mano, es decir, evitar el deslizamiento debido a las perturbaciones externas y al propio movimiento de la mano. En la manipulación se quiere tener la capacidad de cambiar la posición y orientación de un objeto desde un punto inicial a otro punto diferente dentro de lo que se conoce como espacio de trabajo de la mano [28] y [29]. Se puede decir que la destreza y la manipulación están directamente relacionadas con el contacto y la aplicación de pequeñas cargas en las yemas de los dedos y en las falanges distales.

Las prótesis de mano antropomórficas alcanzan una mayor destreza y velocidad al tener más actuadores, como es el caso de CyberHand [30] y SmartHand [31] que utilizan un actuador para mover las articulaciones de uno o más dedos. Existen también prótesis que tienen un actuador por articulación, como es el caso de la prótesis REMEDI [32].

En [24], [25], [33] y [34] se presenta una nueva tendencia sobre funcionalidad y destreza, donde se trabaja con actuadores no convencionales, vemos en [33] y [34] trabajos con materiales que tienen memoria de forma, figura 5, lo que ha permitido reemplazar los actuadores convencionales, de mayor peso y con más elementos para transmitir la fuerza y el movimiento, por estos que son de menor peso y con la realimentación directa sobre la fuerza y movimientos de los dedos y en la palma de la mano.

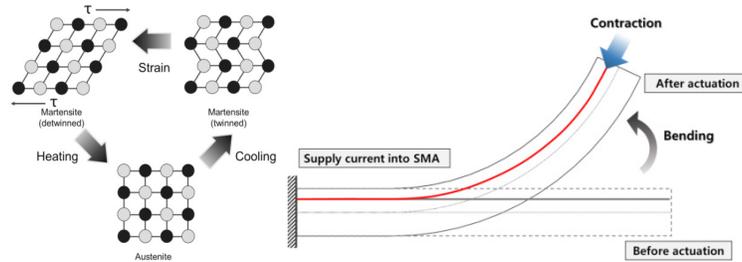


Figura 5. Cambios en la estructura cristalina del material SMA, debidos a diferenciales de temperatura, esto se aprovecha como contracción para flexionar el dedo o la palma de la mano [33].

En [24] y en [33] se observa también la propuesta de poder tener movimientos en la palma de la mano, [33] lo hace a partir de la fabricación y orientación de las bandas de SMA, figura 6, y en [24] lo hacen con dos cámaras de aire adicionales, figura 7.

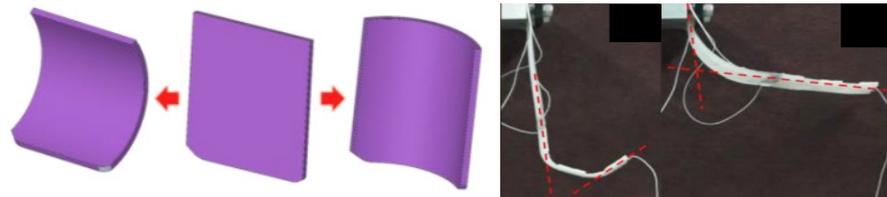


Figura 6. La palma se contrae horizontal y verticalmente permitiendo formar una concavidad en la mano [33]

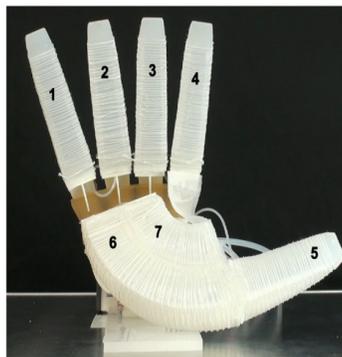


Figura 7. Cámaras PneuFlex: de la 1 a l 4 para los dedos centrales.

La cámara 5 para el pulgar, cámaras 6 y 7 para movimientos de la palma [24].

Finalmente, en [35] se presenta una revisión de manos en la que se expone el nivel de destreza real en comparación con el potencial de destreza de la prótesis; tanto el nivel

real como el potencial tienen como valor máximo 1 el nivel, figura 8. En la figura 9, se observa que [35] desarrolla un trabajo donde compara varias prótesis comerciales con su destreza y antropomorfismo, el valor 1 es nuevamente el valor más alto y corresponde al de la mano humana.

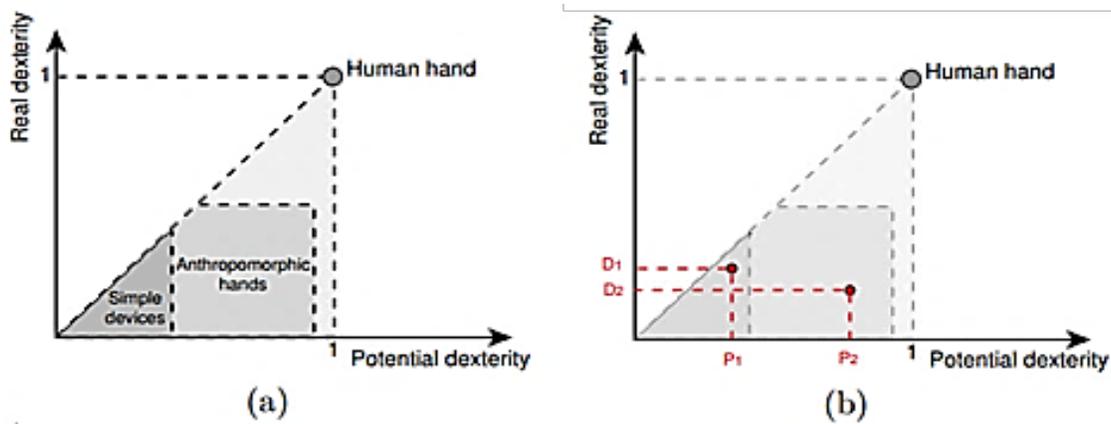


Figura 8. Destreza real vs. Potencial de destreza [35]

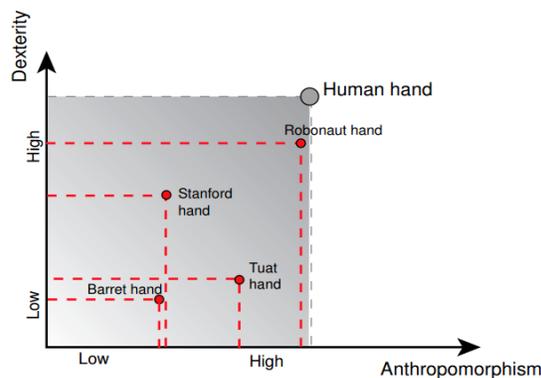


Figura 9. Destreza vs. Antropomorfismo, prótesis trabajadas en [35]

IV. Manos subactuadas según su funcionalidad en la controlabilidad

El control de las prótesis de manos es en general la Interface Humano Máquina (HMI), es decir, desde la manera de accionar la prótesis, traducir estas acciones en los efectos solicitados o requeridos; en la estabilidad, exactitud y precisión en las actividades desarrolladas y esperadas de la prótesis y en la mejora o autoaprendizaje por parte del paciente. En [10] se concluye que en la actualidad subsisten limitaciones en la controlabilidad de prótesis de mano, es por esto que el control mioeléctrico de dos canales se sigue usando tanto en la investigación como comercialmente. Por lo tanto, se sugiere en [36] que se debe lograr la comunicación natural de la mano y el cerebro, es decir que sea bidireccional, mediante el *control neural*. Los trabajos de investigación han estado implementando el control neural, pero se han abierto otros campos que permiten generar otras maneras de

controlar la mano, mediante *tecnología inalámbrica, control no invasivo y realimentación sensorial*. Es en esto último donde [10] dice que la *«realimentación sensorial hacia el paciente a través de interfaces neurales con el sistema nervioso periférico»* es el escenario actual las prótesis.

Finalmente, en [36] se presenta una solución para trabajar en forma modular a partir de interfaces normalizadas, según esto, se busca *«reutilizar»* e integrar todos los componentes de una prótesis de mano para un mejor trabajo *«evolutivo de la mano, ... de tal forma que si se hace necesario cambiar total o parcialmente la estrategia de control en alguno de los componentes se realice teniendo en cuenta las interfaces previamente establecidas, sin causar inconvenientes al funcionamiento del resto de componentes»*.

Sobre el control motor de la mano

El sistema control motor humano es un conjunto jerárquico de controladores divididos en tres niveles y que actúan en paralelo. Estos niveles son: el bajo, que corresponde a la médula espinal, controla los reflejos de bajo nivel y la activación sinérgica de los músculos [37]. El nivel intermedio, que es el tronco encefálico, encargado de generar patrones que tienen la capacidad de ejecutar programas motores [38], siendo un programa motor el que define como un conjunto almacenado de reglas que ejecutan los patrones correctamente escalados y sincronizados para la activación muscular en la ejecución de los movimientos. Y el nivel alto, cooperación entre la corteza cerebral, los ganglios basales y el cerebelo [39], este nivel coordina y planea secuencias complejas de movimientos; y la toma de decisiones para definir la intención del sistema motor.

El sistema control motor, descrito por [40], hace uso de dos sistemas sensoriales: el sensorial propioceptivo y el sensorial exteroceptivo. En general, el sistema exteroceptivo está constituido por receptores mecánicos que tiene la mano humana e intervienen en el control del agarre y la manipulación de los objetos. Los sensores propioceptivos son aquellos que responden a los estímulos de los movimientos musculares y captan información de la orientación de las articulaciones, generando señales de posición, fuerza y movimiento. Los sensores exteroceptivos miden la interacción con el entorno, entre estos están los sensores táctiles, sensores térmicos, entre otros.

Sobre control mioeléctrico

Las técnicas de control EMG se dividen, según lo plantea y describe [10], en dos categorías: la primera es en el reconocimiento de patrones y la segunda no basadas en reconocimiento de patrones. El reconocimiento de patrones utiliza algoritmos sofisticados para la extracción de características de las señales EMG como el valor medio absoluto (MAV), la varianza (VAR) la raíz cuadrática media (RMS) o características en el dominio de la frecuencia; esto se utiliza para decodificar las diferentes contracciones musculares utilizando algoritmos de clasificación tales como redes neuronales, lógica difusa, análisis de discriminación lineal, entre otras; al final se obtiene una señal que determina la intención de movimiento generada por el paciente. Por otro lado, [10] nos sugiere también que las técnicas no basadas en reconocimiento de patrones son el control proporcional,

control por umbral o máquinas de estados finitos; estas técnicas se asocian fácilmente a un control on/off, de modo tal, que son más sencillas pero a la vez más limitadas en comparación con las funciones que se logran ejecutar con la técnica basada en reconocimiento de patrones; en cuanto al desempeño del controlador se tiene una mayor probabilidad de un buen funcionamiento en el tiempo.

En [41] se presenta, para operar la prótesis de mano RTR II, un modelo del control mioeléctrico que utiliza máquinas de estados finitos (FSM) para la estrategia de control mioeléctrico Southampton Adaptive Manipulation Scheme (SAMS). En [10], con la mano UC2-Hand, se plantea un sistema donde se determinan características temporales de las señales EMG para clasificar en tiempo real cuatro clases de movimientos: mano en reposo, mano abierta, agarre de poder y agarre trípode; todo este sistema hace parte del módulo interface hombre-máquina (HMI) de una arquitectura de control jerárquico.

Sobre control neural

El objetivo de este control es tener electrodos que actúen como interfaces con los nervios periféricos, es decir, que puedan ser utilizados para estimular fibras nerviosas sensoriales y para grabar los impulsos neuronales, lo que permite una interface bidireccional con el sistema nervioso, como lo sugieren [10] y [42]. En una interfaz bidireccional, el control de la prótesis de mano en un amputado permitiría adquirir las *señales eferentes* de los nervios para controlar los movimientos de la prótesis y a su vez permitir la realimentación sensorial de los sensores táctiles y de fuerza a través de la estimulación de las *fibras nerviosas aferentes*, todo esto se hace en el muñón como lo propone [42]. Entre los electrodos más empleados en investigaciones actuales para el control bidireccional de prótesis artificiales están CUFF [43], FINE [44] y los electrodos intrafasciculares [45]. Un ejemplo de un sistema de control neural es el desarrollado para la prótesis Cyberhand [30], se constituye por una interface neural y un módulo de comunicación que recibe las señales de los sensores invasivos y envía las señales de control para el movimiento de la prótesis mecánica.

Sobrerrealimentación sensorial no invasiva

Los sistemas de realimentación sensorial no invasivos son desarrollos encaminados hacia *estimulación aferente*, incluye métodos de estimulación vibrotáctil y electrotáctil como lo exponen [46] y [47]. La estimulación vibrotáctil consiste en una sensación táctil desarrollada por una vibración mecánica en la piel, típicamente a frecuencias de 10 a 500 Hz, mientras que la estimulación electrotáctil es el paso de una corriente local a través de la piel. Prótesis como la Manus-Hand [48] y REMEDI [32] utilizan sistemas de realimentación vibrotáctil y la prótesis Hokkaido [49] utilizan un sistema electro-táctil.

Control inalámbrico

Finalmente, en [10] nos presenta una alternativa HMI basada en tecnologías inalámbricas, donde el usuario puede seleccionar de manera rápida y confiable el modo de agarre y manipulación de acuerdo a la tarea de agarre o manipulación que quiera hacer. Dos controladores que usan esta tecnología son: el controlador MORPH (The myoelectrically-

Operated RFID Prosthetic Hand) y el RFID (Identificación por radio frecuencia), este último es utilizado para detectar etiquetas preprogramadas que activan las funciones de conmutación de la prótesis [50]. El control MORPH es de alto nivel, y es manipulado por el usuario. Esta tecnología ha sido probada en el control de la prótesis de mano Bebionic [17]. Una última tecnología inalámbrica es la bluetooth para el control de la prótesis. La prótesis de mano iLimb Ultra [19] es la primera prótesis de mano que puede ser controlada por medio de una aplicación móvil, su aplicación *Biosim* tiene programas para rápidos agarres.

Sobrecontrol Brain machine interfaces (BMIs)

Avances en las interfaces cerebro-ordenador (BCI, por sus siglas en inglés), permiten el control neural directo de los dispositivos de las prótesis robóticas. Los estudios como los de [51-54], buscan realimentar en tiempo real las prótesis usando las señales corticales y estudiando las relaciones de las neuronas del córtex motor primario (M1) con las tareas diarias. En [51], a partir del estudio en monos, se ha podido desarrollar *conjuntos de múltiples unidades virtuales o voxels*, utilizando redes neuronales artificiales (ANN) y filtros no lineales. En [52], el estudio se hace a partir de electroencefalogramas (EEG) del cerebro humano que permitan una realimentación háptica y control local con la prótesis. El uso de electrocorticografía (ECoG), es presentado en [53] como una solución para el control en tiempo real, esto es posible porque una ECoG es una señal *clínicamente factible con estabilidad a largo plazo y de bajo riesgo clínico* [53].

Por último, en [54] se tiene una revisión en técnicas y tecnologías de control y sensores de las prótesis de mano y su interconexión con el Sistema Nervioso Periférico (SNP). En esta revisión, se hace un dedicado estudio de los recientes avances en la *restauración de la percepción táctil en amputados a través de interfaces neuronales* [54].

Sobrecontrol usando sonomiografía (SMG)

En [55] y [56], se hace un estudio del control de las prótesis de mano usando sonomiografía (SMG), técnica basada en la detección con ecografía del cambio del espesor de los músculos en la contracción. La limitación en estos se encuentra en que solo está disponible para una prótesis de un solo DoF, pero resaltan como esta señal genera la más alta fuente de potencia para el control.

Sobrecontrol dual EMG y el Sistema de control de lengua inductivo (ITCS)

Desde el 2011, en [57] se viene trabajando un esquema de control ITC. Obtuvieron un significativo aporte en el control de las prótesis en pacientes con amputación transhumeral y bilateral. El sistema ITC para el control de manos y brazos protésicas y robóticas usado en [57] es un *esquema de control modal para multiagarre*, donde combinan EMG con los ITCS. Una idea de este nuevo método se muestra en las figuras 10 y 11.

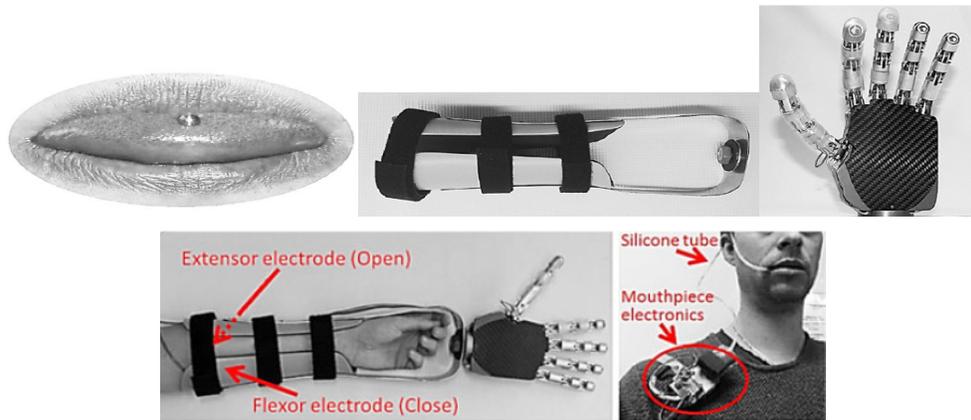


Figura 10. Equipo básico usado para las pruebas. [57].

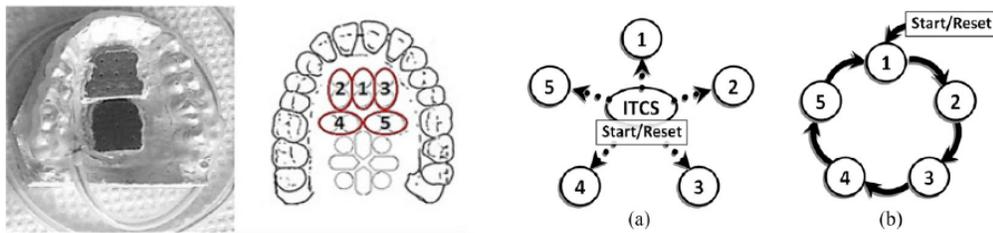


Figura 11. Funciones 1. Pinch de precisión, 2. Pinch lateral, 3. Agarre palmar diagonal, 4. Agarre palmar transversal, 5 Pinch de trípode. En a) ITCs y en b) EMG. [57].

V. Revisión

Después de este recorrido por diferentes prótesis de acuerdo a su antropomorfismo, destreza y control, se observa cómo los diferentes trabajos han pasado del diseño de tres dedos, como la UC2-Hand, Spring Hand, RTR-II, Sarah [58], SCHU; a prótesis de cinco dedos. Se han logrado dimensiones en tamaño y peso cercanas a las manos reales como lo resumen [7] y [10], se debe decir en este punto que los trabajos de investigación y la gran mayoría de las prótesis comerciales se han hecho a usuarios adultos; por lo tanto, se tiene un campo de estudio posible para prótesis robóticas para que sean adaptables para niños y jóvenes como lo realizado por [2].

En mecanismos de transmisión de fuerzas, se observa el uso de cables y poleas en forma de tendones como iLimb Pulse, Smart Hand; combinadas con barras y resortes Vincent, Michelangelo; en las nuevas propuestas se cambia al uso de PnueFlex y el uso de SMA, pero las limitaciones más grandes son la forma práctica de las fuentes de energía y el uso como prótesis comerciales.

Se observa cómo los dedos de las manos comerciales, tienen una estructura cinemática predominante a barras unidas por pasadores; pero en las manos de investigación se tiene FLUID HAND III [59] que es la síntesis del uso de los avances de la tecnología para el uso de fluidos como transmisores de fuerza, las juntas de los dedos de las manos se abren y cierran según el control de flujo y presión de la bomba, figura 12.

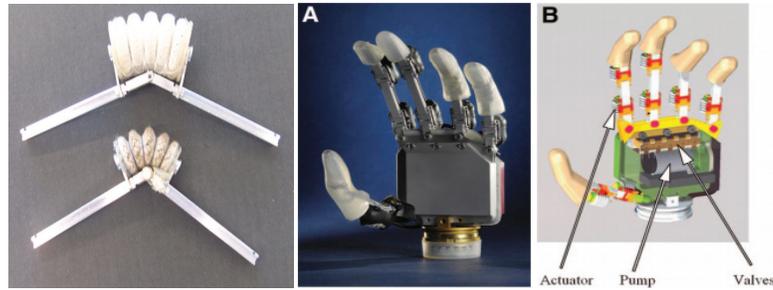


Figura 12. Actuadores huecos para el paso del fluido que se controla por el flujo y presión de la bomba [52]

VI. Conclusiones

Lo último que se ha hecho en prótesis subactuadas está principalmente en investigación, donde se está iniciando el cambio de los actuadores y trasmisores de fuerza convencionales a los no convencionales, tal como lo hacen las propuestas de prótesis suaves, donde desarrollos como el PnueFlex y el uso de SMA han llegado a resultados muy prometedores; falta aún trabajo en soluciones a dificultades técnicas frente a la funcionalidad y operación real que permitan llegar a una prótesis comercial.

En investigación se encuentra el uso de barras para acople y transmisión de fuerza entre articulaciones, y es una tendencia junto con las prótesis comerciales; la pregunta que surge después de revisar estas prótesis es, si es posible usar otras combinaciones de mecanismos de barras que permitan optimizar.

En el control y operación de las prótesis, se mantiene el uso de las señales mioeléctricas, hoy se ha implementado tanto en investigación como en lo comercial, el uso de tecnología inalámbrica que le permite al usuario usar las prótesis con rutinas de actividades programadas. En cuanto a mejoras en la controlabilidad de las prótesis se estudian dos campos nuevos, el primero es el control neuronal y el segundo la realimentación sensorial no invasiva. En los dos está la posibilidad de mejorar el agarre, ya que buscan aprovechar otras fuentes de señales naturales para el control de la prótesis.

En cuanto a la funcionalidad de agarre de las prótesis, las investigaciones y desarrollos apuntan aún a la manipulación de objetos con mayor destreza. Se han incorporado mayor número de sensores, estructuras cinemáticas de los dedos más reales, pero esto ha traído controles más complejos que ha motivado otros tipos de desarrollo, como es el caso de lograr movimientos de la palma de la mano. Por último, una tendencia es hacer las prótesis más adaptativas en su agarre, con mayor autonomía y realimentadas en tiempo real.

Referencias

- [1] S. Fishman. *Psychological Practices with the Physically Disabled*, Columbia University Press 1961.
- [2] www.ted.com/talks/todd_kuiken_a_prosthetic_arm_that_feels. Fecha última consulta 28 de septiembre de 2016.
- [2A] www.ted.com/talks/dean_kamen_previews_a_new_prosthetic_arm. Fecha última consulta 28 de septiembre de 2016.

- [3] fundafecolombia.org/es/. Fecha última consulta: 20 de junio de 2016.
- [4] J. Hernández-Jaramillo, I. Hernández-Umaña, (2005). "Una aproximación a los costos indirectos de la discapacidad en Colombia". *Revista de Salud Pública*, 2005, vol. 7, n.º. 2, pp. 130-144.
- [5] www.magentart.com/protesis/index.php. Fecha última consulta: Junio 20 de 2016.
- [6] www.manosydedos.com/index.html. Fecha última consulta: Junio 20 de 2016.
- [7] E. Gama, M. Avilés, D. Amaya, "Manos robóticas antropomórficas: una revisión", *Ingeniería y Desarrollo*, 2014, vol. 32, n.º 2.
- [8] F. Chen, S. Appendino, A. Battezzato, A. Favetto, M. Mousavi, F. Pescarmona, "Constraint Study for a Hand Exoskeleton: Human Hand Kinematics and Dynamics", Hindawi Publishing Corporation Journal of Robotics, vol. 2013.
- [9] www.robcas64.com/Automatizacion/Subactuados.pdf. Fecha Última Consulta: Junio 20 de 2016.
- [10] C. Quinayas, "contribución al desarrollo y control de prótesis de mano uc-2". Tesis de Doctorado Universidad del Cauca. 2015
- [11] J. T. Belter, J. L. Segil, A. M. Dollar, R. F. Weir, "Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic hands: a review", *JRRD*, 2013, vol. 50, no. 5, pp. 599-618.
- [12] www.ihistoriarte.com/2012/10/Protesis-Egipcias/. Fecha Última Consulta: Junio 20 de 2016.
- [13] J. Dorador, P. Rios, "Robótica y Prótesis inteligentes". *Revista Digital Universitaria UNAM*, 2004, vol. 6, pp. 1-15. www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-1a.htm. Fecha Última Consulta: Junio 20 de 2016.
- [14] K. Norton. "Un breve recorrido por la historia de la protésica", inMotion, 2007, vol 17, no 7. www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.pdf. Fecha Última Consulta: Junio 20 de 2016.
- [15] N. Arzola, J. Loaiza. "Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano", *Revista Dyna*, 2011, pp. 169-191.
- [16] handprothese.de/vincent-hand. Fecha Última Consulta: Junio 20 de 2016.
- [17] www.bebionic.com Fecha Última Consulta: Junio 20 de 2016.
- [18] www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/michelangelo-prosthetic-hand/. Fecha Última Consulta: Junio 20 de 2016.
- [19] www.touchbionics.com. Fecha Última Consulta: Junio 20 de 2016.
- [20] I. Muhammad, M. Majid, M. Muralindran, *Coefficient of Underactuated Mechanism (CoUAM) Novel Approach for Underactuated Mechanism of Myoelectric Hand Prosthesis*. 2011.
- [21] J.R. Naiper, "The Prehensile Movements of the Human Hand", *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1961, vol 43-B, no. 3, pp. 481-492.
- [22] M.R. Cutkosky, "On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks", *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 1989, vol. 5, no. 3, pp. 269-279.
- [23] C. L. Taylor, R. J. Schwarz, "The anatomy and mechanics of the human hand" *Artificial Limbs*, 1955, vol. 2, pp. 22-35.
- [24] R. Deimel. "A-novel-type-of-compliant-and-underactuated-robotic-hand-for-dexterous-grasping", *The International Journal of Robotics Research*, 2016, vol. 35, no. 1-3, pp. 161-185.
- [25] T. Tarvainen, "Preliminary Results on Multi-Pocket Pneumatic Elastomer Actuators for Human-Robot Interface in Hand Rehabilitation", *Proceedings of the 2015 IEEE Conference on Robotics and Biomimetics*, 2015.
- [26] O Viles; P Simanca, C. León; "Dedos para Grippers Robóticos - Revisión Bibliográfica", *Scientia Et Technica*, 2005, vol. 11, no. 27, pp. 97-102.
- [27] www.ai.mit.edu/projects/muscle/pubs.html. Fecha Última Consulta: Junio 20 de 2016.
- [28] A. Bicchi, "Hands For Dexterous Manipulation and Robust Grasping: A Difficult Road Towards Simplicity", *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 2010 vol. 16, no. 6, pp. 652-662.
- [29] M. A. Okamura, N. Smaby and M. R. Cutkosky, "An Overview of Dexterous Manipulation," *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Symposium on Dexterous Manipulation*, 2000, pp. 255- 262.
- [30] M. C. Carrozza, G. Cappiello, S. Micera, B. B. Edin, L. Beccai, C. Cipriani, "Design of a cybernetic hand for perception and action". *Biological Cybernetics*, 2006, vol. 95, no. 6, pp. 629-644.
- [31] C. Cipriani, M. Controzzi and M. C. Carrozza, "The SmartHand Transradial Prosthesis", *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2011, vol. 8, no. 29.
- [32] C. M. Light, P.H. Chappell, "Development of a Lightweight and Adaptable Multiple-Axis Hand Prosthesis" *Medical Engineering & Physics*, 2000, vol. 22, pp. 679-684.
- [33] H. Kim, "Design and Development of Bio-mimetic Soft Robotic Hand with Shape Memory Alloy", *Proceedings of the 2015 IEEE Conference on Robotics and Biomimetics*. 2015.
- [34] A. Ahmadi, "Design and Fabrication of a Robotic Hand Using Shape Memory Alloy Actuators", *Proceedings of the 3rd RSI International Conference on Robotics and Mechatronics*, 2015.

- [35] L. Biagiotti, F. Lotti, C. Melchiorri, G. Vassura. "How Far is The Human Hand? A Review on Anthropomorphic Robotic End Effectors". Bologna (Italy): University of Bologna; 2008
- [36] J. S. Cabrera, H. F. Jaramillo. "Mejora de procesos para el desarrollo de dispositivos prostéticos de mano". Ingenium, Revista de la Facultad de Ingeniería. 2010. no. 21. pp. 92-104.
- [37] S. Grillner, A. I. Selverston, D. G. Stuart, "Neurons, Networks and Motor Behavior". A Bradford book. Cambridge: MIT Press, 1997.
- [38] J. Requin and G. E. Stelmach, "Tutorials in Motor Neuroscience". In NATO ASI Series, Series D: Behavioral and Social Sciences, 1991, Vol. 62.
- [39] J. C. Rothwell, "Control of Human Voluntary Movement", Springer us, London: Chapman & Hall, 1987.
- [40] Z. Hasan, "The Human Motor Control Systems Response to Mechanical Perturbation: Should It, Can It, And Does It Ensure Stability?", Journal of Motor Behavior, 2005. vol. 37, no. 6, pp. 484-493
- [41] B. Massa, S. Roccella, M. C. Carrozza, P. Dario, "Design and Development of an Underactuated Prosthetic Hand", Proceedings of the ICRA 02. IEEE International Conference on Robotic Automation, 2002, vol. 4, pp. 3374-3379.
- [42] R. R. Riso, "Strategies for providing upper extremity amputees with tactile and hand position feedback—Moving closer to the bionic arm". Technol. Health Care, 1999 vol. 7, no. 6, pp. 401-409.
- [43] T. Stieglitz, M. Schuetter, K. P. Koch, "Implantable biomedical microsystems for neural prostheses", IEEE Eng. Med. Biol. Mag., 2005, vol. 24, no. 5, pp. 58-65.
- [44] D. J. Tyler, D. M. Durand, "Functionally selective peripheral nerve stimulation with a flat interface nerve electrode", IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng., 2002, vol. 10, no. 4, pp. 294-303.
- [45] N. Nannini, K. Horch, "Muscle recruitment with intrafascicular electrodes", IEEE Trans. Biomed. Eng., 1991, vol. 38, no. 8, pp. 769-776.
- [46] C. Pylatiuk, S. Mounier, A. Kargov, S. Schulz, G. Bretthauer, "Progress in the development of a multifunctional hand prosthesis", in Proc. 2004 IEEE EMBS int. conf., San Francisco, CA, 2004, vol.2, pp. 4262-4263.
- [47] G. Lundborg, B. Rosen, "Sensory substitution in prosthetics", Hand Clinic. 2001, vol. 3, pp. 481-488.
- [48] J.L. Pons, E. Rocon, R. Ceres, D. Reynaerts, B. Saro, S. Levin, W. Van Moorleghem, "The MANUS-HAND dextrous robotics upper limb prosthesis", Mechanical and manipulation aspects, Autonomous Robots, 2004, vol. 16, pp. 143-163.
- [49] Y. Ishikawa, W. Yu, H. Yokoi, Y. Kakazu, "Development of robotic hands with and adjustable power transmitting mechanism" Intelligent Engineering Systems Through Neural Networks, 2000, vol. 10, pp 631-636.
- [50] M. S. Trachtenberg, G. Singhal, R. Kaliki, R. J. Smith, N. V. Thakor, "Radio frequency identification — an innovative solution to guide dexterous prosthetic hands," in Proc. IEEE Int. Conf. Eng. Med. Biol., 2011, pp. 3511-3514.
- [51] S. Acharya, V. Aggarwal, F. Tenore, H.-C. Shin, R. Etienne-Cummings, M. H. Schieber, and N. V Thakor, "Towards a brain-computer interface for dexterous control of a multi-fingered prosthetic hand," in 3rd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, 2007, pp. 200-203
- [52] Y. Hao, Q. S. Zhang, S. M. Zhang, T. Zhao, Y. W. Wang, W. D. Chen, and X. X. Zheng, "Decoding grasp movement from monkey premotor cortex for real-time prosthetic hand control," Chinese Sci. Bull., vol. 58, no. 20, pp. 2512-2520, 2013.
- [53] T. Yanagisawa, M. Hirata, Y. Saitoh, T. Goto, H. Kishima, R. Fukuma, H. Yokoi, Y. Kamitani, and T. Yoshimine, "Real-time control of a prosthetic hand using human electrocorticography signals: Technical note," J. Neurosurg., vol. 114, no. 6, pp. 1715-1722, 2011.
- [54] A. L. Ciancio, F. Cordella, R. Barone, R. A. Romeo, A. D. Bellingegni, R. Sacchetti, A. Davalli, G. D. Pino, F. Ranieri, V. D. Lazzaro, E. Guglielmelli, and L. Zollo, "Control of prosthetic hands via the peripheral nervous system," Front. Neurosci., vol. 10, no. APR, 2016.
- [55] X. Chen, Y.-P. Zheng, J.-Y. Guo, and J. Shi, "Sonomyography (smg) control for powered prosthetic hand: A Study with normal subjects," Ultrasound Med. Biol., vol. 36, no. 7, pp. 1076-1088, 2010
- [56] X. Chen, Y.-P. Zheng, J.-Y. Guo, and J. Shi, "Sonomyography (smg) control for powered prosthetic hand: A Study with normal subjects," Ultrasound Med. Biol., vol. 36, no. 7, pp. 1076-1088, 2010.
- [57] D. Johansen, C. Cipriani, D. B. Popovic, and L. N. S. A. Struijk, "Control of a Robotic Hand Using a Tongue Control System-A Prosthesis Application," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 63, no. 7, pp. 1368-1376, 2016
- [58] www-arts.sssup.it/Cyberhand/introduction/biomechand.htm. Fecha Última Consulta: Junio 20 de 2016.
- [59] I. N. Gaiser, C. Pylatiuk, S. Schulz, A. Kargov, R. Oberle, T. Werner, "The FLUIDHAND III: A multifunctional prosthetic hand", American Academy of Orthotists and Prosthetists, 2009. vol. 21, no. 2, pp. 91-96.