

SISTEMA ROBOTICO DE TIPO EXOESQUELETO PARA REHABILITACION DE LA MANO

S.C. Enriquez, Y. Narváez, O.A. Vivas
Universidad del Cauca, scenriquez@unicauca.edu.co

J. Diez, F.J. Badesa, J.M. Sabater, N. Garcia-Aracil
Neuor Ingeniería Biomédica
Universidad Miguel Hernández de Elche, nicolas.garcia@umh.es

Resumen

El propósito de este artículo es describir el diseño, construcción y primera valoración de un dispositivo de tipo exoesqueleto para rehabilitación de mano en personas que hayan sufrido un Evento Cerebro-Vascular, en el cual la movilidad de la mano haya sido afectada, impidiendo la realización de actividades de la vida cotidiana. El dispositivo posee un grado de libertad activo en la articulación metacarpo falángica (MCP) y un grado de libertad pasivo en la articulación inter falángica distal (PIP) y en la articulación MCP por cada uno de los dedos, para que así el usuario pueda sujetar y transportar algunos elementos al igual que abrir y cerrar su mano de la manera más natural y cómoda, brindando además la mayor seguridad posible usando un sistema de actuación neumático.

Palabras Clave: Exoesqueleto, Rehabilitación, Neumático.

1 INTRODUCCIÓN

Cada vez es mayor el riesgo de sufrir un Evento Cerebro-Vascular (ECV), y se proyecta un incremento considerable en la prevalencia de esta afección llegando a cifras que sobrepasarán los cuatro millones de casos para el 2030 con un incremento estimado del 24.9% de la prevalencia respecto a la actual [6]. Esto demuestra la importancia de programas de prevención, tratamiento y rehabilitación.

Según la Asociación Americana del Corazón (AHA por sus siglas en inglés), entre los sobrevivientes del ECV mayores de 65 años, el 50% de ellos quedan con algún tipo de parálisis y el 26% son dependientes en actividades de la vida diaria, convirtiéndose por lo tanto en una de las principales causas de discapacidad a largo plazo [12]. La enfermedad cerebro vascular afecta de manera considerable e impacta significativamente la calidad de vida de las

personas que logran sobrevivir, siendo las principales secuelas las de origen motor, donde se ven afectados grupos musculares que son importantes para la realización de tareas cotidianas destacándose el miembro superior, y en esencia la mano, como sistema efector de lo que nos caracteriza como especie. Es de suponer que cuando se pierde o se limita la función motora de la mano se pierde también una gran parte de la funcionalidad.

En el mercado se puede encontrar una gran oferta de dispositivos robóticos diseñados para asistir la terapia de rehabilitación del miembro superior, enfocándose en recuperar la movilidad de grupos osteomusculares como el codo y el hombro [1] [5] [8] [11] [18], pero como se señaló con anterioridad es importante ofrecer a estos pacientes la posibilidad de una terapia integral que posibilite la rehabilitación más completa del miembro superior, e incluya la función motora de la mano. No obstante, existen algunos pocos mecanismos que sí realizan esta como lo son el Hexxor desarrollado en la Universidad Católica de América [15], Amadeo creado en Austria por la compañía de ingeniería médica Tyromotion [16], y el Gloreha realizado por la empresa italiana Idrogenet en colaboración con la Universidad de Brescia, Italia [2], entre otros [14] [17]. Pero al hacer el balance entre el número de dispositivos de hombro y codo existente con el número de dispositivos de mano, la diferencia es notable.

Por lo tanto es pertinente enfocarse en la realización de un dispositivo robótico diseñado especialmente para terapias de rehabilitación de mano que le proporcione al paciente la capacidad de realizar movimientos de pinza, que le permita sujetar algunos elementos y realizar la apertura y cierre de esta. Por eso el principal objetivo del dispositivo tratado en este artículo es el de conducir la mano para realizar el movimiento adecuado, logrando la reeducación de esta.

2 DISEÑO DEL DISPOSITIVO

2.1 DEFINICIÓN

Se puede afirmar que la mano es uno de los miembros más vitales y complejos que posee el ser humano, anatómicamente hablando cada dedo de la mano está compuesto por tres falanges, en donde la falange proximal (FP) se articula con la falange media (FM) y esta con la falange distal (FD), conocidas también como 1º, 2º y 3º falange, a excepción del dedo pulgar que tan solo tiene dos falanges [3].

Cada uno de los dedos puede realizar movimientos de flexión y extensión en la articulación MCP, articulación PIP y en la articulación inter falángica proximal (DIP); y el pulgar en la articulación inter falángica (IP) y en la articulación MCP. Además, pueden realizar movimientos de abducción y aducción o movimientos de lateralidad, pero solo en la articulación MCP, tanto en el pulgar como en el resto de los dedos. El rango de flexión y extensión, aumenta progresivamente desde el dedo índice, hasta alcanzar el mayor nivel en el dedo meñique, estos valores se pueden observar en la tabla 1. [9]

En total los dedos y el pulgar tienen 21 grados de libertad y el brazo desde la muñeca hasta el hombro tienen sólo 7 grados de libertad [10], por lo cual es evidente apreciar la complejidad de la mano respecto a otras partes del cuerpo.

Por otro lado, gracias al desarrollo motor de la mano es posible realizar acciones de sujeción y transporte de elementos, a esto se le denomina *prensión*, y es una de las principales funciones de la mano, que poseemos desde que nacemos, siendo en los primeros meses de vida un reflejo involuntario que controlamos y desarrollamos al crecer [4].

La prensión puede clasificarse como “de precisión” o “de fuerza”, combinándose de formas distintas el pulgar y los dedos en cada una de ellas. En la prensión de precisión el objeto que se desea sujetar suele ser pequeño, se ase entre los pulpejos de los dedos, que se ciñen al objeto y adaptan a su forma. En la presión de fuerza, en la que se requiere bastante

potencia, actúa toda la mano, existen dos tipos de agarre de potencia: prensión palmar, en donde toda la mano se ase al objeto y el pulgar actúa de contrafuerte para los dedos que se ciñen entorno al objeto, y prensión en gancho en donde el objeto se ase con firmeza entre la palma y los dedos flexionados, y el pulgar no ejerce tarea alguna. [13]

Con lo mencionado anteriormente se estableció para el diseño del dispositivo: que este debería estar enfocado en la función de prensión de potencia, y que por lo tanto debería de contar con un grado de libertad activo en la articulación MCP y un grado de libertad pasivo en la articulación PIP, logrando así la apertura y cierre de la mano, y un grado de libertad pasivo en la articulación MCP, dándole más libertad a los dedos y permitiéndoles una ubicación más habitual, no solo brindándole la mayor comodidad al paciente sino también logrando mayor naturalidad en el movimiento, cumpliendo por lo tanto con la finalidad del desarrollo del dispositivo expuesta.

Además es necesario tener en cuenta que para realizar una correcta terapia de rehabilitación de mano es esencial dejar la zona palmar libre de cualquier elemento, para que el paciente pueda lograr sentir los elementos que sujeta, condición que se tuvo que tener en cuenta al momento de hacer el diseño asistido por computadora (CAD).

2.2 SELECCIÓN DE TECNOLOGÍA

Indagando sobre diferentes tecnologías usadas para dispositivos robóticos de tipo exoesqueleto para terapias de rehabilitación de mano [7] [10], existen distintas alternativas como el de tener enlaces rígidos en contacto directo con los dedos o exoesqueletos tipo guante, se optó por un mecanismo de centro virtual de movimiento (VCM).

Un mecanismo VCM es un mecanismo planar en el que uno de sus *enlaces* puede rotar alrededor de un punto fijo distal en el plano, sin existir una articulación de revolución en el punto fijo que los una [19].

La principal ventaja que presenta esta tecnología y cumpliendo con la definición anteriormente descrita,

Tabla 1: Rango de movimiento de las articulaciones de los dedos

	Articulación	Angulo Flexión(°)	Angulo Extensión(°)	Angulo Lateralidad(°)
Dedos	DIP	60-90	< 5	---
	PIP	90-135	---	---
	MCP	70-100	30-40	40-60
Pulgar	IP	75-80	5-10	---
	MCP	60-70	---	25-27
	CMC	120		45

es que no está en contacto directamente con la articulación MCP y PIP del paciente que lo esté usando (desempeñando estas el papel de punto fijo). Si lo estuvieran, sería imprescindible que el centro de rotación del dispositivo de tipo exoesqueleto construido coincidiera con las articulaciones del paciente que lo fuera usar, si esto no se cumpliera podría perjudicar seriamente al paciente.

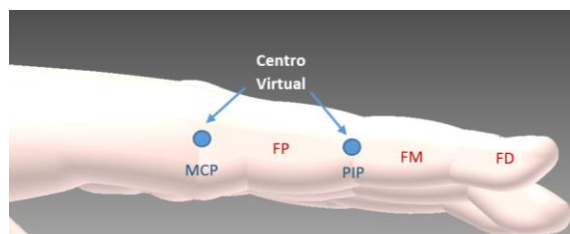


Figura 1: Ubicación de los centro virtuales.

Los centros virtuales de movimientos se ubicaron en la articulación MCP y PIP.

La articulación PIP es la que se encuentra ubicada entre la falange media y la falange proximal, en esta será la falange media quien rote alrededor del centro virtual establecido.

La articulación MCP es la que se encuentra ubicada entre la cabeza del metacarpo y la falange proximal, en esta será la falange proximal quien rote alrededor del centro virtual establecido.

Cabe resaltar que el movimiento en las articulaciones se debe realizar al mismo tiempo, siendo así el movimiento innato en una persona.

2.3 DISEÑO CAD

El sistema en sí consiste en una base que recubre la mano por la parte posterior o dorso (de manera que la zona palmar queda libre), de tal manera que sirve de plataforma para cada sub ensamble de cada uno de los dedos, siendo además lo suficientemente amplia para poder albergar el sistema de todos los dedos y de sus actuadores, sin existir ningún tipo de colisión entre estos.

El sistema de cada dedo está formado por guías circulares y un conjunto de palancas para lograr la transmisión del movimiento de la articulación MCP a la PIP, logrando el movimiento simultáneo en ambas. El tamaño de estas piezas se hizo de acuerdo al dedo que pertenecía. Con el objetivo de lograr movimientos laterales (de cada uno de los dedos), la sujeción de este a la base no es fija, si no que se hace a través de una pequeña base giratoria con topes a los costados para de esa manera limitar el movimiento.

Una ventaja de no tener fija la unión entre cada sub-ensamblaje de los dedos a la base, es que no es necesario que sus actuadores o cilindros estén alineados con cada uno de los dedos. En la mayoría de los exoesqueletos que se encuentran en el mercado, estos tienen que estar organizados de tal manera que coincidan con la posición del dedo al que pertenecen, existiendo una pequeña inclinación unos a otros y restringiendo a esa posición los dedos, además establecer su apropiada ubicación es una labor compleja. Por el contrario, el diseño planeado para el dispositivo a desarrollar permite que los actuadores estén ubicados paralelos uno de los otros, a excepción del que corresponde al dedo pulgar, sin afectar el correcto movimiento de la mano y dándole mayor libertad a la posición de los dedos, dado que no todos tenemos los dedos organizados de una manera idéntica (Figura 2).

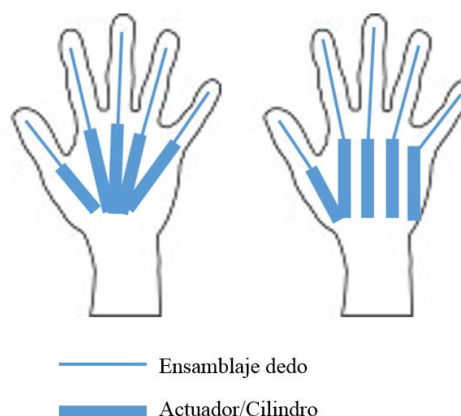


Figura 2: Posición habitual de actuadores en exoesqueletos (*izquierda*) y en el dispositivo desarrollado (*derecha*)

Después de tener definido el diseño CAD se fabrican las piezas para su posterior ensamblaje y construcción del prototipo (Figura 3).

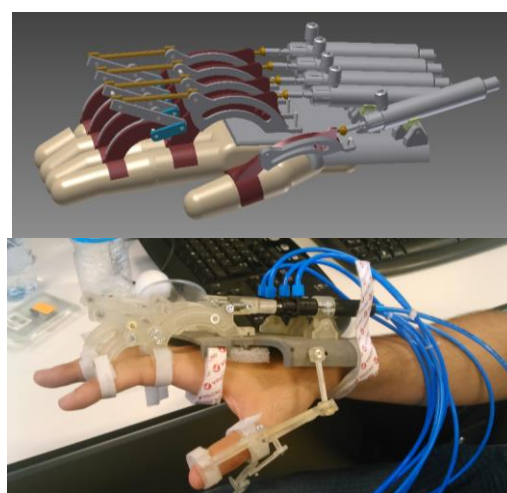


Figura 3: Diseño CAD y prototipo fabricado

Para asegurar el dispositivo a la palma se emplea velcro en la parte inicial de ésta y en la muñeca, la sujeción de los dedos se hace a través de piezas en forma de anillo y velcro en la falange proximal y media.

2.4 SISTEMA DE ACTUACIÓN

Puesto que es un dispositivo exoesqueleto que está en contacto con el usuario, un mal funcionamiento podría perjudicar al paciente razón por la que se prefirió un sistema de actuación neumático debido a la seguridad que este proporciona, siendo este uno de los factores más importantes a tener en cuenta.

Para el accionamiento del mecanismo se seleccionó un cilindro lineal neumático de doble efecto (Cilindro DFK-10-50-P de Festo) por cada dedo, dos válvulas reguladoras de presión (MPPE-3-1/8-10-010) (Figura 4). Debido a que al momento de accionar los cilindros estos realizaban el recorrido demasiado rápido provocando un movimiento brusco, se usaron estranguladores para disminuir el paso de aire y realizar el recorrido más lentamente.

Este sistema brinda seguridad ya que al comparar la rigidez del sistema con algún otro, éste, a pesar de proporcionar la fuerza suficiente para realizar el movimiento puede contrarrestarse si es el caso, ya que el aire es deformable, por lo que puede ser comprimido por el usuario, debido a que la válvula tiene una salida de escape de aire.

El control de las válvulas se efectúa a través de un *phidget* conectado mediante USB al ordenador, con un programa en MATLAB se determina el momento y el valor con las que estas se deben accionar (Figura 4).

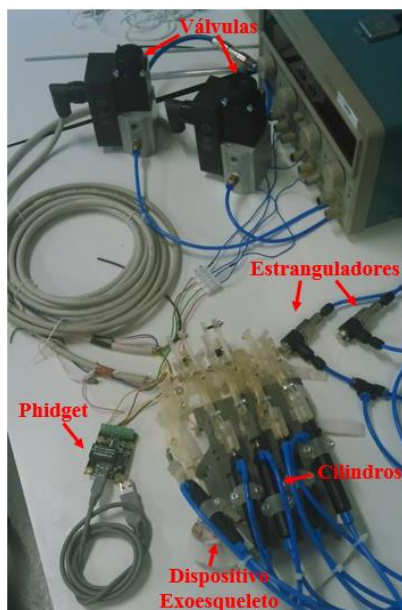


Figura 4: Sistema neumático de actuación.

El sistema de actuación está proyectado para que el movimiento de los dedos no se realice individualmente, si no que todos se abran o cierren a la vez.

3 CONSTRUCCION PROTOTIPO

Hasta el momento un primer prototipo del dispositivo se ha desarrollado y probado para todos los dedos. En este prototipo se pudo analizar el funcionamiento y comportamiento que este presentaba al efectuar el movimiento. Se alcanzaron aproximadamente 58° en el rango de movimiento para la articulación MCP y aproximadamente 60° de rango en el movimiento de la articulación PIP, concibiendo que estos rangos son suficientes para poder sujetar y transportar algunos elementos (Figura 5).

El accionamiento se realizó simultáneamente para todos los dedos, es decir todos ellos se cerraban y abrían al mismo tiempo.

Se debe tener en cuenta que para que la terapia de rehabilitación se realice de la mejor manera y el dispositivo exoesqueleto no perjudique a la persona que lo lleve puesto es necesario que las articulaciones de la mano del paciente estén alineadas con los centros virtuales establecidos en el exoesqueleto, esto se logra ajustando la base del dispositivo correctamente en la mano del paciente que lo lleve puesto.

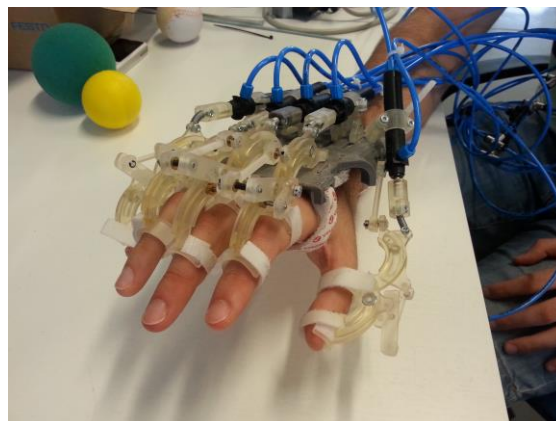


Figura 5: Dispositivo exoesqueleto para rehabilitación de mano.

4 RESULTADOS

Una de las pruebas desarrolladas para evaluar el desempeño del dispositivo exoesqueleto consistió en que un usuario llevara puesto el dispositivo y sujetara con la ayuda de éste diferentes elementos,

en los que se encontraba: una botella de agua vacía, un vaso de plástico, bolas de diferentes tamaños (88mm, 60mm y 45mm de diámetro), un móvil de tamaño medio, entre otros, para observar así los rangos de cierre del dispositivo y como acoplaba este la mano a los diferentes elementos (Figura 6).

El resultado de estas pruebas fue satisfactorio ya que el usuario fue capaz de sostener los diferentes elementos, transportarlos y no dejarlos caer hasta que al dispositivo se le diera la orden de soltarlos, por lo tanto, desarrollando la tarea correctamente.

Respecto a las bolas, el usuario cerró la mano alrededor de todas estas de la manera adecuada, demostrando que el dispositivo permite la sujeción de elementos de diferentes tamaños y permite a la mano ceñirse alrededor de estos.

Además, se comprobó la correcta posición del dedo pulgar, dedo primordial para desarrollar las tareas de prensión de la forma apropiada, si la posición del dispositivo para este dedo no es la adecuada, no se podrían sujetar ningunos de los elementos mencionados anteriormente.

Por otro lado, aunque en un principio un objetivo del dispositivo era la apertura y cierre de la mano, el cierre no se logra completar totalmente debido a la estructura del exoesqueleto, por lo que con este se logra un cierre parcial.

5 CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO.

El objetivo del trabajo descrito aquí fue diseñar y construir un dispositivo de tipo exoesqueleto para rehabilitación de mano, que cuenta con un total de 5 grados de libertad activos, para permitir la sujeción y transporte de ciertos elementos a la persona que lo use, y 5 grados de libertad pasivos para darle más flexibilidad y naturalidad a los movimientos.

El rango de movimiento que presenta el dispositivo exoesqueleto es lo suficiente para lograr que la persona que lo lleve puesto coja con su propia mano determinados objetos y pueda transportarlos. Igualmente este dispositivo permite la apertura completa y cierre parcial de la mano, además de ejecutar estas tareas de una manera natural y cómoda,

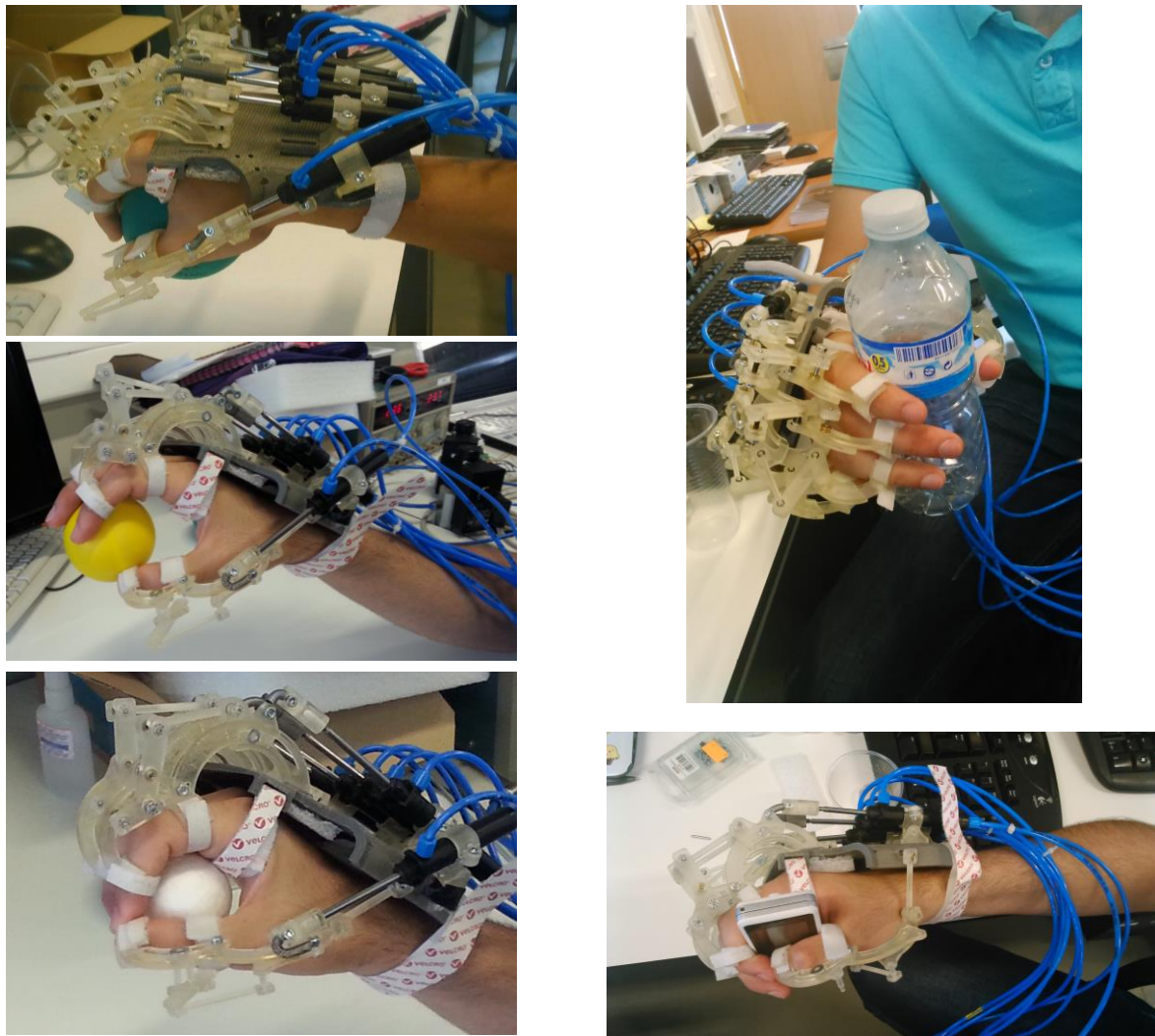


Figura 6: Sujeción de diferentes elementos con la ayuda del dispositivo exoesqueleto.

cumpliendo por lo tanto con los objetivos por los cuales fue desarrollado el dispositivo.

Para acreditar completamente la funcionalidad y asistencia que puede ofrecer el dispositivo exoesqueleto es necesario realizar diferentes pruebas en personas sanas, para posteriormente realizar una evaluación de este en pacientes que tengan la mano afectada, comprobando así si los beneficia en su recuperación y en su independencia para realizar actividades cotidianas o no.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Plan Nacional de I+D+i a través del proyecto "Interpretación de la intención y actuación humana mediante señales biomédicas y el análisis cinemático y dinámico del movimiento" (DPI2011-29660-C04-04).

Referencias

- [1] Badesa, F. J., Llinares, A., Morales, R., Garcia-Aracil, N., Sabater, J. M., & Perez-Vidal, C. (2014). Pneumatic planar rehabilitation robot for post-stroke patients. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 26(02).
- [2] Borboni, A., Fausti, D., Mor, M., Vertuan, A., & Faglia, R. Un dispositivo CPM per la riabilitazione della mano.
- [3] Brizuela Mendoza, J. A. y Soto Yuriar, J. H. (2010). Diseño de un Equipo Auxiliar en Terapias de Rehabilitación de Extremidades de Miembro Superior a Nivel de Dedos.
- [4] Cañas Gutiérrez, A. M.(2010). El esquema corporal. *Innovación y Experiencias Educativas*.
- [5] Casadio, M., Sanguineti, V., Morasso, P. G., & Arrichiello, V. (2006). Braccio di Ferro: a new haptic workstation for neuromotor rehabilitation. *Technology and Health Care*, 14(3), 123-142.
- [6] Heidenreich PA, Trogon JG, Khavjou OA, Butler J, et al, Forecasting the future of cardiovascular disease in the United States: a policy statement from the American Heart Association. *Circulation*. 2011; 123:933–94.
- [7] Heo, P., Gu, G. M., Lee, S. J., Rhee, K., & Kim, J. (2012). Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 13(5), 807-824.
- [8] Krebs, H. I., Hogan, N., Aisen, M. L., & Volpe, B. T. (1998). Robot-aided neurorehabilitation. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 6(1), 75-87.
- [9] López Doménech, L.M. (2009). Dispositivo Robótico para el Control de Falanges Durante la Rehabilitación Mediante FNP.
- [10] Lum, P. S., Godfrey, S. B., Brokaw, E. B., Holley, R. J., & Nichols, D. (2012). Robotic approaches for rehabilitation of hand function after stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 91(11), S242-S254.
- [11] Morales, R., Badesa, F. J., García-Aracil, N., Sabater, J. M., & Pérez-Vidal, C. (2011). Pneumatic robotic systems for upper limb rehabilitation. *Medical & biological engineering & computing*, 49(10), 1145-1156
- [12] Mozaffarian D, Roger VL, Benjamin EJ, Berry JD, et al . Heart disease and stroke statistics—2013 update: a report from the American Heart Association . *Circulation* . 2013;127:e000-e000.
- [13] Palastanga, N., Field, D., & Soames, R. (2007). *Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento*. Editorial Paidotribo.
- [14] Santoja Guerrero, I. (2012). Diseño e implementación de sistemas de control aplicados a un exoesqueleto para la rehabilitación de la mano.
- [15] Schabowsky, C. N., Godfrey, S. B., Holley, R. J., & Lum, P. S. (2010). Development and pilot testing of HEXORR: hand EXOskeleton rehabilitation robot. *J Neuroeng Rehabil*, 7(36), 1-16.
- [16] Stein, J., Bishop, L., Gillen, G., & Helbok, R. (2011, June). A pilot study of robotic-assisted exercise for hand weakness after stroke. In *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on* (pp. 1-4). IEEE.
- [17] Yihun, Y., Miklos, R., Perez-Gracia, A., Reinkensmeyer, D. J., Denney, K., & Wolbrecht, E. T. (2012, August). Single Degree-of-Freedom Exoskeleton Mechanism Design for Thumb Rehabilitation. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 1916-1920). IEEE.

- [18] Zariffa, J., Kapadia, N., Kramer, J. L., Taylor, P., Alizadeh-Meghbrazi, M., Zivanovic, V., ... & Steeves, J. D. (2011, June). Effect of a robotic rehabilitation device on upper limb function in a sub-acute cervical spinal cord injury population. In *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on* (pp. 1-5). IEEE.
- [19] Zong, G., Pei, X., Yu, J., & Bi, S. (2008). Classification and type synthesis of 1-DOF remote center of motion mechanisms. *Mechanism and Machine Theory*, 43(12), 1585-1595.