

Implementation of a control system for a hand's passive rehabilitation device

Washington Mosquera^a, Pablo Benavides^a, David Ojeda^{*,b}, Diego Ortiz^a

^aCarrera de Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador

^bCentro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo, Valencia, Venezuela.

Abstract.- A control proposal for a finger rehabilitator is presented. It is part of a multidisciplinary research project at the Technical University of the North (Ecuador) whose purpose is the production of medical devices. The creation of an automatic device that assists the physiotherapist in the hand's rehabilitation could allow the attention of many patients simultaneously. The control is simulated using a computer program since the design involves the use of electrical, mechanical and pneumatic systems; additionally, it allows performing the appropriate recovery routine, depending patient's injury. Finally, the rehabilitator is tested to verify its operation. Fine and gross motor movements are determined according to the passive rehabilitation methods of the fingers. The settling time of the actuators in the control system is set. The pneumatic actuator is used due to the slow movements that the rehabilitation of the hand must make; so the ON - OFF control system is applied in the solution.

Keywords: rehabilitation; control; automation; finger.

Implementación de un sistema de control para rehabilitador pasivo de dedos de la mano

Resumen.- Se presenta una propuesta de control para un rehabilitador de dedos de la mano. La misma está enmarcada dentro de un proyecto de investigación multidisciplinario en la Universidad Técnica del Norte (Ecuador) cuyo propósito es la producción de dispositivos médicos. La creación de un aparato automático que asista al fisioterapeuta en la rehabilitación de la mano pudiera permitir la atención de pacientes de forma simultánea. El control se simula usando un programa computacional ya que el diseño involucra la utilización de sistemas eléctricos, mecánicos y neumáticos; adicionalmente, permite realizar la rutina de recuperación adecuada, según sea el caso o nivel de mejoramiento del paciente. Finalmente se prueba el rehabilitador con el propósito de verificar su funcionamiento. Se determinan los movimientos de motricidad fina y gruesa según los métodos de rehabilitación pasiva de dedos de la mano. Se fija el tiempo de establecimiento de los actuadores en el sistema de control. Se usa el actuador neumático debido a los movimientos lentos que debe realizar la rehabilitación de la mano; por lo que se aplica el sistema de control ON - OFF en la solución.

Palabras claves: rehabilitación; control; automatización; dedos.

Recibido: marzo 2017

Aceptado: diciembre 2017

1. Introducción

La práctica de una disciplina deportiva de alto impacto o algún accidente, pueden ocasionar una lesión en los dedos de la mano [1, 2, 3]. La aplicación de terapias de rehabilitación a nivel de dedos es muy común en los centros de rehabilitación [4, 5, 6]. El presente proyecto está

enmarcado dentro del proyecto de investigación de multidisciplinario de las carreras de Ingeniería en Mecatrónica y Terapia Física adscritas a la Universidad Técnica del Norte (Ecuador) cuyo propósito es la producción de dispositivos médicos [7, 8, 9]. Cabe destacar que instituciones afines, debido a sus desarrollos en investigaciones de biomecánica y sus resultados satisfactorios [10, 11, 12], han servido de impulso y motivación para que se realicen soluciones de ingeniería destinadas a la población más vulnerable.

Por tal motivo, se presenta el diseño y desarrollo de un rehabilitador para los dedos de la mano, el cual se basa en el concepto de desarrollar un

*Autor para correspondencia:

Correo-e:dojeda@uc.edu.ve (David Ojeda)

sistema portátil de cuatro grados de libertad (GDL), con una interfaz háptica [13]. De manera similar, Wang y otros autores [14] presentan un sistema similar de rehabilitación para dedos, el cual puede generar movimientos de flexión y extensión.

La implementación de esta propuesta debido a la terapia que se realiza de forma autónoma, constante y confiable, bajo la supervisión de un especialista en fisioterapia [15], provoca la reducción del tiempo de recuperación de un paciente con dificultades de movimiento en su mano. Asimismo, los Centros de Rehabilitación Integral podrán brindar una mejor atención a sus pacientes [16].

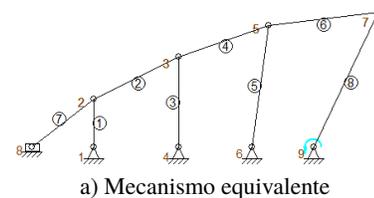
Por otro lado, adicionalmente, el dispositivo sirve como una ortosis pasiva para la rehabilitación de los dedos de la mano donde puede seleccionarse el tipo de lesión a tratar, tiempo de rehabilitación y empeño en el tratamiento, en los pacientes que así lo necesiten para que puedan nuevamente desempeñar sus funciones cotidianas, y así mejorar su calidad de vida.

2. Partes y componentes del rehabilitador pasivo de dedos de la mano

Diseño mecánico. El diseño parte de un mecanismo de eslabones (ver Figura 1.a) ubicados en similitud a un dedo de una mano humana. Según un estudio de características antropométricas y medidas de una mano promedio [17, 18] se realizan los cálculos respectivos para luego realizar una impresión del mecanismo (Figura 1.b). Finalmente se seleccionan los componentes mecánicos que conducen a la realización de pruebas conducentes a verificar los resultados esperados.

Componente neumático. Corresponde a los cilindros neumáticos de doble efecto, construidos a medida, para lograr los movimientos del mecanismo. La Figura 2 muestra el cilindro seleccionado.

Se instalan siete micro-actuadores neumáticos de doble efecto, en una base colocada en el antebrazo del rehabilitador, como lo ilustra la Figura 3, con el objetivo de conservar las medidas promedio de los dedos de la mano y realizar el movimiento



b) Impresión 3D del mecanismo en material PLA (Poliácido láctico)

Figura 1: Mecanismo del meñique.



Figura 2: Actuador neumático seleccionado.

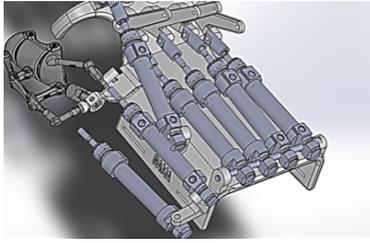
para el accionamiento del mecanismo que hace la rehabilitación.

Dichos actuadores son seleccionados bajo especificaciones técnicas de tamaño, peso, volumen potencia, control, precisión y mantenimiento, y que por ende sean afín al rehabilitador.

Componente de control. Para su funcionamiento, el dispositivo cuenta con un sistema electro-neumático el cual provee de los movimientos adecuados, según su programación y del ejercicio de rehabilitación prescrito por el profesional de medicina tratante (Véase Figura 4).

El sistema está conformado por:

- Válvulas electro-neumáticas 5/3
- Cilindros doble efecto
- Controlador eléctrico
- Unidad de mantenimiento neumático
- Software de control LabVIEW.
- Tablero de mando implementado (Figura 5).



a) Simulación del arreglo de los micro-actuadores



b) Arreglo de los micro-actuadores

Figura 3: Posicionamiento de los cilindros neumáticos de doble efecto sobre la base del rehabilitador.

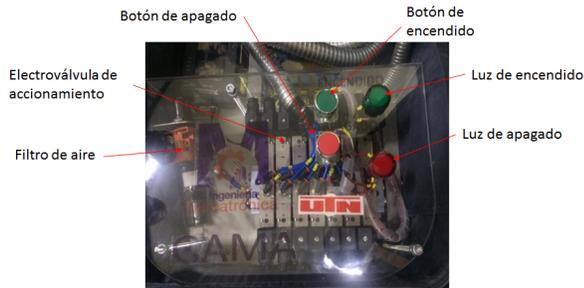


Figura 4: Unidad de potencia electro-neumática.



Figura 5: Tablero de mando implementado.

Para el sistema de control se establece el diagrama de bloques de control en lazo abierto,

tal cual mostrado en la Figura 6. Donde las



Figura 6: Diagrama de bloques del sistema de control en lazo abierto.

características del sistema son:

A1: área del émbolo = 0,113 [m²].

M: masa externa aplicada = 1,01 N.

b: coeficiente de fricción viscosa = 0,3 Ns/m.

El sistema de control se realiza utilizando la siguiente función de transferencia:

$$\frac{Y(s)}{P(s)} = \frac{0,113}{1,01(s^2 + 0,3 + s)}$$

La Figura 7 muestra el diagrama de bloque del controlador haciendo uso del software LabVIEW y la Figura 8 muestra la respuesta en lazo abierto en un pulso.

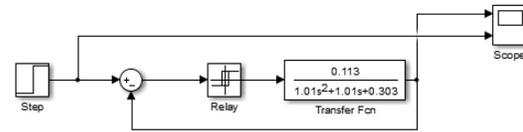
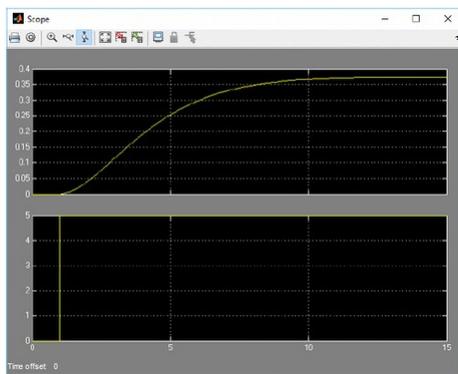


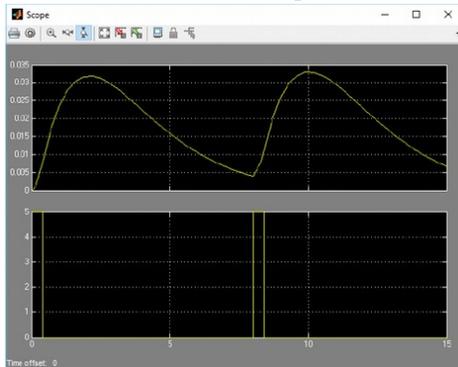
Figura 7: Diagrama de bloques del controlador.

Componentes del software. LabVIEW es un entorno de programación destinado al desarrollo de aplicaciones, similar a los sistemas de desarrollo comerciales que utilizan C o BASIC. Sin embargo, LabVIEW se diferencia de dichos programas en que estos lenguajes de programación se basan en líneas de texto para crear el código fuente del programa, mientras que LabVIEW emplea la programación gráfica o lenguaje G para crear programas basados en diagramas de bloques.

La Figura 9 muestra el diagrama de control de dedo meñique utilizando LabVIEW. La ventaja de usar el mencionado software es que tiene su mayor aplicación en sistemas de medición, como monitoreo de procesos y aplicaciones de control, como por ejemplo: sistemas de monitoreo en transportación, laboratorios para clases en



a) Lazo abierto 1 pulso



b) Lazo abierto

Figura 8: Respuesta del controlador.

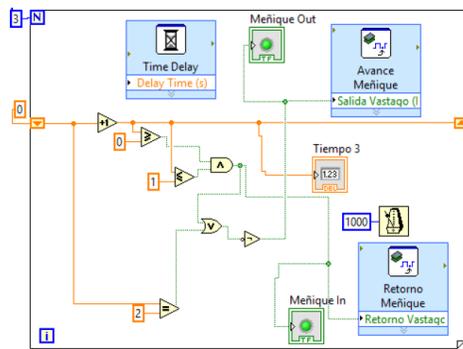


Figura 9: Control dedo meñique en el VI de LabView.

universidades, procesos de control industrial. LabVIEW es muy utilizado en procesamiento digital de señales (wavelets, FFT, Total Distorsion Harmonic TDH), procesamiento en tiempo real de aplicaciones biomédicas, manipulación de imágenes y audio, automatización, diseño de filtros digitales, generación de señales, entre otras.

El diseño gráfico del sistema es un enfoque moderno para diseñar, generar prototipos y desplegar sistemas embebidos. Combina la

programación gráfica abierta con hardware para simplificar drásticamente el desarrollo. LabVIEW brinda la flexibilidad de un potente lenguaje de programación sin la complejidad de los entornos de desarrollo tradicionales. Por el contrario, sus beneficios son:

- Fácil de aprender y usar
- Funcionalidad completa
- Capacidades de E/S integradas

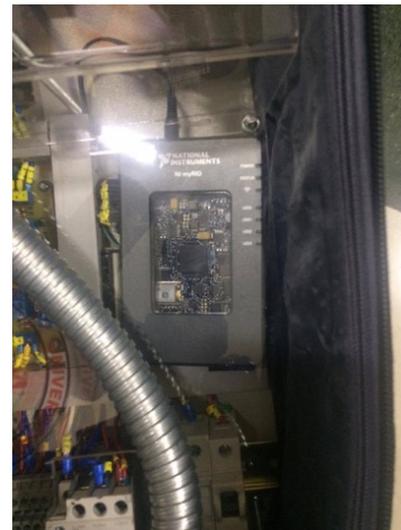


Figura 10: Sistema embebido myRIO usado para el rehabilitador.

Por otra parte, se usa un sistema embebido myRIO (Figura 10) para el rehabilitador. El sistema myRIO es un dispositivo de diseño embebido para estudiantes, con los siguientes beneficios:

- Rentable para enseñar e implementar múltiples conceptos de diseño con un dispositivo.
- 10 entradas analógicas, 6 salidas analógicas; 40 líneas E/S digital.
- Inalámbricos, LEDs, pulsador, acelerómetro interno.
- Xilinx FPGA y procesador dual-core ARM Cortex-A9,
- Programable con LabVIEW o C; adaptable para diferentes niveles de programación.

Finalmente logra ensamblarse todo el sistema de rehabilitación (ver Figura 11), haciendo uso del módulo de myRIO, ya que posee una interfaz amigable, tal como se observa en la Figura 12, siguiendo el diagrama de flujo de control (Figura 13) que permite obtener resultados satisfactorios.

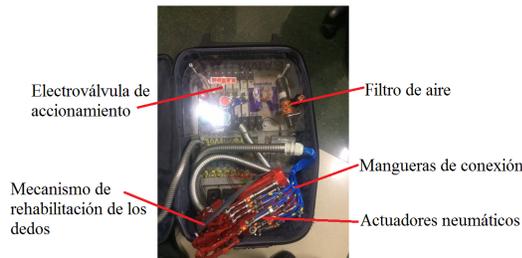


Figura 11: Conjunto completo del rehabilitador pasivo de dedos de la mano.

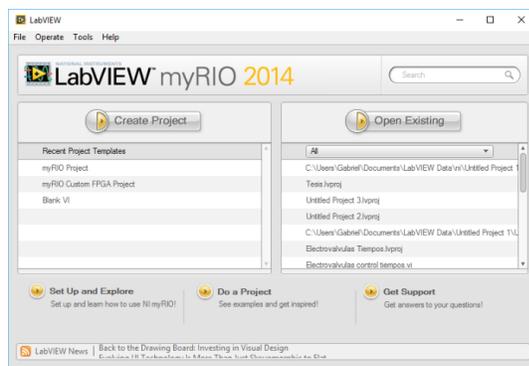


Figura 12: Pantalla principal myRio 2014.

3. Análisis de resultados

Luego de determinar los parámetros que permiten desarrollar el sistema de control implementado, se realiza un análisis haciendo énfasis en el prototipo final, respuesta y estabilidad que presenta en el dispositivo rehabilitador.

Se realiza el ensamblaje de todo el dispositivo rehabilitador, elementos mecánicos neumáticos y sistema de control. Ejecutadas las primeras pruebas se determinó que el primer prototipo posee falencias en el mecanismo y en el sistema de control, luego de hacer las correcciones respectivas se procede a ejecutar la segunda prueba, teniendo

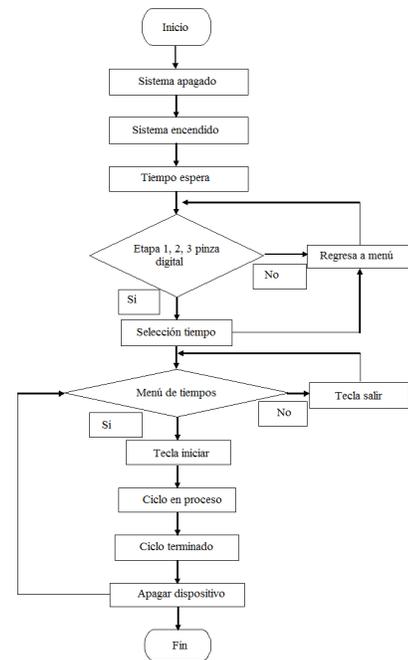


Figura 13: Diagrama de flujo de control.

como resultado un funcionamiento óptimo del mecanismo y una respuesta del sistema de control acorde a las necesidades planteadas en los objetivos.

Los cilindros neumáticos son sistemas de mayor dificultad en lo que a control corresponde. Se determinaron las ecuaciones respectivas para obtener un modelo matemático que implica relacionar la presión de trabajo con la posición a determinar, teniendo como resultado un tiempo de establecimiento acorde a la carrera corta del cilindro y los reguladores de velocidad.

El sistema de control ON – OFF teórico se acercó muy considerablemente a los valores de las pruebas reales obtenidas, se pueden observar estos valores en las Figuras 14 y 15.

Realizadas las primeras pruebas de los cilindros neumáticos con el sistema de control se obtuvo una inestabilidad en todos los cilindros teniendo como resultado un arranque completamente brusco que afecta el funcionamiento del dispositivo rehabilitador. Estas pruebas fueron necesarias para poder corregir y establecer una estabilidad en todo el sistema. Luego de estos ajustes el dispositivo posee un sistema de control estable con un arranque de los cilindros neumáticos muy suave y apropiado para rehabilitación.

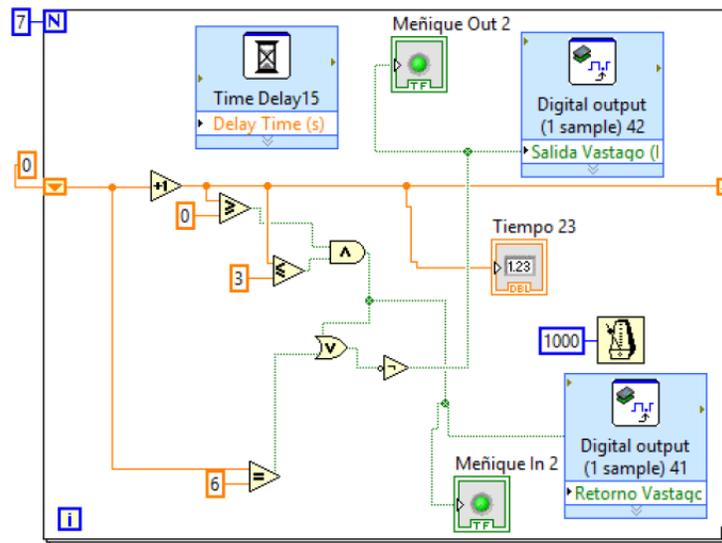


Figura 14: Tiempo de establecimiento real.

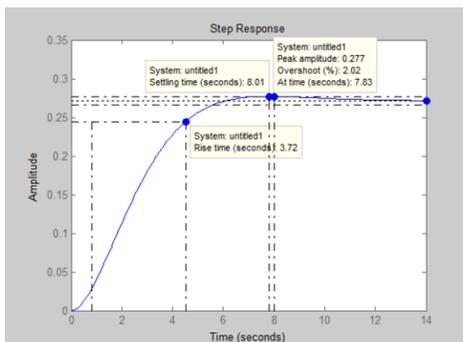


Figura 15: Tiempo de establecimiento teórico.

Para futuras investigaciones se puede implementar un sistema de control en ciclo cerrado con señales electromiográficas, esto para obtener un dispositivo rehabilitador activo.

4. Conclusiones

La determinación de los movimientos de motricidad fina y gruesa se logra debido a un estudio previo realizado por especialistas en fisioterapia definiendo los métodos de rehabilitación en el dispositivo. Cabe destacar que las pruebas sirvieron para fijar el tiempo de inicio para los actuadores, en el sistema de control. Se usa el actuador neumático debido a los movimientos lentos que se deben realizar en la rehabilitación de la mano; por lo que se aplica el sistema de control ON – OFF en la solución. El modelo matemático de

comportamiento del actuador se obtuvo a partir del acondicionamiento de los parámetros y valores de salida para fines de este proyecto. El diseño de control ON – OFF se realizó utilizando la función de transferencia de la presión respecto a la posición del vástago del cilindro, para sus cálculos se trabajó en un sistema de lazo abierto generando estabilidad al sistema. Esta implementación de control en los actuadores permitió tener un acceso rápido y directo al sistema neumático lo que facilitó su calibración.

Agradecimientos

Los autores quieren agradecer a las Carreras de Ingeniería en Mecatrónica y Fisioterapia, adscritos a la Universidad Técnica del Norte, Ecuador, por todo el apoyo técnico-científico, así como a la SENESCYT, específicamente el programa Prometeo, por el soporte al desarrollo de esta investigación.

5. Referencias

- [1] Isabel Cristina Gallego Ching, Santiago Patiño Giraldo, Elkin Arango, Mónica Paola Clavijo Rodríguez, and Jorge Alberto Osorio Ciro. Lesiones deportivas. *Iatreia*, 20(2):167–177, 2007.
- [2] María del Pino Díaz Pereira, José María Buceta, and Ana M. Bueno. Situaciones estresantes y vulnerabilidad a las lesiones deportivas: un estudio con deportistas de

- equipo. *Revista de psicología del deporte*, 13(1):7–24, 2004.
- [3] Roald Bahr and Sverre Maehlum. *Lesiones deportivas: diagnóstico, tratamiento y rehabilitación*. Ed. Médica Panamericana, 2007.
- [4] Pablo Gabriel Iza Yugsi. Diseño e implementación del sistema de control de un rehabilitador pasivo de dedos de la mano. Trabajo Especial de Grado, Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas, Universidad Técnica del Norte, Ecuador, 2016.
- [5] Jaime Vargas Medina and Luis Enrique Rodríguez Tahuilán. Análisis experimental del túnel carpiano. Trabajo Especial de Grado, Instituto Politécnico Nacional, México, 2012.
- [6] C. H. Guzmán Valdivia, A. Blanco Ortega, and M.A. Oliver Salazar. Entendiendo la mecatrónica en la rehabilitación. In *X Congreso Internacional sobre Innovación y Desarrollo Tecnológico*, pages 1–6, Cuernavaca Morelos, México, 2013.
- [7] F. Cadena, J. Sanipatin, G. Verdezoto, H. Cervantes, D. Ortiz, and D. Ojeda. Acquisition and conditioning of electromyographic signals for prosthetic legs. In *Proceedings of the 2015 Asia-Pacific Conference on Computer Aided System Engineering, APCASE '15*, pages 360–365, Washington, DC, USA, 2015. IEEE Computer Society.
- [8] F. Valencia, X. Lima, D. Ojeda, and D. Ortiz. Prótesis de rodilla externa mecatrónica. *Biomecánica*, 23(1):33–56, 2017.
- [9] Fernando Valencia, Diego Ortiz, and David Ojeda. Design and testing of low-cost knee prosthesis. In *Ecuador Technical Chapters Meeting (ETCM), 2017 IEEE*, pages 1–6. IEEE, 2017.
- [10] Carlos Aguilar, José Rodulfo, Jesús Pérez, Brizeida Gámez, and David Ojeda. Traccionador de fractura para tibia y peroné. *Revista Ingeniería UC*, 22(2), 2015.
- [11] J Velasco, D Ojeda, J Brito, R Chacon, M Benitez, and R Melendez. Vacuum for the removal of brain tumors, with micro-destruction and integrated control system. *Revista Ingeniería UC*, 23(2):122–137, 2016.
- [12] José Velasco, David Ojeda, Mariana Hurtado, and Rafael Chacón. Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales. *Revista Ingeniería UC*, 21(3), 2014.
- [13] Mark J. Lelieveld, Takashi Maeno, and Tetsuo Tomiyama. Design and development of two concepts for a 4 dof portable haptic interface with active and passive multi-point force feedback for the index finger. In *ASME 2006 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, pages 547–556. American Society of Mechanical Engineers, 2006.
- [14] J Wang, J Li, Y Zhang, and S Wang. Design of an exoskeleton for index finger rehabilitation. In *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, volume 2009, pages 5957–5960, 2009.
- [15] S. C. Enriquez, Y. Narváez, O. A. Vivas, J. Diez, F. J. Badesa, J. M. Sabater, and N. Garcia-Aracil. Sistema robótico de tipo exoesqueleto para rehabilitación de la mano. In *Actas de las XXXV Jornadas de Automática, 3-5 de septiembre de 2014*, Valencia, España, 2014. Universitat Politècnica de València.
- [16] M. Feijóo Aguilar. Adquisición de equipos para implementar un Centro de rehabilitación y terapia física integral en la U.A.A. de Santa Rosa - El Oro. Reporte técnico, IIEEC, Ecuador, 2015.
- [17] Milton Armando Proaño Robalino. Determinación de la fuerza de agarre y medidas antropométricas de mano en la población afroecuatorina en la parroquia Mascarilla, Cantón Mira, Provincia del Carchi año, 2016. Trabajo Especial de Grado, Universidad Técnica del Norte, Ecuador, 2016.
- [18] Erika Adriana Ramírez Vargas. Determinación de la fuerza de agarre y medidas antropométricas de mano; población indígena de la comunidad Miguel Egas; Otavalo; Provincia de Imbabura. Trabajo Especial de Grado, Universidad Técnica del Norte, Ecuador, 2016.