

Prototipo inalámbrico para la medición de la fuerza de la mano

Israel Ortegón¹, Noé Alba Baena¹, Erwin Martínez¹, Raúl Ñeco Caberta¹, Abel Quezada Carreón¹
María Concepción Salazar Álvarez¹

¹Universidad Autónoma de Ciudad Juárez.

Resumen

La aplicación de principios de ingeniería y conceptos de diseño en medicina y biología, puede utilizarse para combinar la tecnología y la capacidad para resolver problemas de la ingeniería con el conocimiento clínico de la medicina con el fin de mejorar y renovar la atención médica en todos los aspectos. Hablando específicamente de la rehabilitación ortopédica, para controlar y cuantificar el progreso del paciente durante la terapia y para validar los efectos del tratamiento es necesario contar con las herramientas que nos permitan una valoración objetiva y precisa. No obstante en la localidad, estas mediciones se hacen únicamente de forma subjetiva por el personal médico que asiste en las terapias y en algunas ocasiones sin ningún tipo de escala, de forma que, ni el médico ni el paciente tienen algún parámetro para comparar de forma objetiva si existe algún progreso en la rehabilitación. Para afrontar esta problemática, en este trabajo se propone el desarrollo de un método que permita medir de forma objetiva la fuerza de agarre de la mano, utilizando un dispositivo inalámbrico, para complementar la evaluación subjetiva en las terapias de rehabilitación ortopédica.

Palabras clave: Fuerza de agarre, sensor de fuerza, evaluación objetiva.

Introducción

La aplicación de principios de ingeniería y conceptos de diseño en medicina y biología, puede utilizarse para combinar la tecnología y la capacidad para resolver problemas de la ingeniería con el conocimiento clínico de la medicina con el fin de mejorar y renovar la atención médica en todos los aspectos. La Ingeniería médica puede aplicarse en todas las etapas del cuidado de la salud, desde el diagnóstico, tratamiento y específicamente para este estudio en la terapia de rehabilitación.

Una lesión en el sistema nervioso central, lesión en la mano y enfermedades

neuromusculares o neuronales, a menudo pueden resultar en la disminución de las funciones de la mano para realizar las actividades diarias. Hay muchos tipos diferentes de lesiones y enfermedades en la mano que puede influir en fuerza de agarre. La mayoría de estas enfermedades son nerviosas o musculares degenerativas como la enfermedad de Huntington o enfermedad de Lou Gehrig (esclerosis lateral amiotrófica (ELA)). El número de enfermedades que son causadas por trabajos físicos son más escasas y generalmente dependen del tipo de trabajo que están llevando a cabo. Dos

enfermedades son de particular interés cuando se trata de la fuerza de agarre de la mano: síndrome del túnel carpiano y síndrome de vibración mano-brazo (HAVS), también conocido como síndrome del dedo blanco por vibración. Además de las enfermedades, diferentes situaciones pueden provocar lesiones de los dedos, de las manos o de las muñecas que pueden resultar en algún tipo de incapacidad funcional.

Existen diferentes programas de rehabilitación que se aplican para restaurar esas funciones. Sin embargo, para controlar y cuantificar el progreso del paciente durante la terapia y para validar los efectos del tratamiento es necesario contar con las herramientas que nos permitan una valoración objetiva y precisa (McPhee, 1987). La mayoría de las evaluaciones del progreso en la rehabilitación de la mano utilizan medidas semi cuantitativas o cualitativas (Fugl-Meyer, Jääskö, Leyman, Olsson, & Steglind, 1975) (Jebsen, Taylor, Trieschmann, & Howard, 1969), y con frecuencia estas medidas son totalmente subjetivas. Este tipo de pruebas carece de la objetividad y la precisión para ser capaces de detectar pequeños cambios en el rendimiento (McPhee, 1987) (Marx, Bombardier, & Wright, 1999), reduciendo

de esta manera la posibilidad de ajustar más específicamente la terapia a la condición actual del paciente.

La medición de la fuerza de agarre frecuentemente está incluida en la evaluación de la rehabilitación funcional de la mano (Lemerle, Klinger, Cristalli, & Geuder, 2008), ya sea para evaluar la efectividad del tratamiento o como un indicador de mejora, para determinar la capacidad del paciente para regresar al empleo y a las actividades cotidianas. No obstante, en la localidad, estas mediciones se hacen únicamente de forma subjetiva por el personal médico que asiste en las terapias y en algunas ocasiones sin ningún tipo de escala, de forma que, ni el médico ni el paciente tienen algún parámetro para comparar de forma objetiva si existe algún progreso en la rehabilitación.

En este trabajo se propone un método que permite medir de forma objetiva la fuerza de agarre de la mano, utilizando un dispositivo inalámbrico acondicionado con 5 sensores de fuerza resistivos, colocados a la altura de las falanges distales, para complementar la evaluación subjetiva con la que se evalúan las terapias de rehabilitación ortopédica.

Metodología

Se realizó una investigación en diferentes clínicas de rehabilitación en la localidad para conocer los métodos utilizados para la medición de avances en las terapias de rehabilitación, específicamente de la rehabilitación ortopédica de la mano. Se encontró que los métodos utilizados para

medir los avances en la terapia son totalmente subjetivos y carecen de algún tipo de escala. Para complementar este tipo de evaluación, se propuso utilizar un dispositivo inalámbrico capaz de medir objetivamente la fuerza de agarre que ejerce la mano durante la terapia de rehabilitación.

Este dispositivo cuenta con 5 sensores de fuerza resistivos (FSR) colocados a la altura de las falanges distales, que permiten medir la magnitud de la fuerza que ejerce cada uno de los dedos de la mano al presionar algún objeto. Para este proyecto se utilizaron sensores fabricados con materiales reciclados. Como material resistivo se utilizó una esponja de poliuretano conductor, la cual podemos encontrar en los empaques de circuitos integrados como material antiestático. Este material al comprimirse, actúa como una resistencia variable, entre mayor presión se ejerza sobre su superficie, menor será su valor resistivo, tal como se muestra en la figura 1. En la figura 2 se puede observar el prototipo del sensor terminado.

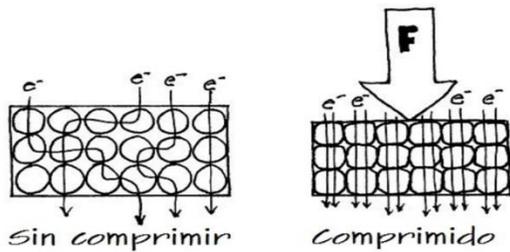


Figura 1. Comportamiento del poliuretano conductor



Figura 2 Prototipo de sensor

Para poder procesar la información que proporcionan los sensores, se utilizó un sistema de adquisición de datos (DAQ) basado en dos microcontroladores PIC18F4550 de la marca Microchip®, que cuentan, entre otras características, con 10 convertidores analógico digital con una resolución de 10 bits cada uno y una conexión USB, lo que facilita la comunicación con una computadora. El primer microcontrolador es responsable de la adquisición de datos de los sensores, a esta parte se le denominó transmisor y el segundo es responsable convertir la lectura de los sensores a unidades de fuerza y enviarlas hacia la computadora por medio del puerto USB, a esta parte se le denominó receptor. Ambos microcontroladores están conectados entre sí por un transmisor y un receptor de radiofrecuencia, RF, que opera en la banda de 433Mhz, que es una banda de uso libre por lo cual no se requiere ningún tipo de permiso para transmitir en esta frecuencia. A continuación se muestran la tablas del transmisor y del receptor, figura 3.



Figura 3. Tablillas del DAQ

Se desarrolló una interface gráfica la cual muestra en tiempo real la información recibida del sistema de adquisición de datos. La pantalla principal cuenta con 5 barras horizontales las cuales van aumentando o disminuyendo su tamaño a medida que el

usuario presiona los sensores FSR, entre mayor sea la fuerza, mayor será el tamaño de la barra. También cuenta con 5 barras indicadora que funcionan como una memoria, las cuales indica la fuerza máxima que se ha ejercido en esa sesión, estas barras de memoria están sobrepuestas a las barras que indican la fuerza en tiempo real, por lo que es fácil distinguir cual fue la fuerza máxima registrada en una sesión, aunado a esto, se muestra en esta pantalla los valores numéricos, para cada dedo, de la fuerza leída en tiempo real, la fuerza máxima alcanzada y una sumatoria de fuerza actuales y máximas. Esto con la finalidad de que el paciente pueda visualizar gráficamente cuanta fuerza está ejerciendo con su mano cada vez que lo desee.

Además, la pantalla principal, figura 4, cuenta con tres botones, el primer botón

es el botón “Inicio”, que como su nombre lo indica, sirve para iniciar con la lectura de los datos, es muy importante que al momento de presionar el botón de inicio, tanto el transmisor como el receptor estén encendidos y dentro del rango de transmisión, ya que de lo contrario se mostrará en pantalla un error con la leyenda “Error: transmisor no encontrado” o “Error: receptor no encontrado”, según sea el caso, y por lo tanto, la aplicación no funcionará.

El segundo botón que se muestran en la pantalla principal es el botón “Finalizar” que sirve para detener la lectura de los datos que envía el DAQ, si presionamos nuevamente el botón de Inicio, los valores en pantalla se borran y se inicia con una nueva sesión. El tercer y último botón es “Cerrar” y su función es precisamente cerrar la aplicación.

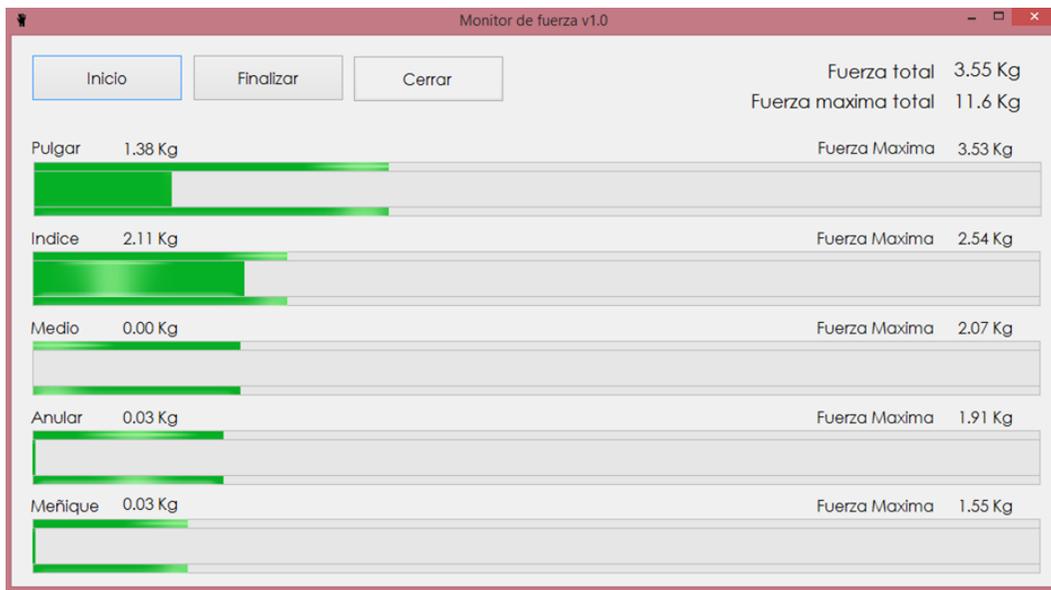


Figura 4 Pantalla de la interface gráfica

Después de haber probado todos los componentes del sistema por separado y tener la certeza de que funcionaban

correctamente, se procedió a la integración del prototipo. Para el prototipo inicial, se utilizó un guante de trabajo con

recubrimiento de espuma de nitrilo en la parte de la palma y dedos, los sensores se colocaron a la altura de las falanges distales y estos se conectaban al sistema de adquisición de datos mediante un cable. Una de las desventajas que se observaron con este prototipo fue que el guante es de una sola medida, porque lo que se tendría que haber fabricado por lo menos guantes en tres tallas diferentes, chico, mediano y grande. Otra desventaja fue que a pesar de ser un guante flexible, el recubrimiento de espuma de nitrilo ofrece cierta resistencia al movimiento, lo cual puede restar fuerza e interfiere con el movimiento natural de la mano.

Se buscó la forma de hacer el prototipo uní talla, para evitar tener que estar

cambiando de guante según la medida de mano del usuario y que este no interfiriera con el movimiento natural de la mano. Buscando un diseño ergonómico se encontró una muñequera deportiva suficientemente elástica como para abarcar los tres tamaños más comunes de tallas, chico mediano y grande. Los sensores se adecuaron en unas bandas elásticas con cierre de velcro, que al igual que la muñequera, permite ser utilizadas en diferentes medidas, se conectaron al transmisor del DAQ, el cual esta adherido a la muñequera, mediante cables flexibles cubiertos por una malla protectora, logrando así, un prototipo ergonómico y uní talla, tal como se muestra en la figura 5.

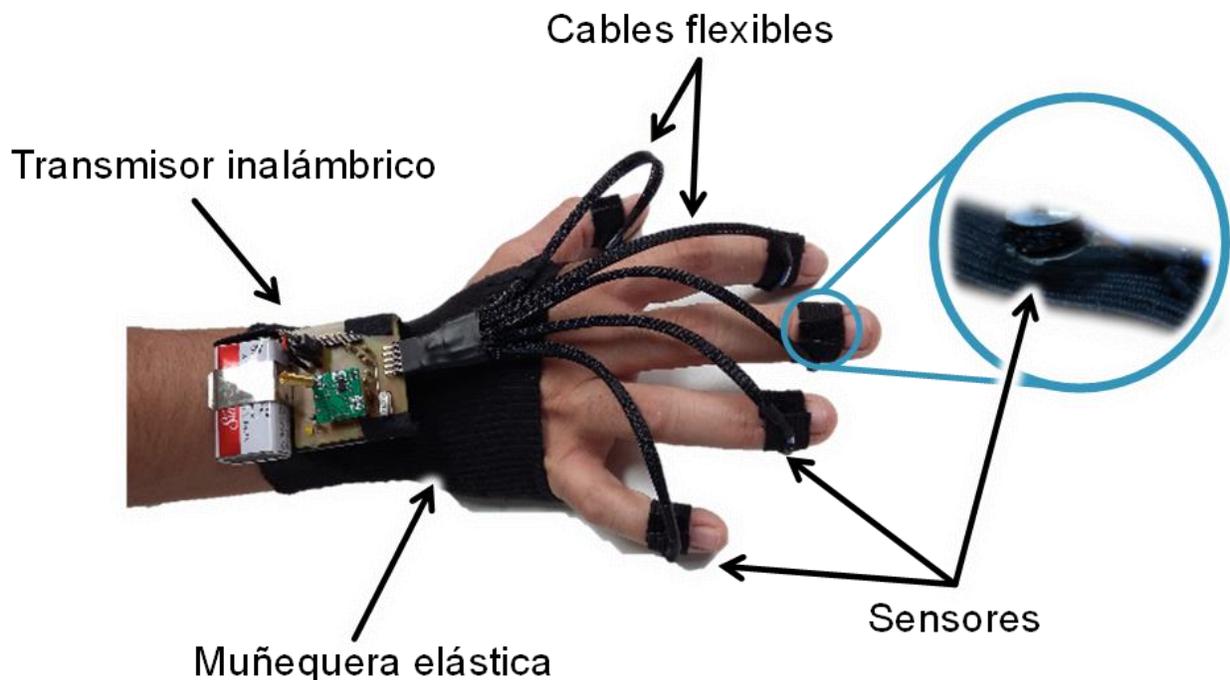


Figura 5. Prototipo final

Para la calibración de sensores fue necesario crear una relación entre la fuerza en kilos aplicada a los sensores y los valores análogos obtenidos del sistema de adquisición de datos. Debido a lo pequeño de los sensores, no fue posible colocar objetos con masa conocidas sobre ellos para obtener esta relación. Para resolver este problema se fabricó una pequeña prensa utilizando un cilindro neumático modelo CQ2B20-10D y un sensor digital de presión modelo ISE30A-01-B, ambos de la marca SMC, esta prensa se muestra en la figura 6.



Figura 6. Prensa neumática

En la hoja de especificaciones del cilindro se indica la relación entre la presión

de entrada en el cilindro y la fuerza de empuje que genera el embolo a dicha presión. Conociendo esta información se hizo la relación entre la fuerza aplicada en kilos al sensor y la salida análoga. Para obtener una ecuación matemática que describa el comportamiento de estas variables se hizo un análisis de regresión lineal simple. La ecuación encontrada fue:

$$F = (0.3709 + 0.02663S + 0.000037)S^2 \quad (1)$$

Donde F es el valor de la fuerza aplicada y S es la lectura analógica del sensor.

Esta ecuación es indispensable para poder convertir la presión aplicada en los sensores a valores de fuerza. Una vez introducida esta ecuación obtenida del análisis de regresión lineal simple en el código fuente del sistema de adquisición de datos, se procedió a la toma de muestras. Los datos para este estudio se obtuvieron de 5 sujetos varones de entre 30 y 60 años, sin ninguna lesión aparente en el área de la mano o muñeca, que voluntariamente aceptaron participar en este estudio sin remuneración de ningún tipo. Se obtuvieron 5 mediciones aleatorias, no consecutivas, de cada sujeto a lo largo de una jornada laboral regular. Las muestras se tomaron de la mano dominante estando de pie con el brazo pegado al cuerpo, el codo flexionado a 90 grados y la muñeca en una posición natural.

Resultados

En la tabla 1 se muestran los valores obtenidos de las 125 mediciones.

Tabla 1 Resultados de la toma de muestras

Muestras	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique
Sujeto 1	5.60	3.90	3.06	2.32	1.68
Sujeto 1	5.65	3.83	2.90	2.30	1.70
Sujeto 1	5.71	3.85	2.99	2.32	1.76
Sujeto 1	5.66	3.92	2.99	2.25	1.78
Sujeto 1	5.61	3.84	2.97	2.34	1.68
Sujeto 2	3.68	3.46	3.21	2.40	1.62
Sujeto 2	3.74	3.51	3.19	2.50	1.48
Sujeto 2	3.85	3.47	3.25	2.40	1.64
Sujeto 2	3.71	3.54	3.17	2.47	1.54
Sujeto 2	3.68	3.48	3.24	2.53	1.50

Sujeto 3	5.29	3.71	2.68	2.15	1.46
Sujeto 3	5.26	3.81	2.80	2.22	1.43
Sujeto 3	5.31	3.70	2.73	2.04	1.37
Sujeto 3	5.25	3.77	2.74	2.05	1.41
Sujeto 3	5.39	3.68	2.79	2.13	1.36
Sujeto 4	4.95	3.72	2.94	2.36	1.51
Sujeto 4	4.81	3.75	2.92	2.21	1.65
Sujeto 4	4.86	3.79	3.19	2.39	1.57
Sujeto 4	4.98	3.65	3.20	2.24	1.53
Sujeto 4	4.96	3.82	2.99	2.30	1.54
Sujeto 5	5.42	3.92	2.93	2.42	1.38
Sujeto 5	5.50	3.80	2.93	2.31	1.29
Sujeto 5	5.57	3.75	2.92	2.42	1.30
Sujeto 5	5.56	3.75	2.99	2.43	1.32
Sujeto 5	5.52	3.88	2.98	2.37	1.31

Resultados

Para la validación de los sensores se realizó un análisis del sistema de medición (MSA), específicamente se hizo un estudio de repetibilidad y reproducibilidad (Gage R & R) el cual demuestra que los sensores

fabricados pueden medir diferentes fuerzas con un error del 2.91%. En la figura 7 se muestran las graficas resultantes de este estudio.

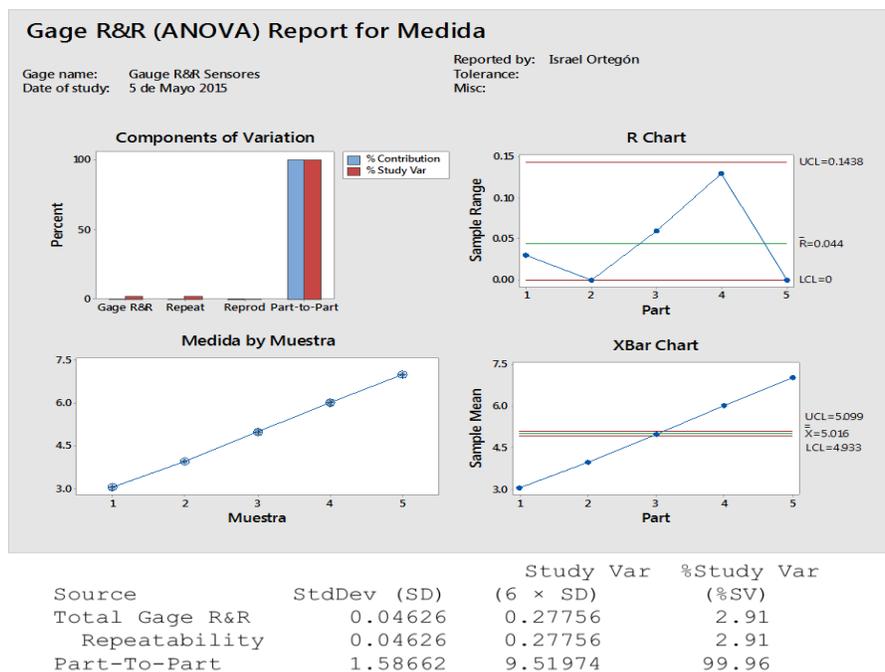
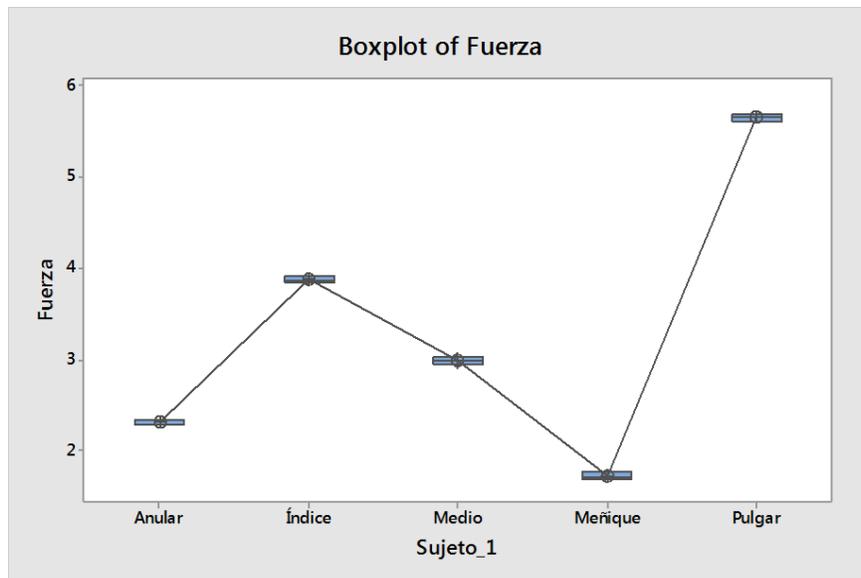


Figura 7. Gage R&R

Para validar el método de propuesto se realizaron tres análisis de varianza, ANOVA de un solo factor diferentes. El primero compara la varianza entre las medias de las fuerzas de cada uno de los dedos de los 5 sujetos diferentes. El segundo análisis, compara la varianza entre las medias de la sumatoria de fuerzas de cada uno de los dedos de los 5 sujetos diferentes y el tercero, compara la varianza entre las medias de la fuerza de cada de dedo en un

mismo sujeto. En la figura 8 se muestran los resultados del tercer análisis. En los tres análisis se pudo comprobar que las medias de las medidas de las fuerzas son significativamente diferentes entre sí, con lo que podemos comprobar que el método propuesto es capaz de distinguir diferentes magnitudes de fuerzas medidas en un mismo sujeto, es decir, medir un cambio en la fuerza.



Factor Information

Factor	Levels	Values
Sujeto_1	5	Anular, Índice, Medio, Meñique, Pulgar

Analysis of Variance

Source	DF	Adj SS	Adj MS	F-Value	P-Value
Sujeto_1	4	47.0590	11.7648	5795.45	0.000
Error	20	0.0406	0.0020		
Total	24	47.0996			

Figura 8. Análisis ANOVA

Conclusiones y Recomendaciones

El objetivo de este trabajo fue presentar un método objetivo de evaluación de la fuerza de agarre de fuerza de la mano. Se demostró que el sistema puede medir la fuerza de agarre con un error inferior al 5%, además, permite visualizar en una computadora en tiempo real estas mediciones, lo que proporciona una retroalimentación positiva al terapeuta y al paciente. En este trabajo se presentaron los resultados preliminares

obtenidos de 5 sujetos de prueba sin historial de lesiones en la mano, para demostrar que el uso de este dispositivo puede usarse como un método para la evaluación de los avances en la terapia de rehabilitación ortopédica de la mano. Como recomendación se sugiere realizar más estudios con un mayor número de sujetos para sustentar los resultados obtenidos en este trabajo.

Referencias

Fugl-Meyer, A. R., Jääskö, L., Leyman, I., Olsson, S., & Steglind, S. (1975). The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 7(1), 13-31.

Jebsen, R., Taylor, N., Trieschmann, R., & Howard, L. (1969). An objective standardized test of hand function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 50, 311-319.

Lemerle, P., Klinger, A., Cristalli, A., & Geuder, M. (2008). Application of pressure mapping

techniques to measure push and gripping forces with precision. *Ergonomics*, 51(2), 168-191.

Marx, R. G., Bombardier, C., & Wright, J. G. (1999). What do we know about the reliability and validity of physical examination tests used to examine the upper extremity. *Journal of Hand Surgery*, 24A, 185-193.

McPhee, S. (1987). Functional Hand Evaluations: A Review. *American Journal of Occupational Therapy*, 41(3), 158-163.