



GUANTE SENSORIAL PARA LA MEDICION DE LA FUERZA DACTILAR EN LOS FALANGES DE LA MANO.

Guzmán Luna Carlos Alberto ^a, Moreno Gómez Diana Laura ^a, Monroy Bautista José De Jesús ^a, López Lozano Jair Ismael ^a, Ángeles Alameda Noemí Jossendy ^a, M. en C. Vázquez López José Gabriel ^b

- a. Universidad Politécnica de Pachuca: Programa Educativo de Ingeniería Biomédica.
- b. Cuerpo Académico: Departamento de Biomédica.

RESUMEN

El presente trabajo de investigación consiste en el diseño y fabricación de un diseño novedosa para el monitoreo, medición de la fuerza y el avance en la rehabilitación en personas que hayan sufrido alguna lesión en los músculos o tendones de la mano y los dedos.

Es una herramienta que ayuda al terapeuta a dar seguimiento al tratamiento de lesiones y evaluar la mejora en el paciente. Simultáneamente permite un registro secuencial de la fuerza que es capaz de ejercer un paciente.

Existen diversos aparatos que miden la fuerza como el dinamómetro hand-arm; la desventaja de este dinamómetro es que solo mide la fuerza de toda la mano y se pierde un diagnóstico exacto de la zona afectada. Además no ofrece un registro en tiempo real.

Nuestra propuesta permite la medición en tiempo real de fuerza en cada falange, de tal forma que es posible establecer la evolución del paciente en cada sección de la mano.

Cabe destacar que el diseño se desarrolló con la finalidad de obtener una herramienta de bajo costo, sin olvidar que puede ser manipulado por el terapeuta de forma fácil.

1. INTRODUCCIÓN

Una de las herramientas más importantes con las que cuenta el ser humano son sus extremidades superiores, en ellas se localizan los falanges que nos permiten realizar un sin número de actividades; una de ellas es explorar e interactuar con el exterior.

Las lesiones traumáticas de manos como el síndrome del túnel carpiano y trastornos de la muñeca en general, ocupan los primeros lugares de los accidentes de trabajo y motivos de consulta en los servicios médicos [1]. Por otra parte, este tipo de lesiones pueden ocasionar secuelas importantes como deformidad articular, rigidez e incapacidad [2].

El monitoreo de la fuerza dactilar con ayuda de este dispositivo nos permite establecer una línea base en la medición, ya que no existe referencia alguna de la fuerza ejercida por cada falange, también nos permite registrar el avance en cada individuo que haya sufrido alguna lesión, para la comparación en respuesta al tratamiento, programa de ejercicios y/o actividades terapéuticas.

Existen varias técnicas que pueden dar mayor información de cómo se encuentra físicamente el tendón o donde exista la lesión alguna de ellas son: radiografía, ecografía, resonancia magnética y técnicas invasivas. Para los especialistas en terapia física basta con conocer la cantidad de fuerza que puede ejercer el paciente. En la actualidad no se cuenta con un equipo que permita dar solución a esta problemática en específico.



Modelo:

Sensor 1: Dedo Pulgar.

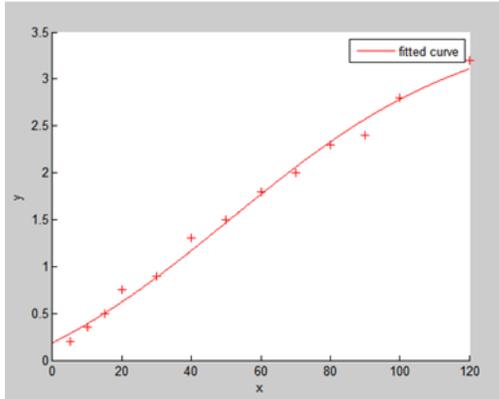


Fig. 2 Comportamiento del sensor 1

$$c1(x) = a + (1/(b + (\exp(-c * x))))$$

- a)** 0.7229 (0.5706, 0.8752)
- b)** 0.3162 (0.2799, 0.3526)
- c)** 0.03302 (0.0255, 0.04053)

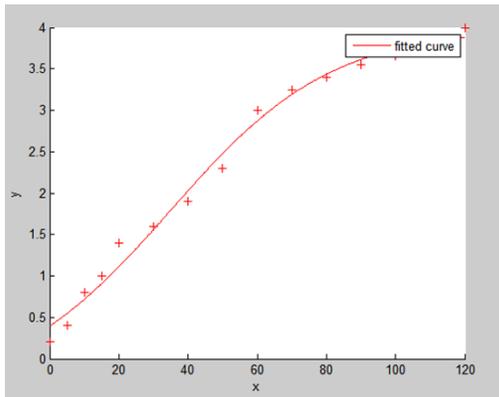


Fig. 3 Comportamiento del sensor 2

Sensor 2: Dedo Índice.

$$c1(x) = a + (1/(b + (\exp(-c * x))))$$

- a)** -0.6248 (-0.7232, -0.5265)
- b)** 0.2342 (0.2109, 0.2575)
- c)** 0.02822 (0.02451, 0.03193)

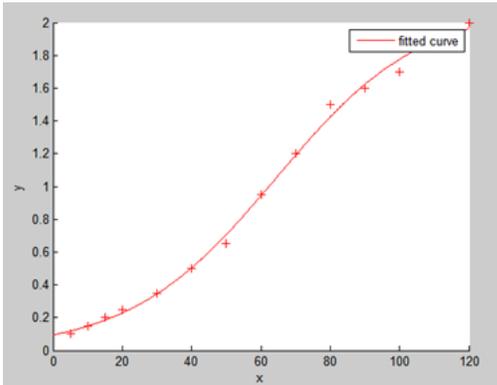


Fig. 3 Comportamiento del sensor 3

Sensor 3: Dedo medio.

$$c1(x) = a + (1/(b + (\exp(-c * x))))$$

- a) 0.7229 (0.5706, 0.8752)
- b) 0.3162 (0.2799, 0.3526)
- c) 0.03302 (0.0255, 0.04053)

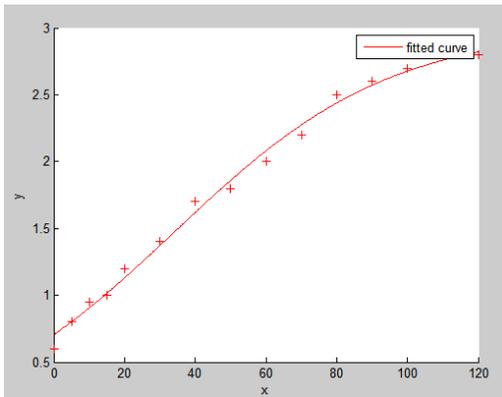


Fig. 4 Comportamiento del sensor 4

Sensor 4: Dedo anular.

$$c1(x) = d * (1/(b + (\exp(c * x))))$$

- a) 0.04706 (0.03573, 0.0584)
- b) -0.04747 (-0.05281, -0.04214)
- c) 0.09894 (0.07196, 0.1259)

Sensor 5: Dedo meñique.

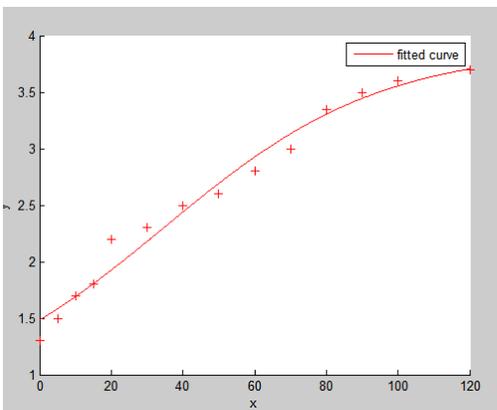


Fig. 5 Comportamiento del sensor 5

$$c1(x) = a + (1/(b + (\exp(-c * x))))$$

- a) -0.04877 (-0.1259, 0.02834)
- b) 0.3286 (0.3086, 0.3487)
- c) 0.0326 (0.02861, 0.03659)



Los datos obtenidos de cada sensor con relación al peso se ingresaron en un programa para cálculos numéricos llamado MATLAB en cual se implementó el modelo matemático y se logró determinar las ecuaciones que caracterizaron el comportamiento de cada sensor. Una vez que se verifico el comportamiento del guante al someter cada una de sus secciones a una fuerza compresiva, se identificó el principio físico que se definió como resistivo.

Se utilizó la placa ARDUINO y el programa LABVIEW para adaptar el guante y así se visualizaron los datos de forma digital, logrando una mejor lectura y precisión; ingresamos ordenes específicas con la finalidad de obtener en tiempo real el comportamiento del mismo, teniendo un registro de cada medición, de igual forma se logró graficar cada dato en el momento de la prueba.

4. CONCLUSIONES

Se presentó un dispositivo novedoso y de bajo costo que cumple con los requerimientos mínimos para el uso y monitoreo de la variable de interés en tiempo real.

Este dispositivo es un prototipo que se puede seguir desarrollando a fondo para lograr una medición exacta de la fuerza dactilar, ya que puede ser utilizado en diversas áreas de investigación como por ejemplo en la tecnología haptica.

REFERENCIAS

- [1] Weissman BN, Sledge CB. Orthopedic Radiology. W.B. Saunders Co. Philadelphia, 1986; 111-167.
- [2] Dr. Álvaro Martín Acosta Padilla. (2015). Diagnóstico y manejo de las lesiones traumáticas e la mano en el adulto. México, D.F.: CONETEC.
- [3] Department of Physical Medicine & Rehabilitation, Universidad Johns Hopkins, Baltimore, Maryland, USA. Disponible en <http://www.hopkinsmedicine.org/Rehab/research/biomech.html> (revisado en octubre de 2008).
- [4] Dr. Alejandro Baeza. (2012). Polímeros Conductores Inteligentes. Facultad de química, Departamento de química analítica: UNAM.