

# **Diseño de un sistema auxiliar para rehabilitación motriz mediante realidad virtual y valoración de la fuerza palmar en deficiencias de motricidad fina**

Patricia Ivette Cornelio Martínez, Blanca Estela González Sánchez,  
Roberto Antonio Montaño Murillo, Rubén Posada Gómez  
y Gerardo Águila Rodríguez

División de Estudios de Posgrado e Investigación del Instituto Tecnológico de Orizaba  
Orizaba, Veracruz, México

paty\_corneli@hotmail.com, blancags67@hotmail.com,  
ingeniero\_montano@hotmail.com, pgruben@yahoo.com,  
gerardo\_aguila03@yahoo.com.mx

**Resumen** En este trabajo se presenta el diseño y desarrollo de un sistema de rehabilitación motriz fina mediante la interacción con ambientes virtuales, cuya finalidad es capturar de una mejor manera la atención de los pacientes, y mejorar la iniciativa parte del usuario en la realización de las sesiones de ejercicios, contribuyendo con esto en mejorar los índices de progreso en la rehabilitación de las personas afectadas con problemas de discapacidad motriz fina, además este equipo cuenta con un sistema de medición de fuerza palmar, diseñado con sensores de tipo resistivo, que detectan la fuerza en cuatro puntos del arco principal de la mano, mostrando y almacenando en una interface gráfica los resultados obtenidos, basándose en esto, se pudo demostrar una mejora en los pacientes sometidos a la rehabilitación con este sistema.

**Palabras clave:** rehabilitación, motricidad fina, fuerza, interface, realidad virtual.

## **1. Introducción**

En la actualidad, la discapacidad es un problema muy fuerte al nivel mundial con el que vive la sociedad, que impide al afectado tener una buena calidad de vida y desarrollarse normalmente [1]. En México existen 5 739 270 personas que padecen algún tipo de discapacidad, lo que representa 5.1% de la población total, de ésta cifra el 58.3% presenta discapacidad de tipo motriz, es decir, limitaciones para mover las extremidades del cuerpo, esto nos indica la importancia de realizar investigaciones que contribuyan a la rehabilitación de este padecimiento, teniendo en cuenta que la discapacidad motriz representa el problema más fuerte en cuanto a discapacidad en México [2]. Este trabajo está enfocado en la discapacidad motriz fina, es decir, la limitación de los movimientos que implican alta precisión en el uso de la mano, como por ejemplo escribir. Una variable importante que intervine en la rehabilitación

motriz fina es la medición de la fuerza, ya que las personas que presentan ésta discapacidad carecen de la fuerza suficiente para realizar actividades cotidianas, y es por eso que se hacen necesarios dispositivos auxiliares que midan esta variable y demuestren una diferencia en el incremento de la fuerza entre sesiones de rehabilitación. En el desarrollo de equipos que apoyan a la rehabilitación de la discapacidad motriz fina, existen varios que utilizan realidad virtual y video juegos para hacer éste proceso más llamativo para los pacientes, éstos dispositivos fortalecen la coordinación visio manual haciendo uso de la neuroplasticidad, a través de ejercicios de posicionamiento y trazos, utilizando estímulos visuales [3, 4, 5] la desventaja de éstos dispositivos es que no miden la fuerza empleada para el movimiento de la mano. En el 2010 un grupo de investigadores desarrolló un dispositivo que mide la fuerza ejercida sobre un escalpelo, ofreciendo precisión de corte de tejido, empleando una fuerza específica y es autónomo [6] éste tipo de equipos son empleados en el área médica para realizar intervenciones quirúrgicas con mayor precisión. También se han desarrollado equipos de medición de fuerza de las extremidades inferiores como por ejemplo dispositivos para el análisis de la marcha que reconocen acciones como correr, saltar y caminar, utilizando sensores de fuerza resistivos, estos equipos tienen aplicación en el área de deportes [7].

Otra aplicación muy utilizada, es en el sector industrial, en el sentido y automatización de procesos, los cuales emplean celdas de carga para detectar la fuerza exacta en un punto ubicado en determinada maquinaria [8, 9]. Hablando de rehabilitación, se han realizado estudios que indican en comportamiento de la mano en diversas situaciones, por ejemplo en el caso de las personas con Osteoartritis [10] o con síndrome de túnel carpiano [11] analizando las diferencias con personas totalmente sanas, esto con la finalidad de proporcionar datos e información para contribuir a las investigaciones de rehabilitación motriz fina.

Por lo anterior en este trabajo se diseñó un sistema de rehabilitación haciendo uso de ambientes virtuales, que conjunta las técnicas de medición de fuerza, pero, enfocado a la rehabilitación motriz fina como equipo auxiliar, analizando información de estudios anteriores [12, 13], para medir la fuerza en cuatro puntos del arco principal de la mano, utilizando cuatro sensores de fuerza de tipo resistivo y desplegando en tiempo real mediciones en kilogramos y en newtons, demostrando el comportamiento y distribución de las fuerzas en este arco principal, mediante una interface visual que permite la utilización y almacenamiento de los datos mediante formatos digitales, con la finalidad de comprobar un incremento en la fuerza de la mano, y así determinar una rehabilitación motriz fina eficiente en personas con este tipo de discapacidad.

El contenido técnico de este trabajo, presenta en primer lugar la caracterización de los sensores de fuerza, el desarrollo de hardware que incluye el sistema físico empleado, y el desarrollo de software que contiene la interface gráfica de visualización para la modalidad evaluación y las actividades de realidad virtual para la modalidad rehabilitación, al hacer uso de estas herramientas para tratar a cinco personas con problemas de motricidad fina, se obtuvo una mejora en los resultados arrojados en la evaluación.

## 2. Desarrollo técnico

En esta sección se describe la metodología utilizada para el diseño del sistema de sensado de fuerza, empezando por la caracterización de los sensores, el desarrollo del hardware y software utilizado para la interface de realidad virtual y de resultados. Este trabajo está dividido en cinco módulos, el primero es el circuito de sensado, el segundo módulo corresponde a la tarjeta de adquisición de datos y comunicación, el tercero se trata de una interface de rehabilitación en el cual se realizan ejercicios para fortalecer los músculos de la mano y el antebrazo haciendo uso de juegos de realidad virtual, el cuarto módulo es el de valoración en el cual se muestra la información detectada por los sensores con respecto a la fuerza empleada para realizar los ejercicios, y por último el módulo de visualización de resultados, en la cual se puede apreciar los resultados obtenidos a lo largo del proceso de rehabilitación almacenados en una base de datos para poder apreciar los resultados de cada paciente de manera individual. En la Fig. 1 se muestra los módulos que componen este trabajo.

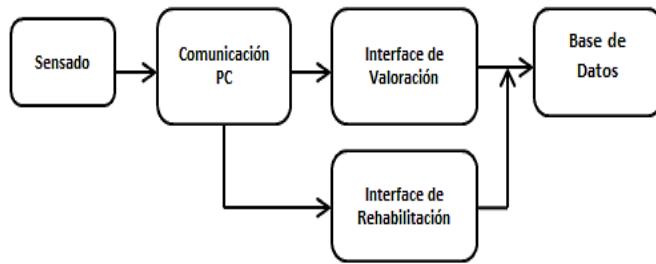


Fig. 1. Diagrama a bloques de los módulos de este trabajo

### 2.1. Caracterización del sensor

Se utilizó un sensor de fuerza de tipo resistivo (FSR 402) de la compañía Interlink Electronics, el cual varía el valor de su resistencia al ejercer una fuerza sobre él, el rango de medición del sensor es de 10g-10kg y la variación resistiva es de  $100\Omega$ - $100k\Omega$  [14]. La primera etapa para poder emplear este sensor, fué la de caracterización, en la cual se compararon pesos conocidos con la resultante grafica del sensor, proporcionada en la hoja de datos del fabricante, la unidad de medida de peso que se utilizó en este proceso fué kilogramos, no obstante se realizaron las equivalencias para poder contar con los datos de fuerza en Newtons. En la Fig. 2 se muestra la imagen del sensor FSR y su gráfica de fuerza-resistencia. Según el comportamiento del sensor, mientras mayor sea la fuerza ejercida sobre él, menor será la resistencia. En la Fig. 3 se muestra el circuito propuesto en este trabajo, que consta de un divisor de tensión entre el sensor FSR y una resistencia fija de  $10k\Omega$ , llamada  $R_m$ , así, al disminuir la resistencia del sensor, el flujo de corriente será mayor y provocará un voltaje incremental en la resistencia  $R_m$ , dando como resultado la

ecuación (1). La tarjeta utilizada para la adquisición de los datos es la tarjeta “Arduino Uno R3”, la cual posee 6 canales conectados a un conversor analógico digital de 10 bits. Esto significa que convertirá voltajes entre 0 y 5 volts a un número entero entre 0 y 1023. Esto proporciona una resolución en la lectura de: 5 volts / 1024 unidades, es decir, 0.0049 volts (4.9 mV) por unidad.

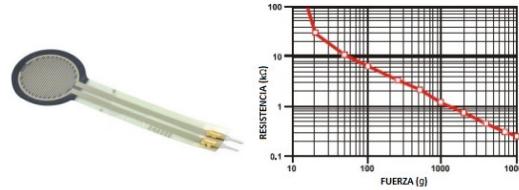


Fig. 2. Sensor FSR y su comportamiento.

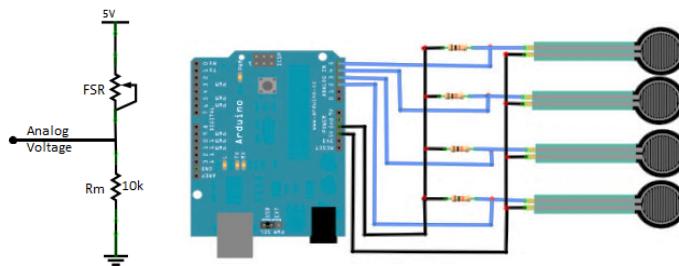


Fig. 3. Diagrama de polarización del FSR y la configuración con los cuatro sensores empleando la tarjeta arduino uno.

$$V_o = V_{cc} \left( \frac{R_m}{R_m + FSR} \right) \quad (1)$$

Para la medición de la fuerza se utilizaron los cuatro sensores resistivos para poder determinar la fuerza del agarre de pinza (arco principal de la mano) de pacientes con problemas de motricidad fina, por ende, se utilizaron cuatro configuraciones similares, una para cada sensor y las salidas de cada divisor de voltaje fueron leídas por los puertos analógicos de la tarjeta de adquisición de datos. Dicho esto, los datos leídos por los puertos analógicos (A0, A1, A2, A3), son registrados y enviados hacia la interface de realidad virtual diseñada en XVR al mismo tiempo que a la interface de visualización, diseñada en visual C#, donde se interpretan estos valores y calculan las conversiones a unidades de fuerza, resistencia y voltaje, representando también en esta interface de manera gráfica, la variación en la fuerza aplicado a cada sensor, mediante cambios cromáticos en zonas preestablecidas, y desplegando las medidas resultantes de las conversiones realizadas.

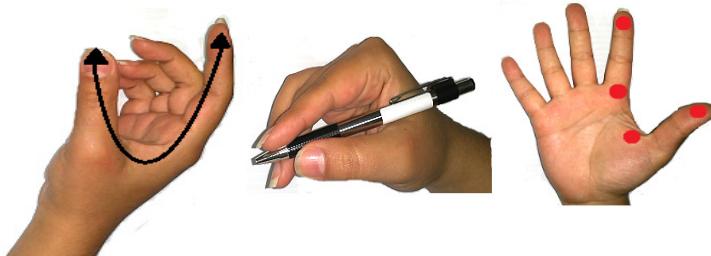
**Tabla 1.** Tabla de equivalencia de fuerzas y resistencias

Fuerza (Kg)	Fuerza (N)	FSR ( $\Omega$ )	Voltaje R (V)	Valor ADC
0	0	inf	0	1024
2	19.61	925	4.54	80
4	39.22	759	4.63	60
6	58.83	583	4.72	40
8	78.45	416	4.8	20
10	98.06	250	4.9	5

En la tabla 1, se muestran las presiones expresadas tanto en kilogramos, como su equivalente en newtons, así como la resistencia del sensor FSR, la corriente y el voltaje de salida del divisor de tensión, los datos se obtuvieron mediante los cálculos realizados en la interface gráfica, por medio de las ecuaciones de conversión en la etapa de procesamiento de las señales de entrada.

## 2.2. Desarrollo de hardware

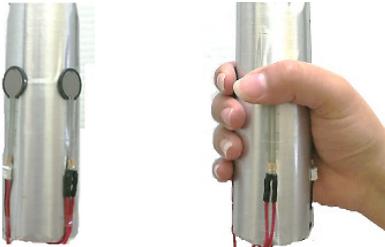
La fuerza de agarre es la fuerza aplicada con la mano para apretar o sujetar objetos, la mano tiene una amplia anatomía en cuanto a formas y presiones, este trabajo se enfocó al agarre de pinza del arco principal, que va desde el dedo pulgar hasta el dedo índice, esto se debe a que éste arco, es el más utilizado para realizar movimientos en los que interviene la motricidad fina. Algunos ejemplos de motricidad fina son: sostener un lápiz y escribir. En la Fig. 4 se muestra la imagen del arco principal de la mano y su funcionalidad, así como los puntos a sensar.



**Fig. 4.** Arco principal de la mano, agarre de pinza en un ejercicio de motricidad fina y los cuatro puntos a sensar.

Tomando como base la anatomía mostrada en la Fig 4, se realizaron mediciones colocando cuatro sensores distribuidos en un cuerpo cilíndrico de 2.5cm de diámetro y 15cm de altura. Los sensores están dispuestos en la superficie del cilindro a 2cm de la parte superior, posicionados para sensar la presión ejercida por el dedo pulgar, índice y dos puntos intermedios. Con el arreglo anterior se realizaron ejercicios de tipo palmar cilíndrico, los cuales consistieron en ejercer presión con la mano sobre el

cilindro en repetidas ocasiones durante lapsos cortos de tiempo con la intención de generar y capturar señales asociadas con la fuerza del arco principal (Fig. 5).



**Fig. 5.** Cilindro de medición de agarre palmar cilíndrico.

### **2.3. Desarrollo de software**

Este proyecto cuenta con dos modos principales de uso, el primero es como evaluador del índice de rehabilitación de un paciente en función de la valoración de la fuerza palmar cilíndrica, el segundo modo es una serie de ejercicios mediante sesiones en ambientes virtuales que llaman la atención del paciente y favorecen la iniciativa en la realización de actividades que integran la rehabilitación. Hay que tener en mente que este es un sistema auxiliar al proceso de la rehabilitación motriz, y una herramienta de valoración de la fuerza palmar, ya que es muy común que los pacientes con problemas de motricidad fina, cuenten con problemas de tonicidad en los músculos cortos del brazo, o problemas en la coordinación viso-manual, que repercutan en la fuerza y destreza de la mano, y es por esto que este sistema conjunta herramientas de sensado de fuerza palmar, con ejercicios activos y desarrollo de actividades en ambientes virtuales para complementar un sistema que auxilie pacientes con estos problemas.

### **2.4. Modo de evaluación**

Para el primer modo, se necesitaron procesar las señales provenientes de los sensores de fuerza y se diseñó un software mediante “Microsoft Visual Studio C# 2010”, y consta de 4 ventanas (comunicación, datos del paciente, procesamiento, despliegue y graficación de datos), la comunicación de sistema se basa en el protocolo serial, mediante puertos “COM” (USB) configurables desde la primera pantalla de la interface (Fig. 6 izquierda), en esta pantalla también se configura la velocidad de comunicación a la que se desea trabajar con la tarjeta utilizada para la adquisición de datos, una vez establecidos los parámetros de configuración de la comunicación, se continua a la segunda pantalla (Fig. 6 derecha) donde se introduce el nombre del paciente y otros datos personales para poder llevar un registro de las evaluaciones posteriores a las sesiones de rehabilitación, y con esto medir la eficiencia de la rehabilitación en un paciente en particular o en cada paciente que se someta a tratamiento con este equipo.



Fig. 6. Ventana de comunicación y ventana de datos iniciales.

Ahora se procede a la captura de los datos para su procesamiento, mediante la tercera pantalla de la interfaz (Fig. 7 izquierda), donde se muestran las fuerzas aplicadas a los sensores tanto en Kilogramos como en Newtons, así como el promedio de estas fuerzas mostradas en ambas unidades a lo largo de la duración del test (tiempo establecido por el terapeuta), convirtiendo estas fuerzas en variaciones de intensidad de color, es decir, mientras más fuerza se detecte, más intensó se aprecia el color, para mostrar de una manera más amigable las diferencias entre las presiones ejercidas a cada sensor FSR, tanto para el paciente como para el terapeuta, en la tercera pantalla de la interfaz (Fig. 7 derecha) se muestra el desplegado final de la información capturada en la pantalla anterior, así como el porcentaje comparativo de la fuerza en cada uno de los puntos en el arco principal de la mano, junto con la gráfica de los datos de la sesión, también en esta pantalla se puede navegar en la base de datos del sistema, accediendo a los datos de los usuarios registrados en el equipo.

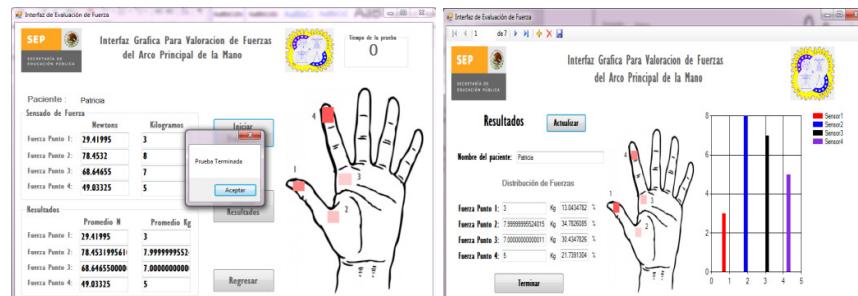


Fig. 7. Ventana de sensado.

El trabajo que desarrolla la interfaz gráfica, inicia por la adquisición de los datos enviados por la tarjeta de adquisición, y convirtiendo los datos recibidos de 0 a 1024 en su valor correspondiente de voltaje según la tabla 1, y su equivalencia en kilogramos establecida por la comparación de los pesos conocidos registrados en la misma tabla y realizando la conversión a newton mediante las equivalencias de las ecuaciones 2, 3. Donde N son newtons, kgm son kilogramos masa y Kgf son

kilogramos fuerza, resultantes de multiplicar kilogramos masa por a la gravedad como se muestra en la fórmula 2, teniendo como producto  $\text{Kg m/s}^2$ , siendo ésta unidad, la equivalente del newton.

$$1\text{Kgf} = (1 \text{kgm})(9.81 \text{ m/s}^2) \quad (2)$$

$$1\text{Kgf} = 9.81 \text{ N} \quad (3)$$

También se realiza un cálculo para determinar el porcentaje de presión detectado por cada sensor, siendo el sensor 1 correspondiente al dedo pulgar, el sensor 4 el correspondiente al dedo índice y los sensores 2 y 3 a los puntos intermedios, dicha información se presenta en la ventana de resultados, para poder establecer el porcentaje de la fuerza que corresponde a cada punto del arco principal, evaluado por este equipo.

## 2.5. Modo rehabilitación

El segundo modo de uso es el de rehabilitación, y es donde se desarrollan las dinámicas de la sesión de rehabilitación, mediante herramientas de desarrollo de ambientes virtuales que contribuyen a la mejora continua del paciente, este modo cuenta con dos ambientes para interactuar, el primero es la dinámica de inflar globos mediante la presión ejercida sobre el cilindro de medición, en función de la cantidad de fuerza ejercida sobre el cilindro y del número de repeticiones, teniendo como objetivo el reventar los globos, variando la resistencia del globo dependiendo del color del mismo, y seleccionando esto dependiendo del tipo de lesión, la valoración médica previa, y la evolución del paciente en los registros del equipo. En la Fig. 8 se muestra el diseño preliminar de la mano y el cilindro de medición.

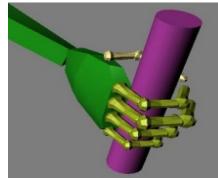


Fig. 8. Estructura de la mano virtual.

El primer ambiente virtual diseñado y asignado como la primera actividad es el inflar globos mediante una perilla como se muestra en la Fig. 9, dependiendo de la presión que se ejerza sobre el cilindro de medición se determinara la velocidad con la que se infla el globo y cada vez que se presione la perilla, el promedio de la fuerza ejercida se suma al promedio de fuerza anterior, de tal manera que cada vez que se presione el cilindro, el promedio de la fuerza registrada será acumulativo hasta cumplir la meta, teniendo como objetivo reventar el globo antes que lo haga un segundo globo controlado por el sistema, dependiendo del nivel en el que se encuentre el paciente se selecciona el color del globo, cada color necesita una sumatoria de fuerza específica, así el primer globo (amarillo) necesita una sumatoria

de fuerza de 25kgm, el segundo globo (verde) requiere una sumatoria de fuerza de 35kgm, el tercer globo (rojo) la sumatoria de fuerza necesaria es de 50kgm y finalmente el cuarto y último globo (azul) requiere de una sumatoria de 70kgm para ser detonado.

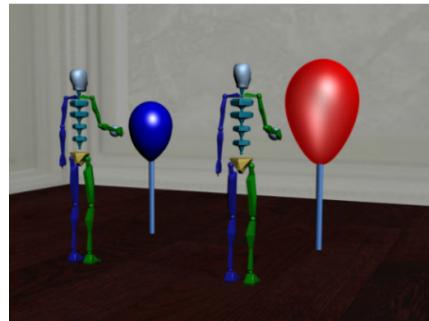


Fig. 9. Sesión de ejercicios con realidad virtual, actividad 1.

El segundo ambiente virtual con el que se desarrollara la siguiente actividad enfocada a la rehabilitación motriz, es el recorrido de un auto a lo largo de una galería de arte, en la que el desplazamiento así como la velocidad del mismo están regidos por la presión del cilindro de medición. En la Fig. 9 (izquierda) se muestra el escenario del pasillo de la galería, por la que se realiza el recorrido, cabe mencionar que al final de los ejercicios, los datos de las mediciones de fuerza son almacenados en la base datos del equipo, para su análisis posterior por un especialista. En la Fig. 9 (derecha) se muestra una de las sesiones realizadas con el sistema en el recorrido del pasillo.

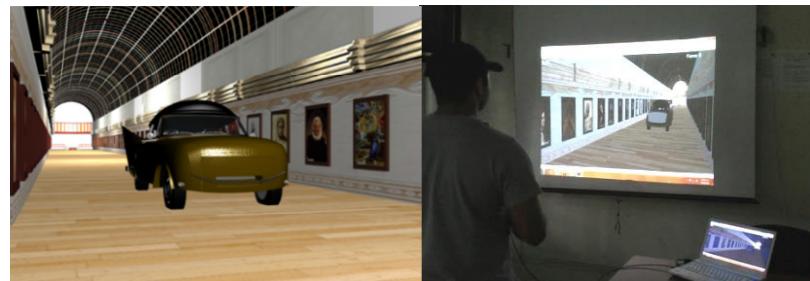
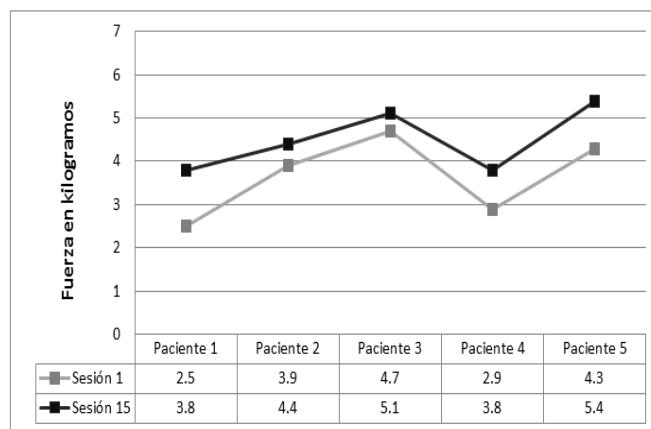


Fig. 10. Actividad 2, paseo en el museo.

### 3. Resultados

Se obtuvo como resultado un sistema funcional para la medición de la fuerza aplicada a 4 puntos del arco principal de la mano, este equipo, funciona como auxiliar en el proceso de rehabilitación motriz, mediante actividades de realidad virtual y medición de la máxima cantidad de fuerza que un paciente pueda ejercer sobre el

cilindro de sensado, obteniendo un promedio de la fuerza palmar del paciente en el momento del test y comparándola con promedios obtenidos en sesiones anteriores, con esta información, este sistema se utilizó como medio de evaluación, de la variación de fuerza en los pacientes sometidos a terapias de rehabilitación. Con la información obtenida por el sistema y almacenada en la base de datos, es posible cuantificar el índice de incremento en la fuerza máxima de los pacientes sujetos a rehabilitación palmar, y comparar los incrementos obtenidos por diferentes grupos de ejercicios utilizados en sesiones de rehabilitación, haciendo posible, la asignación de ejercicios que presenten mejores resultados para cada paciente. En cuanto a las sesiones de rehabilitación se obtuvieron los siguientes datos (Fig. 10).



**Fig. 11.** Graficación de los resultados obtenidos de la primera y última sesión de rehabilitación.

#### 4. Conclusiones

Los resultados obtenidos con el equipo demuestran la eficiencia de las herramientas de realidad virtual integradas al sistema de valoración de la fuerza en pacientes con discapacidad motriz fina, reflejando un incremento en la fuerza de los pacientes que utilizaron el equipo, permitiendo con los datos obtenidos, un más certero diagnóstico por parte de los especialistas para cada paciente y permitiendo enfocarse en terapias que presenten mejores resultados.

#### Referencias

1. Organización Mundial de la Salud; Informe mundial sobre la discapacidad, 2011.
2. INEGI; Estadísticas a propósito del día del niño; Fondo de Naciones Unidas para la Infancia (UNICEF), 2010.

3. Marlene, Sandlund; Kei, Hoshi; Eva, Lindh, Waterworth; Charlotte, Haeger-Ross: A conceptual framework for design of interactive computer play in rehabilitation of children with sensorimotor disorders. *Physical Therapy Reviews* Vol. 14. 2009
4. Mumford, N; Duckworth, J; Thomas, PR.: Shum D, Williams G; Wilson PH.: Upper limb virtual rehabilitation for traumatic brain injury: Initial evaluation of the elements system. *Brain Injury*, 780-791, 2010.
5. Jurgen, Broeren; Katharina, S.; Sunnerhagen, Rydmark; Martin, Mednet: Instituto de Biomedicina de la Universidad " Ir Göteborg: Haptic virtual rehabilitation in stroke: transferring research into clinical practice, *Physical Therapy Reviews*, Vol 14, 2009.
6. Edilberto, Mejía; Jorge, Mejía; Jaime, Delgado; Oscar, Avilés; Dario, Amaya.: Dispositivo transductor para la medición de fuerza y velocidad en una tarea de corte con escalpelo. *Revista EIA*, ISSN,794-1237 p. 147-160, 2010.
7. Darwin, Gouwanda; S. M. N. Arosha Senanayake; M. M. Danushka Ranjana; Marasinghe, Mervin Chandrapal; Jeya Mithra; Kumar, Tung; Mun Hon; Yulius.: Real Time Multi-Sensory Force Sensing Mat for Sports Biomechanics and Human Gait Analysis. *Proceedings of World Academy of Science, Engineering and Technology* vol 29 p.149-154, 2008.
8. Gustavo M. Floresa; Rogelio L. Heckera; Esteban Dalhaya; Julián Guzmán.: Diseño preliminar de una celda de carga para maquinado". *Mecánica Computacional*,Vol 25, p. 1347-1355, 2006.
9. L. A. Valdivia Pérez; F. Robles Proenza; R. Santana Milan.: Troquel sensorizado para el estudio de las principales fuerzas que intervienen en el proceso de embutición. *Ingeniería Mecánica*, 37 – 44, 2006.
10. Paula Martins Nunes; Diana Guimarães de Oliveira; Alexander S. Aruin; Marcio José dos Santos.: Relationship between hand function and grip force control in women with hand osteoarthritis *JRRD*, Vol 49, 2012.
11. Wei Zhang; Jamie A. Johnston; Mark A. Ross; Anthony A. Smit; Brandon J. Coakley; Elizabeth A. Gleason; Amylou C. Dueck; Marco Santello.: Effects of Carpal Tunnel Syndrome on Adaptation of Multi-Digit Forces to Object Weight for Whole-Hand Manipulation, *PLoS*, Vol 6, 2011.
12. Pamela Escalona; Jeannette Naranjo; Verónica Lagos; Fresia Solís F.: Parámetros de Normalidad en Fuerzas de Prensión de Mano en Sujetos de AmbosSexos de 7 a 17 Años de Edad, *Rev Chil Pediatr*, 435-443, 2009.
13. Gerwin Smit; Raoul M. Bongers; Corry K. Van der Sluis; Dick H. Plettenburg.: Efficiency of voluntary opening hand and hook prosthetic devices: 24 years of development? *JRRD* Vol 49, p 523-53, 2012.
14. Interlink Electronics - Sensor Technologies, Force Sensor Resistive (FSR 402) data sheet.

