

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ingeniería



**Diseño de dinamómetro con enfoque al monitoreo de fuerza de agarre de mano, en la "Clínica Niño Sano" de niños quemados**

Trabajo de graduación presentado por Luis Carlos Ralon Gordillo para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

2019







UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ingeniería



**Diseño de dinamómetro con enfoque al monitoreo de fuerza de agarre de mano, en la "Clínica Niño Sano" de niños quemados**

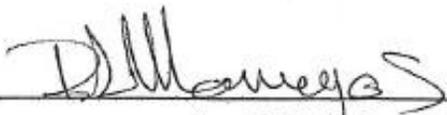
Trabajo de graduación presentado por Luis Carlos Ralon Gordillo para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

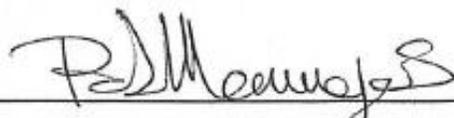
2019

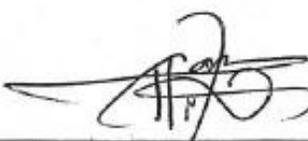


Vo.Bo.:

(f)   
Ing. Pablo Mazariegos

Tribunal Examinador:

(f)   
Ing. Pablo Mazariegos

(f)   
MSc. Carlos Esquit

(f)   
Ing. Kurt Kellner

Fecha de aprobación: Guatemala, 17 de Junio de 2019.



Este trabajo de graduación surgió de la idea de ayudar a la clínica niño sano a tener una herramienta para poder evaluar de mejor forma la recuperación en la fuerza de agarre de niños que sufren de quemaduras en la mano. Para esto se investigaron los métodos actuales que posee la clínica para determinar la recuperación de los niños, también qué clase de dispositivos existen actualmente para realizar esta función en el mercado. Sin embargo, se verificó que los dispositivos en el mercado son costosos y no poseen un enfoque pediátrico.

El estudio consistió en tomar lectura de la fuerza máxima de agarre que puede generar la mano de estos niños con quemaduras, esto para poder tener una idea clara de la fuerza que pueden generar previamente al iniciar una terapia y posteriormente de esta, para observar el progreso que lleva en su recuperación.



<b>Prefacio</b>	<b>V</b>
<b>Lista de figuras</b>	<b>IX</b>
<b>Lista de cuadros</b>	<b>XI</b>
<b>Resumen</b>	<b>XIII</b>
<b>Abstract</b>	<b>XV</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Antecedentes</b>	<b>3</b>
<b>3. Justificación</b>	<b>5</b>
<b>4. Objetivos</b>	<b>7</b>
4.1. Objetivo general . . . . .	7
4.2. Objetivos específicos . . . . .	7
<b>5. Marco teórico</b>	<b>9</b>
5.1. Quemaduras en la mano . . . . .	9
5.2. Parámetros de fuerza de una mano . . . . .	9
5.3. Sensores de fuerza . . . . .	11
5.4. Manufactura . . . . .	12
5.4.1. Impresión 3D . . . . .	12
5.5. Resortes . . . . .	13
5.6. Microcontroladores . . . . .	14
<b>6. Metodología</b>	<b>15</b>
6.1. Métodos actuales para el monitoreo y la recuperación de fuerza de la mano en “Clínica Niño Sano” . . . . .	15
6.2. Diseño . . . . .	15
6.3. Diseño preliminar . . . . .	16

6.4. Selección de sensor FSR . . . . .	18
6.5. Selección del resorte . . . . .	19
6.6. Diseño de aplicación de fuerza sobre sensor . . . . .	21
6.7. Microcontrolador e interfaz gráfica . . . . .	22
6.7.1. Selección de microcontrolador . . . . .	22
6.7.2. Intefaz gráfica . . . . .	24
<b>7. Discusión</b>	<b>27</b>
<b>8. Conclusiones</b>	<b>33</b>
<b>9. Recomendaciones</b>	<b>35</b>
<b>10. Bibliografía</b>	<b>37</b>

---

## Lista de figuras

---

1.	Dinamómetro para mano. . . . .	3
2.	Sujeción de fuerza . . . . .	10
3.	Sujeción de precisión . . . . .	10
4.	Sensor FRS . . . . .	11
5.	Materiales y procesos para impresión 3D. [6] . . . . .	12
6.	Resorte helicoidal de compresión.[7] . . . . .	13
7.	Resorte helicoidal de tensión.[9] . . . . .	14
8.	Férula “Clínica Niño Sano” . . . . .	16
9.	Prototipo preliminar. . . . .	17
10.	Prototipo preliminar aplicando una fuerza. . . . .	17
11.	Salida de sensor FSR con diferentes valores de resistencia.[3] . . . . .	18
12.	Primera prueba de sensor con masas conocidas. . . . .	18
13.	Segunda prueba de sensor con masas conocidas. . . . .	19
14.	Acople sensor resorte . . . . .	21
15.	Carcasa de sensor . . . . .	21
16.	Tapa de sensor . . . . .	22
17.	PCB del circuito con medidas en mm. . . . .	23
18.	Imagen CAD de la placa. . . . .	23
19.	Diagrama de flujo de programación de PIC. . . . .	24
20.	Interfaz gráfica deseada. . . . .	24
21.	Interfaz gráfica final. . . . .	25
22.	Gráfica de fuerza y tiempo generar por el programa. . . . .	25
23.	Actuador de mecanismo, cuerpo de cuatro barras. . . . .	28
24.	Quemadura por tocar cables de alta tensión, Clínica Niño Sano". . . . .	28
25.	Prueba de mecanismo. . . . .	29
26.	Piezas del cuerpo de prototipo . . . . .	30
27.	Prototipo final . . . . .	31



---

## Lista de cuadros

---

1.	Fuerza en mano . . . . .	11
2.	Propiedades mecanicas . . . . .	13
3.	Datos para cálculos de resortes . . . . .	20
4.	Cálculos de resortes . . . . .	20
5.	Comparacion de microcontroladores. . . . .	22
6.	Porcentaje de error de sensor FSR . . . . .	29



El objetivo principal de este trabajo es desarrollar un dispositivo para el monitoreo de la recuperación de la fuerza motriz de niños con quemaduras de tercer grado en la mano. Esto se hizo investigando: los métodos existen actualmente en la “Clínica Niño Sano” y la fuerza de agarre normal que tiene un niño en su mano sin ningún tipo de quemadura. Según los requerimientos necesarios investigados para el funcionamiento del dispositivo se realizó un diseño mecánico capaz de realizar la fuerza contraria a la que ejerce el paciente. Igualmente se creó una parte electrónica que incluye un sensor de fuerza FSR 400 y un microcontrolador PIC 16F88 para la recolección de datos y la comunicación con la computadora. La comunicación con la computadora ayudó a la interpretación de los datos obtenidos por medio de una interfaz gráfica. El diseño del dispositivo cumple con los requerimientos establecidos ya que es capaz de ejercitar al paciente, medir la fuerza de agarre que genera en cada movimiento y es intercambiable entre férulas.



The main objective of this thesis was to develop a device able to monitor the motor force recovery of kids with third degree burns on their hands. This was achieved by investigating: the existing methods used in “Clínica Niño Sano” and the normal motor force of a kid without any kind of burn. The main requirements needed to make the device were studied and they were used to design a mechanical part able to make the opposite force of the one applied by the patient. Also, an electronic part was created taking the same considerations, this part involved a FSR 400 force sensor and a PIC 16F88 microcontroler for the data acquisition and the communication with the computer. The commuication with the computer helped to interpret the data sent by the microcontroler using a graphic interface. The design of the device meets the established requirements since the patient can exercise, the force used in each movement is monitored and the splint is interchangeable.



Este trabajo de tesis tiene como principal objetivo desarrollar un sistema para el monitoreo de la recuperación de fuerza motriz de niños con quemaduras de tercer grado en la mano, utilizando sensores de fuerza. Esto se debe a que actualmente en las clínicas de quemaduras no tienen un método cuantitativo para medir la fuerza de agarre generada por los niños con heridas por quemadura.

Se muestra la documentación del diseño e implementación de un dispositivo que mide la fuerza de agarre generada y que también puede ser utilizada para realizar los ejercicios de una férula dinámica si se desea. Para ello se llevó a cabo la implementación de un circuito, la programación para el microcontrolador PIC16F88 y los cálculos de un resorte para generar la resistencia contra el movimiento del paciente y la selección de un sensor de fuerza y su calibración para la obtención de mediciones de fuerza. Al contar con esta información se procedió al diseño de un mecanismo, una placa PCB y el cuerpo del dispositivo. Se hicieron pruebas del mecanismo y se obtuvo el porcentaje de error del sensor para determinar que su funcionamiento era el adecuado.

El mecanismo final genera suficiente resistencia para que el paciente se ejercite sus tendones al momento de realizar el movimiento y siendo suave para que los niños que no poseen fuerza en sus manos lo puedan mover, se cumple con los requerimientos establecidos para el diseño del dispositivo siendo capaz de ejercitar al paciente, medir la fuerza de agarre que genera y es intercambiable entre férulas, como se puede observar en la Figura 27.



El trabajo que se utilizó como referencia de fuerza de agarre de una mano sana fue: Parámetros de Normalidad en Fuerzas de Prensión de Mano en Sujetos de Ambos Sexos de 7 a 17 Años de Edad. Este es un artículo científico que realiza un estudio entre niños de diferentes edades para obtener parámetros de las fuerzas que generan. Este procedimiento lo realizan con niños de escuelas de Chile entre edades de 7 a 17 años y les interesaba obtener los datos de tres tipos de agarres prensión palmar cilíndrica, prensión palmar esférica y prensión de pinza.[1]

Actualmente hay tres herramientas para medir la fuerza que puede generar una mano, entre estos están el dinamómetro para mano el cual se asemeja al dispositivo que se desea diseñar, ya que son instrumentos muy utilizados como medidores. Estos se utilizan comúnmente para evaluar pacientes con desórdenes del extremo superior, antes y después de los procedimientos terapéuticos, al momento que se realizan de forma correcta estas pruebas pueden proporcionar información objetiva que contribuye para el análisis de la función de la mano.



Figura 1: Dinamómetro para mano.



En Guatemala se reportan de 50 mil a 70 mil casos de quemaduras anuales. Gran parte de las víctimas son de escasos recursos con edades de 0 a 14 años. Las principales causas de quemaduras, según cifras de la “Fundación de niños quemados de Guatemala”, son: derrame de líquidos calientes, fuego, electricidad de alto voltaje y fuegos artificiales. La mayoría de personas al momento de presentarse con quemaduras de tercer grado en las manos por cualquiera de las razones previamente mencionadas, presentan una contractura en la flexión de los dedos y cicatrización en los tejidos. Como resultado de dichos padecimientos se reduce de manera significativa el rango de movimiento, así como la fuerza de los tendones de la mano. Por este motivo es necesario que las personas realicen terapia para recuperar la fuerza en la mano.

En las clínicas existe una variedad de terapias para tratar este tipo de heridas, sin embargo, no existe una forma cuantitativa de monitorear la recuperación de los niños, ni determinar que terapia es la más efectiva. Por este motivo se desea desarrollar un dispositivo capaz de medir la fuerza de agarre que van generando los pacientes en sus manos luego de ciertas terapias. El desarrollo del dispositivo es necesario para pasar de una forma cualitativa a una cuantitativa la medición de la recuperación, y tener un valor exacto de la fuerza que pueden generar los niños al avanzar la terapia a la que son sometidos. Al tener un valor cuantitativo de la fuerza que va desarrollando el paciente, se puede determinar qué clase de terapia es más efectiva para este, ayudando así a agilizar el tiempo de recuperación.



### 4.1. Objetivo general

Desarrollar un dispositivo para monitorear la recuperación de fuerza motriz de niños con quemaduras de tercer grado en la mano utilizando sensores de fuerza y calcular la velocidad en la que se genera la fuerza de agarre máxima.

### 4.2. Objetivos específicos

- Investigar técnicas actuales de recuperación de fuerza de agarre de la mano en la “Clínica Niño Sano”, para crear un diseño acorde a sus necesidades.
- Implementar un microcontrolador y sensores para la obtención de datos de fuerza y velocidad para el monitoreo de la recuperación de fuerza de agarre de la mano.
- Diseñar un mecanismo de dinamómetro para la obtención de la fuerza de agarre generada por el paciente.
- Crear interfaz gráfica y comunicación entre el dispositivo y la computadora para el manejo de datos y mejor visualización para el usuario.



### 5.1. Quemaduras en la mano

Cuando la piel tiene contacto con un objeto caliente, se puede dañar. Qué tanto se puede dañar depende de la intensidad de calor y el tiempo de contacto tanto con algo caliente o químicos. Existen cuatros tipos de clasificación de quemaduras, las cuales ayudan a tener idea de qué tipo de tratamiento se les debe dar. [2]

1. Primer grado: Estas son quemaduras superficiales que no dejan ampollas o algún tipo de herida.
2. Segundo grado: Se daña parte de la piel y ampollas son presentes en este tipo.
3. Tercer grado: Se daña totalmente las capas de la piel. Se tiene un daño mucho mayor, hasta alcanzar a los tendones o las juntas de los huesos.

Cuando son quemaduras de tercer o cuarto grado se debe realizar una operación para remover la piel dañada. La mayoría de las personas que sufren de estas quemaduras desarrollan contracturas en los músculos. Cuando se presentan este tipo de heridas el paciente necesitará terapia y rehabilitación para volver a tener movimiento en su mano y generar fuerza. [2]

### 5.2. Parámetros de fuerza de una mano

Para realizar un dinamómetro con enfoque a la recuperación de niños. Se debe entender, en primera instancia, la fuerza muscular que pueden ir generando en diferentes edades. Esta es la capacidad que posee un músculo o grupo de músculos de ejercer una tensión contra una carga durante la contracción muscular. Dentro de estas existen dos tipos de fuerzas diferentes que se producen en la mano; sujeción de fuerza y sujeción de precisión. Todos

estos tipos de agarres tienen como función principal la presión. [1]

En la sujeción de fuerza existen tres presiones cilíndrica, esférica, gancho. Estas utilizan la musculatura extrínseca en proporción a la fuerza que se desea. Sujeción de precisión posee un enfoque a el control de objetos pequeños y se utilizan los dedos radiales para crear una pinza sin que toque la palma. [1]

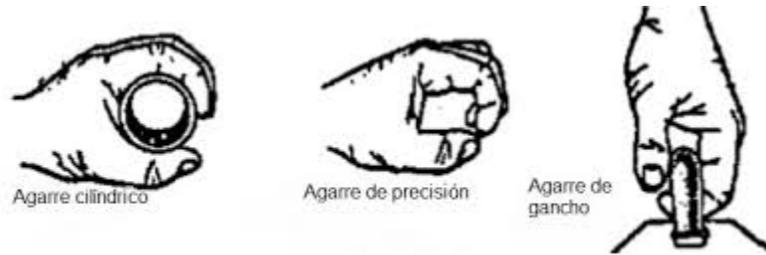


Figura 2: Sujeción de fuerza

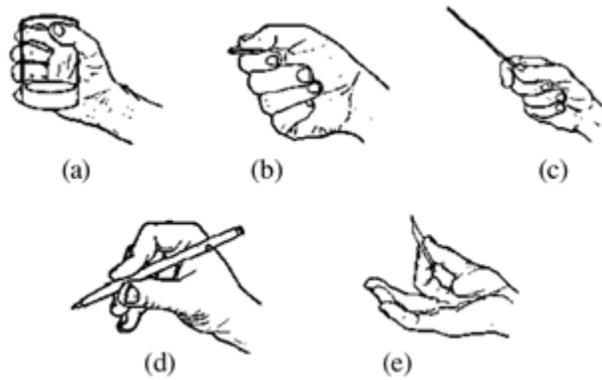


Figura 3: Sujeción de precisión

Un estudio publicado en la revista chilena de pediatría muestra los parámetros en fuerzas de presión en las manos de niños de 7 a 17 años. Estos datos incluyen tanto hombres como mujeres al igual que las dos manos. [1]

Edades	Fuerza mujeres	Fuerza hombres	Promedio
7	10.38	11.25	10.81
8	11.45	12.75	12.1
9	13.73	13.91	13.82
10	16.8	16.45	16.62
11	18.72	18.74	18.73
12	20.94	22.08	21.51
13	23.03	25.74	24.385
14	24.44	32.78	28.61
15	25.99	36.30	31.14
16	25.65	36.81	31.23
17	23.45	39.38	31.41

Cuadro 1: Fuerza de agarre generada por niños de 7 a 17 años de edad.[1]

### 5.3. Sensores de fuerza

Según la RAE(2019) un sensor es un “Dispositivo que detecta una determinada acción externa, temperatura, presión, ect, y la transmite adecuadamente” por lo general se transmiten en forma de electricidad ya sea voltaje o corriente. El enfoque que se tendrá serán los sensores de fuerza o también conocidos como células de carga, se utilizan para comprobar la fuerza que es ejercida sobre ellos. Estos transforman la magnitud mecánica en eléctrica. Existen diferentes tipos de sensores de fuerza, tracción, compresión, flexión, cortadura, etc. [3]

Entre estos existen los FSR o Sensor de fuerza resistivo, es un dispositivo que muestra cambios en su resistividad cuando se le aplica fuerza en la superficie activa. Su sensibilidad se encuentra optimizada para el toque humano. Está compuesto por una capa delgada de polímero PTF separado por dos capas y al hacer contacto con el semiconductor su resistencia disminuye aumentando el voltaje.[3]



Figura 4: Sensor FRS

## 5.4. Manufactura

En la actualidad existen muchas formas de conseguir materiales trabajados en diferentes formas, como la inyección y soplado de plásticos, la impresión 3D y corte laser. El enfoque principal que se tendrá sera la impresión 3D

### 5.4.1. Impresión 3D

Manufactura por adición (impresión 3D) es un método para la creación de objetos físicos. En el cual se va colocando capas de material en base a un modelo digital. Una de las ventajas que posee este proceso es la velocidad a la que se puede generar un objeto a comparación de una de un método tradicional de manufactura. Diseños muy complejos pueden ser impresos en un par de horas. [4]

Las restricciones que se tenían con los métodos tradicionales de manufactura por lo general ya no son de mayor importancia con la manufactura aditiva. Ya que los componentes están hechos de una capa de material sobre otra, por lo que no es necesario crear un acceso para la herramienta de corte o tener cuidado con ciertos tipos de ángulos.[4]

Existe una gran cantidad de materiales que pueden ser utilizados al momento de realizar una impresión 3D, por lo general son encontrados en forma de un filamento, polvo o en forma de resina (dependiendo del proceso de impresión que se usa). Polímeros y metales son de los grupos principales utilizados en la impresión 3D. [5]

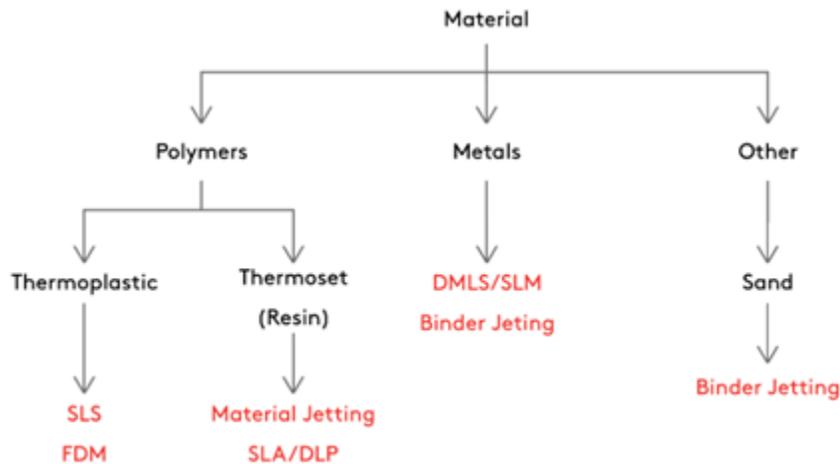


Figura 5: Materiales y procesos para impresión 3D. [6]

Los materiales que se usan generalmente son los termoplásticos ya que tienen buenas propiedades mecánicas para prototipos funcionales. También se pueden mejorar estas propiedades agregando carbón, vidrio u otros aditivos. En los termoplásticos hay dos materiales que se usan con mayor frecuencia el PLA y ABS. Ambos materiales son derretidos y extruidos para hacer capaz que crean el objeto final. [5]

ABS(Acrilonitrilo butadieno estireno): Es un plástico conocido en el proceso de inyección de molde en la industria. Este es mejor para aplicaciones donde fuerza, ductilidad, estabilidad térmica y maquinabilidad son requeridas.[6]

PLA(Poliácido láctico): Es un plástico biodegradable, bajo las condiciones correctas, es utilizado en una gran cantidad de aplicación tanto en el ambiente médico como en el industrial. Este es ideal cuando la estética es importante. Y también en partes donde se necesite un acabado fino.[6]

Propiedades	ABS	PLA
Tension de rotura	27MPa	37 MPa
Elongación	3.5 – 50	6
Modulo flexural	2.1 – 7.6GPa	4 GPa
Densidad	1 – 1.4g/cm <sup>3</sup>	1.3g/cm <sup>3</sup>
Temperatura de moldeo	200C	173C

Cuadro 2: Comparación entre propiedades mecanicas del PLA y ABS.[6]

## 5.5. Resortes

Hay momentos en los que la flexibilidad es necesaria en algún tipo de mecanismo, para esto se utilizan los resortes. Es cuerpo elástico capaz de almacenar energía y libera energía sin sufrir una deformación permanente cuando se encuentran a fuerzas de tensión o compresión. Por lo general se pueden clasificar como resortes de alambre, planos con formas especiales. Los resortes helicoidales son hechos para resistir cargas de tensión, de compresión y de torsión.[7] [8]

Un resorte de compresión puede lograr muchos tipos de aplicaciones como empujar o torcer. Estos tipos de resortes generan resistencia a fuerzas lineales, son de los dispositivos mas eficientes de almacenamiento de energía. Poseen tipos de extremos diferentes abiertos y cerrados, donde cerrados el espacio entre las espirales es reducido en los finales al punto donde el alambre final esta en contacto con la próxima. Esto para que el resorte pueda pararse verticalmente. Y los extremos abiertos que no existe reducción en los extremos finales.[7]

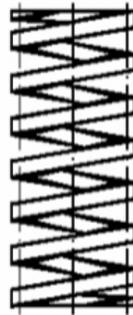


Figura 6: Resorte helicoidal de compresión.[7]

Un resorte de extensión es lo único que difieren con los resortes de compresión es la manera en la que trabajan, ya que estos trabajan a tensión y requieren diferentes métodos para transferir la carga del soporte al cuerpo del resorte. Por lo general se ponen argollas en los extremos del mismo cuerpo del resorte.[9]

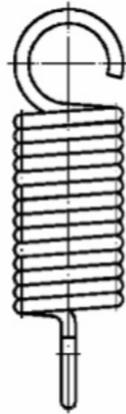


Figura 7: Resorte helicoidal de tensión.[9]

Al momento de elegir el resorte adecuado se debe de tener en consideración la aplicación en la que se desea utilizar si es un resorte de compresión o extensión. También se debe tener en cuenta el largo máximo que puede tener el resorte, la carga que debe soportar o generar y el diámetro de este. Al tener todos estos factores se puede buscar en catálogos de proveedores un resorte que se adecue a nuestras necesidades.

## 5.6. Microcontroladores

Un microcontrolador está conformado por procesador, memoria y periférico de entradas y salidas periféricas en un solo integrado. Estos son utilizados generalmente para el control de sistemas integrados, se encuentran en vehículo, robots, oficinas, etc. Los microcontroladores únicamente se dedican a una tarea y corren un programa el cual se encuentra en su memoria ROM.[10]

El procesador de los microcontroladores va a variar dependiendo de la aplicación. Existe un rango de 4-bit hasta más complejos como 32-bit o 64-bit. Hablando de memoria un microcontrolador puede utilizar RAM, EPROM, EEPROM o memoria flash. Son diseñados para usar de forma inmediata sin necesidad de componentes adicionales, ya que contienen suficiente memoria y pines de entrada y salida para el uso directo con sensores, botones, etc. La arquitectura de los microcontroladores esta basada en Harvard y Von Neuman ambos ofreciendo diferentes métodos para el traslado de data entre la memoria y el procesador. Con la arquitectura Harvard, el bus de data y el bus de instrucciones están separadas, permitiendo una transferencia simultánea. Con Von Neuman solo existe un bus el cual se usa para la transferencia de data e instrucciones. [10]

#### 6.1. Métodos actuales para el monitoreo y la recuperación de fuerza de la mano en “Clínica Niño Sano”

En la actualidad la “Clínica Niño Sano” no tiene un método cuantitativo de observar la recuperación de un paciente, solo maneras cualitativas. Las maneras cualitativas que poseen es observar si el paciente ya puede sostener un lápiz o agarrar algún objeto y poder mantenerlo por un período de tiempo por ejemplo. Otro método que tienen es observar qué tanto va cambiando el ángulo de la mano al momento de formar un puño. Sin embargo existen ya tres aparatos para observar cuánta fuerza puede hacer una mano.

- Dinamómetro Jamar
- Vigorímetro
- Calibración hidráulica por pellizco Jamar

#### 6.2. Diseño

Lo que se deseaba cambiar es un método de observar la fuerza que van generando los pacientes al momento de realizar sus ejercicios. Para esto se analizó qué clase de ejercicio son los que realizan, se les coloca una férula para inmovilizar todo movimiento de la muñeca y que la mano solo quede en una posición como se puede observar en la Figura 8. Luego se le sujetan hules a los dedos y el paciente debe mover los dedos tratando de formar un puño con su mano. Al momento de hacer esto los hules generan resistencia contra el movimiento

que está realizando el usuario, eso para ejercitar sus tendones y generar fuerza de agarre nuevamente.

Al tener esta información se comienza realizando investigación de la fuerza que puede generar un niño a diferentes edades. Esto es necesario ya que los niños en la clínica “Clínica Niño Sano” no poseen la fuerza que deben en sus manos para dejar un parámetro de lo que es normal. Estos parámetros se encuentran en la Tabla 1.



Figura 8: Férula “Clínica Niño Sano”

### 6.3. Diseño preliminar

Para el diseño del dispositivo se definieron los requerimientos que se necesitan para su funcionamiento correcto. Dichos requisitos son:

- Que sea intercambiable entre férulas.
- Ejercer una fuerza igual o mayor a los hules.
- Que mida la fuerza que realiza el usuario al ejecutar el ejercicio.

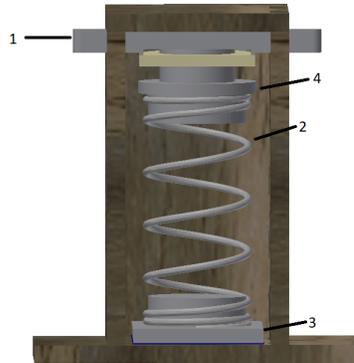


Figura 9: Prototipo preliminar.

Se realizó un diseño preliminar como se puede observar en la Figura 9. El cual está conformado por:

1. Caja donde se localiza el sensor de fuerza.
2. Resorte.
3. Acople del resorte, para que este en la posición deseada.
4. Acople del resorte al sensor que permite que el sensor lea de manera correcta la fuerza que recibe del resorte.

El funcionamiento del dispositivo y la lectura del sensor se basan en el resorte. Al momento en que se realiza una fuerza de compresión, como se observa en la Figura 10, el resorte se comprime. Esto genera la misma cantidad de fuerza en sentido contrario, por lo que el sensor recibe la fuerza aplicada sobre el resorte.

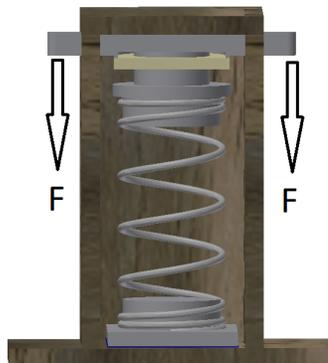


Figura 10: Prototipo preliminar aplicando una fuerza.

## 6.4. Selección de sensor FSR

Para seleccionar el sensor se evaluó la fuerza de agarre que aplica un niño como se puede observar en la Tabla 1, se tomó en cuenta que un paciente no puede alcanzar la fuerza máxima. Se decidió utilizar un sensor FSR 402 ya que cuenta con un rango de lectura de 0.1N a 100N, lo cual es suficiente para poder realizar mediciones. El sensor posee un comportamiento logarítmico como se puede observar en la Figura 11.

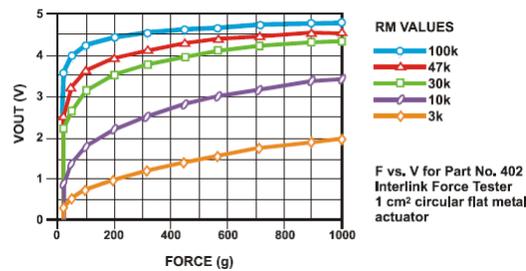


Figura 11: Salida de sensor FSR con diferentes valores de resistencia.[3]

El sensor tiene un porcentaje de error de 5-25%, por lo que es necesario configurarlo para mejorar su calibración. Para esto se hizo un divisor de voltaje, utilizando una resistencia de 10k ohm, y se conectó a un microcontrolador para determinar su valor analógico correspondiente con determinadas masas. Este procedimiento se realizó dos veces ya que la parte del sensor donde la fuerza está siendo aplicada es muy sensible. Esto se debe a que el área activa del sensor es de 12 mm de diámetro. Como se puede observar en las figuras 12 y 13, en la primera se tienen valores menos exactos, ya que el sensor no leía de manera correcta toda la fuerza que estaba siendo aplicada sobre este, mientras que en la segunda prueba se tiene un mejor comportamiento logarítmico después de mejorar la recepción de la fuerza aplicada del sensor. Esto se comprobó comparando las figuras anteriores con la Figura 11.

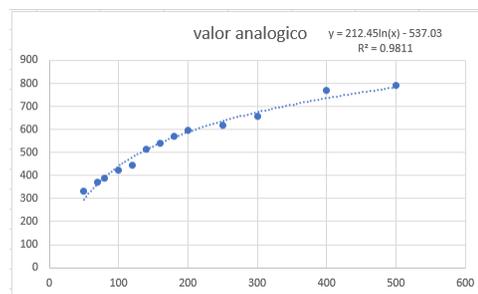


Figura 12: Primera prueba de sensor con masas conocidas.

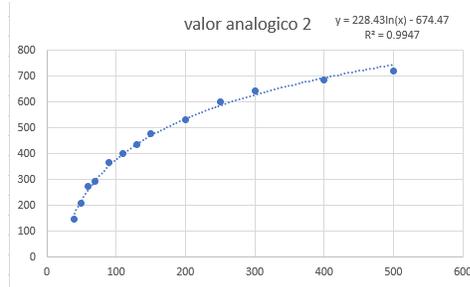


Figura 13: Segunda prueba de sensor con masas conocidas.

Se realizó una regresión lineal para las dos pruebas, utilizando la ecuación de la segunda prueba que muestra un mejor comportamiento logarítmico. Como resultado se obtuvo la ecuación 1, la cual representa cómo actuará nuestro sensor a diferentes fuerzas aplicadas. Sin embargo, en este caso se desea conocer el valor de “x”, el cual representa el valor de masa que se está aplicando sobre el sensor por lo que se realiza un despeje y se obtiene la ecuación 2.

$$Y = 228.43 \ln(x) - 674.47 \quad (1)$$

$$x = e^{\frac{Y+674.47}{228.43}} \quad (2)$$

## 6.5. Selección del resorte

Para la selección del resorte primero se necesitaba conocer la constante de elasticidad de los hules con los que los niños realizan el ejercicio, como se observa en la Figura 8. Para esto midió el largo del hule sin ningún peso, y luego se colocaron masas con valores determinados y se midió el estiramiento de este. Habiendo obtenido estos datos se utilizó la ley de Hooke  $F=Kx$  para obtener la constante la que nos da un valor promedio de 47N/m este valor se multiplicó por cuatro dando un valor de 188N/m. Esta multiplicación se hizo ya que el resorte suplantara a los hules. Cabe mencionar que al momento de seleccionar el resorte se debe de tomar en cuenta el modo de trabajo de este, en este caso el resorte trabaja en compresión.

El diámetro del resorte fue seleccionado arbitrariamente, tomando en cuenta que el diámetro del sensor FSR es de 1.8cm, por lo que el diámetro del resorte es de 2 cm. Se dispuso que el largo del resorte sea de 4 cm, para que el cuerpo del dispositivo no sea muy grande. En base a estos datos se realizaron los cálculos para los resortes.

Se utilizaron los pasos del libro de Shigley [8] para los cálculos, asumiendo un alambre de piano ASTM A228. Se seleccionaron dos diámetros de alambre para los cálculos de los resortes, esto para determinar que diámetro se adecua mejor para obtener una constante cercana a los 188 N/m deseados.

Dato	Valor
G	81.7 GPa
Longitud libre,Lf	4cm
D	2cm
d1	0.1cm
d2	0.15cm
Ymax	2.7cm
Na	6

Cuadro 3: Datos para cálculos de resortes

Se utilizaron las siguientes ecuaciones para obtener el paso(p), espiras totales(Np), longitud solida (Ls), fuerza máxima del resorte(Fmax) y constante de elasticidad(K).

$$Nt = Na + 2 \quad (3)$$

$$Ls = d(Nt + 1) \quad (4)$$

$$Ls = dNt$$

$$p = \frac{Lf - 3d}{Na} \quad (5)$$

$$p = \frac{Lf - 2d}{Na}$$

$$K = \frac{d^4 * G}{8D^3 * 6} \quad (6)$$

$$Fmax = \frac{Gd^4 * Ymax}{8D^3 * Na} \quad (7)$$

Se realizan los cálculos con las ecuaciones anteriores y se obtienen los datos deseados. Es evidente que un incremento de 0.5 mm en el grosor del alambre representa un incremento considerable en la constante de elasticidad, como se puede observar en la Tabla 4. Por lo que se selecciono el alambre con un diámetro de 1 mm ya se aproxima a la constante que estamos buscando.

Dato	Resorte 1	Resorte 2
Nt	8	8
Ls	1 cm	1.2cm
K	212.7 N/m	1077 N/m
Fmax	6.7N	34N
p	6.16mm	6.16 mm

Cuadro 4: En esta tabla con los resultados de los cálculos realizados.

## 6.6. Diseño de aplicación de fuerza sobre sensor

Para asegurar que el sensor reciba de manera correcta la fuerza generada por el resorte, se diseñaron tres piezas. Sabiendo que el área de activación del sensor es de 12.3 mm de diámetro, se realizó un acople entre el resorte y el sensor. Como se puede observar en la Figura 14, la función de este es distribuir la fuerza del resorte directo al área activa.

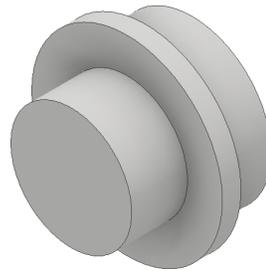


Figura 14: Acople sensor resorte

Para asegurar la posición del sensor y evitar que este se mueva, se tomaron las medidas físicas de este y se diseñó un armazón para que este se mantenga en su posición. Este armazón está conformado por dos piezas; la primera pieza es en la cual se coloca el sensor y la segunda pieza es una tapa, con un agujero del diámetro menor, que se encuentra en el acople entre el resorte y el sensor.

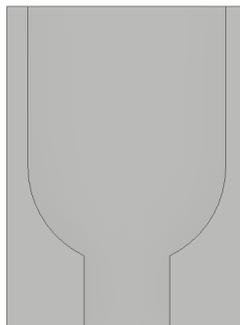


Figura 15: Carcasa de sensor

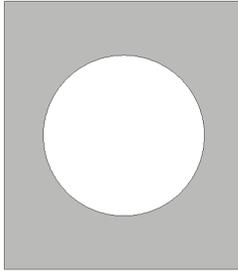


Figura 16: Tapa de sensor

## 6.7. Microcontrolador e interfaz gráfica

Para el funcionamiento del dispositivo se necesita un microcontrolador para la lectura del sensor de fuerza FSR y una interfaz gráfica para poder mostrar los datos de esta lectura al usuario.

### 6.7.1. Selección de microcontrolador

Para seleccionar un microcontrolador se evaluó que requisitos se deben de cumplir, se necesita que tenga un canal análogo-digital, pueda conectarse por comunicación serial con la computadora y sus dimensiones no sean tan grandes, otro punto importante a tomar en cuenta en su costo. Se tienen cuatro opciones para esto el PIC16F88, CORTEX M4, ATmega328P y AT32u4.

Microcontrolador	ADC	UART	USB	Dimensiones	Costo
PIC16F88	1	1	0	9	9
ATmega32u4	1	1	0	7	8
ATmega382P	1	1	0	4	9
CORTEX M4	1	1	1	9	5

Cuadro 5: Se observa que requisitos se necesitan para el microcontrolador, elaboración propia.

Según a la tabla anterior el microcontrolador seleccionado es el PIC16F88, sin embargo, este no cuenta con una conexión directa por USB. Para lograr la comunicación entre el PIC y la computadora se necesita un chip FTDI, el cual utiliza el módulo UART del PIC para realizar la comunicación con la computadora y poder recibir la información deseada.

Se diseño un PCB para el PIC16F88, como se observa en la Figura 17 la cual esta compuesta por una cama para el PIC, una resistencia de 10k ohm, 6 pines para la conexión con el integrado FT232 y una bornera que conecta con la salida del sensor FSR. De los seis pines, cuatro van conectados a los pines VCC, GND, TX y RX del FT232. Para el uso del módulo UART del PIC se conectan RX y TX del FT232 al TX y RX del PIC. La placa

tiene medidas relativamente pequeñas con una base de 54.59 mm y una altura de 30.15 mm. Debía de ser lo mas pequeña posible para que el cuerpo del dispositivo no sea tan grande.

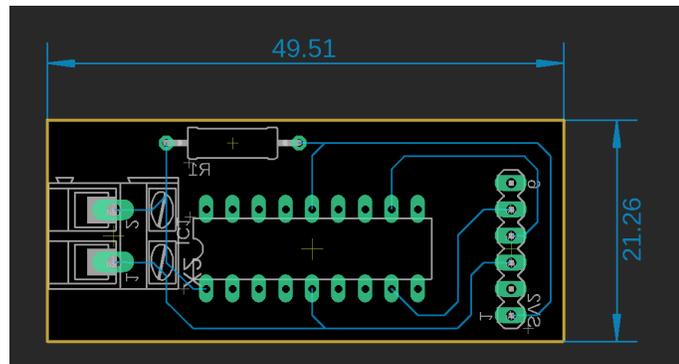


Figura 17: PCB del circuito con medidas en mm.

El PCB tiene medidas relativamente pequeñas con una base de 49.51 mm y una alto de 21.26 mm a comparacion de un arduino que tiene medidas de 68.6 mm de base y 53.3 mm de alto, como se observar en la Figura 18. Debía de ser lo más pequeña posible para que el cuerpo del dispositivo no sea tan grande.

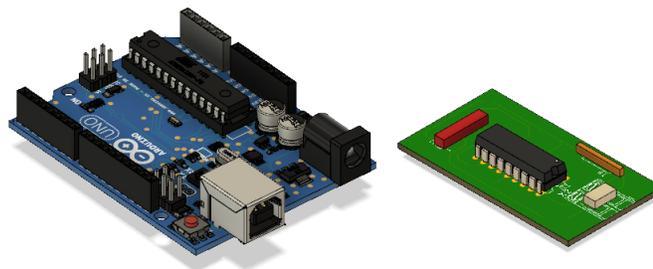


Figura 18: Imagen CAD de la placa.

Para la programacion del microcontrolador se utilizo MPLAB X IDE y MPLAB XC8 se deben de utilizar los módulos de ADC, timer y comunicacion serial. P

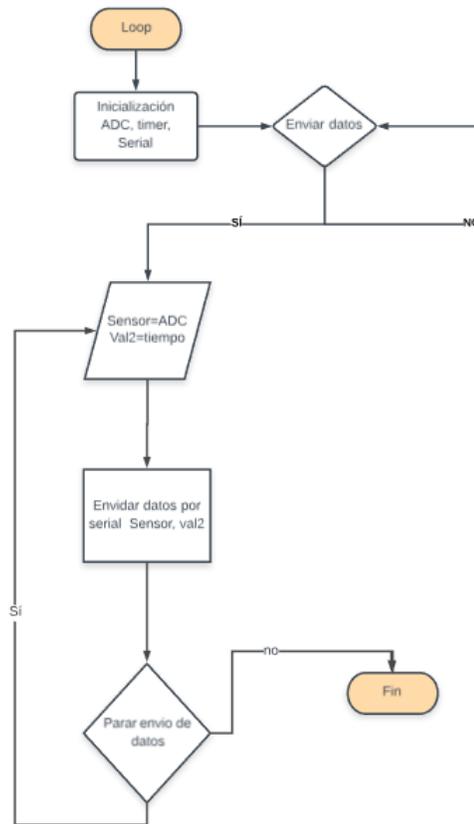


Figura 19: Diagrama de flujo de programación de PIC.

### 6.7.2. Intefaz gráfica

La interfaz gráfica es el método del dispositivo para poder representar los datos al usuario, esta es sencilla ya que solamente debe de mostrar la fuerza y el tiempo del paciente al momento de realizar el ejercicio. La propuesta inicial está conformada por tres botones y dos textbox que son las encargadas de mostrar los datos recibidos del microcontrolador.



Figura 20: Interfaz gráfica deseada.

Como se puede observar en la Figura anterior, cada botón tiene diferentes funciones.

- Inicio: La función de este es decirle al microcontrolador que ya puede enviar datos a la computadora.
- Parar: Le informa al microcontrolador que ya no debe de mandar datos a la computadora.
- Guardar: Este genera un archivo de texto con los datos que se obtuvieron del ejercicio.

El resultado final de la interfaz se puede observar en la Figura 20 donde se tiene la representación de Fuerza, Tiempo. Los parámetros que se deben ingresar son el número de ejercicios y el nombre del paciente. Al momento de presionar el botón de iniciar se prende un led con color verde indicando que ya se pueden iniciar los ejercicios, al momento de llevar a cabo el número de ejercicios deseados se coloca en rojo indicando que se finalizó. La interfaz genera una gráfica donde se representa el tiempo y la fuerza que el paciente realizó, como se observa en la figura.

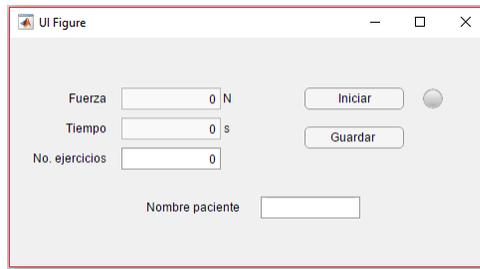


Figura 21: Interfaz gráfica final.

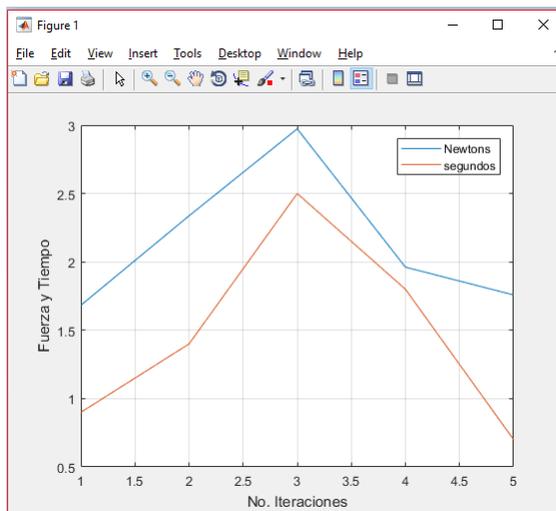


Figura 22: Gráfica de fuerza y tiempo generar por el programa.

Para generar la interfaz se utilizó matlab, ya que es una herramienta potente que permite la comunicación serial y posee un framework propio llamado guide. Matlab recibe el valor análogo por la comunicación serial y con la ecuación 2 se obtiene el valor de masa que percibe el sensor. Se hacen los cálculos en matlab ya que es más exacto hacer cálculos exponenciales en matlab que en el PIC16F88 y C.



Al tener el prototipo del mecanismo armado y realizar pruebas de funcionamiento se encontraron ciertas fallas, más que todo, en la parte que involucra el movimiento y el sensor de fuerza. Se observó que, al momento en que se ejercía la fuerza y el resorte se comprimía junto con el sensor, la carcasa donde se encuentra el sensor posee un deslizamiento hacia los lados. Este movimiento puede causar que los cables por los que se realiza el envío de datos entre el sensor y el microcontrolador se pueden soltar o romper. Por esta razón se decidió cambiar la ubicación del sensor de fuerza y fijarlo a la carcasa.

Otro punto importante de llevar a cabo los cambios fue al actuador del sistema, ya que la idea original es que el resorte se comprimiera por medio de hilos, los cuales se amarran a uno de los acoples del resorte y al momento que el paciente realice un movimiento en los dedos, este se transmite por medio de los hilos al acople del resorte permitiendo que este se comprima.

Para generar un mejor funcionamiento se implementó un actuador constituido de 4 barras, donde la barra A es uno de los acoples del resorte, B y C se encuentran en los laterales del resorte y conectan con A y D que es la barra final esta se encuentra fuera del cuerpo del dispositivo y conecta con B y C, en D se encuentra un orificio en la parte media de D, donde se amarra el hilo que pasara la fuerza al cuerpo de 4 barras como se observa en la Figura 23. Y una polea que externa al cuerpo del mecanismo la que ayuda que la aplicación de la fuerza sea lineal conforme al actuador.

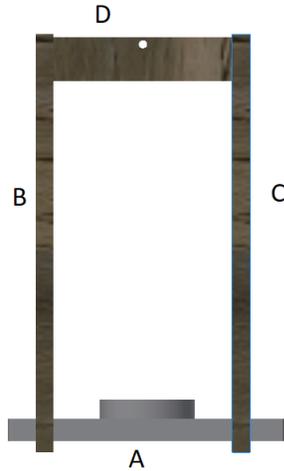


Figura 23: Actuador de mecanismo, cuerpo de cuatro barras.

Se hicieron pruebas para observar si los pacientes podían realizar el movimiento con el resorte con una constante más baja. El paciente en el que se colocó el prototipo del mecanismo tiene una quemadura por tocar cables de alta tensión en su mano derecha, como se observa en la Figura 24. Este paciente ha utilizado una férula dinámica por 2 meses para realizar sus ejercicios aparte de una férula estática y un guante de presión para la rehabilitación de su mano.



Figura 24: Quemadura por tocar cables de alta tension, Clínica Niño Sano".

Se colocó el prototipo en su antebrazo y la polea en la mano, con un hilo de pescar inextensible y una argolla la cual se colocó en el dedo medio, como se observa en la Figura 25. El paciente pudo mover todo el mecanismo cinco veces sin ningún inconveniente antes de fatigarse. Por lo que se concluye que el prototipo del mecanismo funciona correctamente ya que el paciente pudo realizar el ejercicio solo con un dedo, cuando la idea total es que se deba mover con los cuatro dedos.

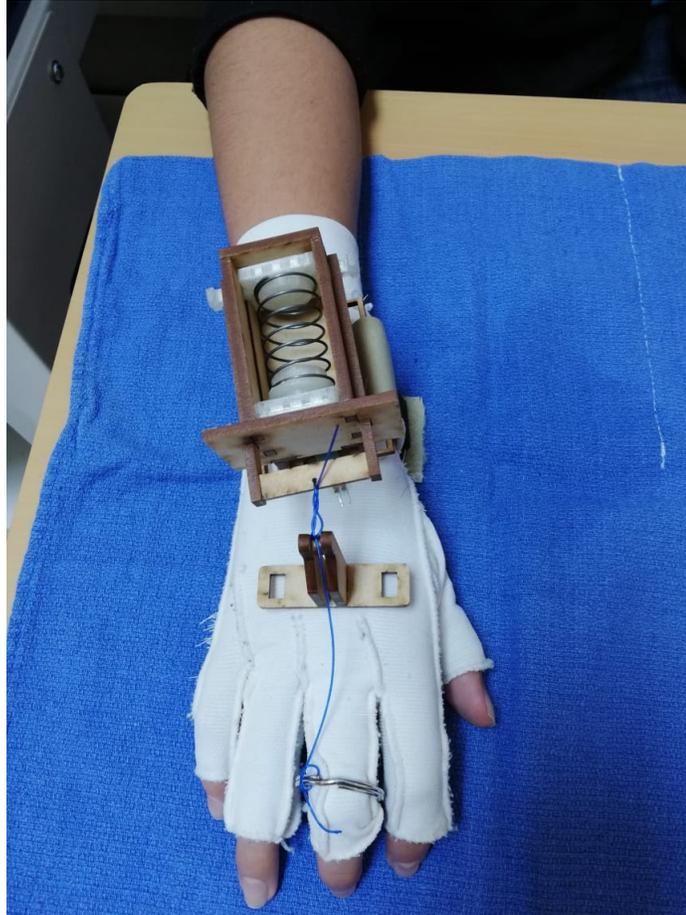


Figura 25: Prueba de mecanismo.

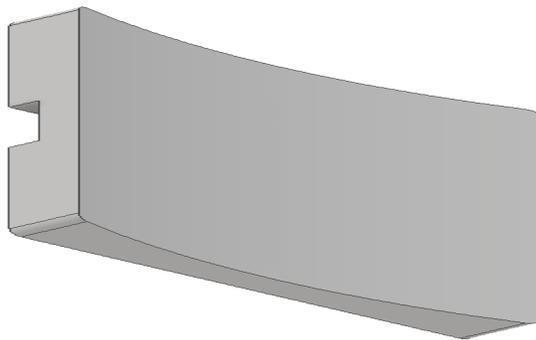
Al momento de evaluar el porcentaje de error en la medición del sensor de fuerza, se realizaron diferentes iteraciones para obtener el valor máximo de fuerza que el sensor leía y comparándolo con el valor teórico de fuerza máxima que puede generar el resorte al estar totalmente comprimido.

Iteracion	Valor Exp 1	Valor Teórico	Porcentaje de error
1	6.35	6.7	5.22 %
2	6.4	6.7	4.47 %
3	6.23	6.7	7.01 %
4	6.32	6.7	5.67 %
5	6.26	6.7	6.56 %
6	6.39	6.7	4.2 %
7	6.3	6.7	5.97 %
8	6.28	6.7	6.26 %
9	6.45	6.7	3.73 %
10	6.33	6.7	5.52 %

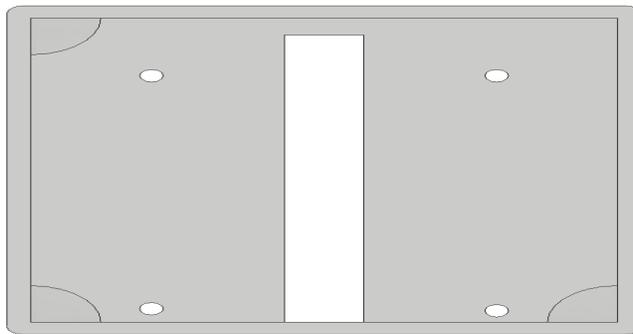
Cuadro 6: En esta tabla se muestran los porcentajes del sensor FSR

Como se puede observar en la Tabla 6 el porcentaje de error promedio de la lectura del sensor FSR es de un 5.50 % lo que indica que las piezas que se diseñaron para que la medición y repetibilidad del sensor aumentaran se logro, ya que en la hoja de datos se especifica que puede llegar a tener un error del 25 % y que su repetibilidad es mala.

Se elaboró el cuerpo del dispositivo final, el cual está compuesto de cuatro partes la pieza inferior, pieza superior, la pieza del mecanismo del resorte y sensor y una tapadera. La parte inferior tiene una curvatura de 13 cm de radio para la comodidad del paciente y una abertura en la parte inferior para el velcro, como se observar en la Figura 26a. La pieza superior es donde se encuentran el PCB y el chip FTDI, la pieza del mecanismo del resorte y sensor y una abertura que sirve para el paso de los cables del sensor FSR al PCB, como se puede observar en la Figura 26b.



(a) Pieza inferior

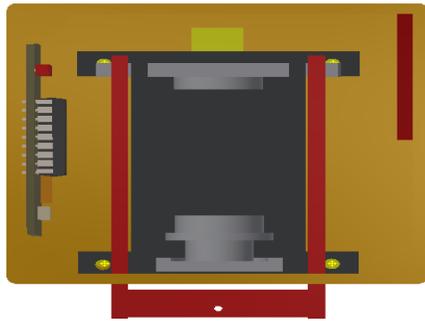


(b) Pieza superiro

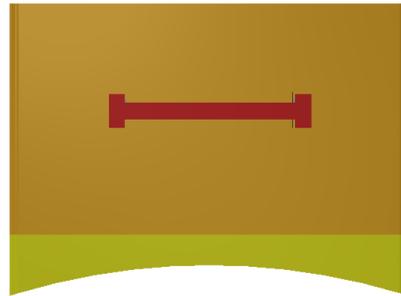
Figura 26: Piezas del cuerpo de prototipo

El dispositivo final tiene dimensiones de 5 cm de alto y 8 cm de base y 8 cm de profundidad. Lo cual son medidas aceptables para el prototipo final. Esto se debe que cumple con los requerimientos iniciales que se plantearon, genera la misma resistencia a los hules con los que realizan ejercicios, es intercambiable entre férulas, y mide la fuerza de agarre que genera el niño. El mecanismo y sensor quedan dentro del cuerpo del dispositivo, asegurando la protección de este y que los pacientes no puedan tocar algo delicado y dañando el prototipo, como se puede observar en las Figura 27. El material para esta aplicación es PLA ya que es un material ligero, de bajo costo y tiene buenas propiedades mecánicas, como se observa en

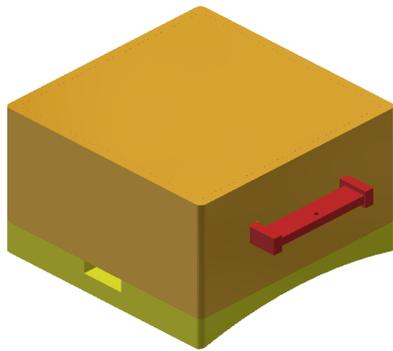
el Cuadro 2.



(a) Vista interior



(b) Vista frontal



(c) Vista exterior

Figura 27: Prototipo final



---

### Conclusiones

---

- El sensor FSR que se utiliza para la medición de fuerza es bueno para aplicación ya que nos da un error promedio de 5.50 %, esto después de mejorar su calibración y su repetibilidad.
- Actualmente en Guatemala no existe ningún tipo de dispositivo que cumpla con esta tarea de medir la fuerza de agarre en la mano, por lo que el diseño de este trabajo tiene futuro si se sigue mejorando.
- Se considera que el mecanismo funciona correctamente y distribuye la fuerza hacia al sensor FSR y ejerce resistencia al movimiento que esta realizando el paciente.
- Se diseñó un dispositivo el cual cumple con todos los requerimientos que se tienen para el dispositivo en la clínica niño sano.



---

### Recomendaciones

---

Entre las principales recomendaciones del trabajo realizado se tienen las siguientes:

- Lograr una comunicación inalámbrica entre la computadora y el dispositivo. Para que se puedan hacer las mediciones lejos de la computadora.
- Realizar un mecanismo donde se puede variar la resistencia que ofrece. Esto para ir cambiando la resistencia conforme el paciente mejora.
- Reducir las dimensiones del cuerpo final para más comodidad para el usuario.
- Realizar una placa PCB de menores dimensiones con componentes de superficie para poder reducir el tamaño del cuerpo.



- 
- 
- [1] P. Escalona, “Parámetros de Normalidad en Fuerzas de Presión de Mano en Sujetos de Ambos Sexos de 7 a 17 años de Edad”, *Revista Chilena de Pediatría*, vol. 80, n.º 5, págs. 435-443, 14 de jul. de 2009.
  - [2] (). Burns, Handcare.org, dirección: <http://www.assh.org/handcare/hand-arm-injuries/Burns> (visitado 26-02-2019).
  - [3] I. Electronics, *FSR Force Sensing Resistor Integration Guide and Evaluation Parts Catalog*.
  - [4] (). The advantages of 3d printing, 3D Hubs, dirección: <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/advantages-3d-printing> (visitado 21-02-2019).
  - [5] (). FDM 3d printing materials compared, 3D Hubs, dirección: <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/fdm-3d-printing-materials-compared> (visitado 21-02-2019).
  - [6] (). PLA vs. ABS: What’s the difference?, 3D Hubs, dirección: <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/pla-vs-abs-whats-difference> (visitado 21-02-2019).
  - [7] (). Artículo Técnico de Resorte de Compresión, ACXESS SPRING, dirección: <https://www.acxessspring.com/espanol/articulo-tecnico-de-resorte-de-compresion.html> (visitado 26-02-2019).
  - [8] J. K. N. Richard G. Budynas, *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*, 8.ª ed. Mexico: McGraw-Hill Interamericana, 502-510.
  - [9] (). Artículo Técnico de Resorte de Tensión, ACXESS SPRING, dirección: <https://www.acxessspring.com/espanol/articulo-technico-de-resorte-de-tension.html> (visitado 26-02-2019).
  - [10] (). What is microcontroller? - definition from WhatIs.com, IoT Agenda, dirección: <https://internetofthingsagenda.techtarget.com/definition/microcontroller> (visitado 05-03-2019).

