

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE CUENCA**

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

*Trabajo de titulación previo
a la obtención del título de
Ingeniero Electrónico*

PROYECTO TÉCNICO:

**“DISPOSITIVO PARA GUIAR Y EVALUAR TAREAS DE
REHABILITACIÓN DE MANO A PARTIR DE SEÑALES DE
PRESIÓN”**

AUTOR:

MIGUEL PATRICIO SOLÍS PEÑA

TUTORA:

ING. ANA CECILIA VILLA PARRA, PhD.

CUENCA - ECUADOR

2020

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Yo, Miguel Patricio Solís Peña con documento de identificación N° 0103855672, manifiesto mi voluntad y cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del trabajo de titulación: **“DISPOSITIVO PARA GUIAR Y EVALUAR TAREAS DE REHABILITACIÓN DE MANO A PARTIR DE SEÑALES DE PRESIÓN”**, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: *Ingeniero Electrónico*, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, julio del 2020



Miguel Patricio Solís Peña

C.I. 0103855672

CERTIFICACIÓN

Yo, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación:
“DISPOSITIVO PARA GUIAR Y EVALUAR TAREAS DE REHABILITACIÓN DE MANO A PARTIR DE SEÑALES DE PRESIÓN”,
realizado por Miguel Patricio Solís Peña, obteniendo el *Proyecto Técnico* que cumple
con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, julio del 2020



Ing. Ana Cecilia Villa Parra, PhD.

C.I. 0103874194

DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

Yo, Miguel Patricio Solís Peña con documento de identificación N° 0103855672, autor del trabajo de titulación: **“DISPOSITIVO PARA GUIAR Y EVALUAR TAREAS DE REHABILITACIÓN DE MANO A PARTIR DE SEÑALES DE PRESIÓN”** certifico que el total contenido del *Proyecto Técnico* es de mi exclusiva responsabilidad y autoría.

Cuenca, julio del 2020



Miguel Patricio Solís Peña

C.I. 0103855672

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a mi tutora, Ing. Ana Cecilia Villa Parra. PhD por haberme ayudado a culminar este proyecto de titulación y guiarme de manera adecuada para finalizarlo correctamente.

A mis padres, mi familia por no haber perdido la fe en mí y tenerme la infinita paciencia a lo largo de toda la carrera.

Miguel Patricio Solís Peña

DEDICATORIAS

Quiero dedicar este documento a las personas que buscan reacondicionar tecnología a simples procesos y que ayudan a que el mundo avance hacia un bien común.

Miguel Patricio Solís Peña

ÍNDICE GENERAL

| | |
|---|------|
| AGRADECIMIENTOS..... | I |
| DEDICATORIAS..... | II |
| ÍNDICE GENERAL..... | III |
| ÍNDICE DE FIGURAS..... | V |
| ÍNDICE DE TABLAS..... | VII |
| RESUMEN..... | VIII |
| INTRODUCCIÓN..... | IX |
| ANTECEDENTES DEL PROBLEMA DE ESTUDIO..... | XII |
| JUSTIFICACIÓN (IMPORTANCIA Y ALCANCES)..... | XIV |
| OBJETIVOS..... | XV |
| OBJETIVO GENERAL..... | XVI |
| OBJETIVOS ESPECÍFICO..... | XVI |
| CAPÍTULO 1: FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA O ESTADO DEL ARTE..... | 1 |
| Rehabilitación..... | 1 |
| Programas de rehabilitación para la mano..... | 2 |
| Tipos de movimientos..... | 2 |
| Condiciones..... | 5 |
| Afecciones y problemas que requieren Rehabilitación..... | 5 |
| Dispositivos para rehabilitación de mano..... | 7 |
| CAPÍTULO 2: DESARROLLO..... | 14 |
| Descripción del hardware del dispositivo..... | 14 |
| Placa de adquisición..... | 16 |
| Diseño de los dedos..... | 21 |
| Software del sistema..... | 27 |

| | |
|--|----|
| Adquisición de datos | 27 |
| Generación de las rutinas para el ejercicio..... | 28 |
| Pruebas del dispositivo..... | 35 |
| CAPÍTULO 3: RESULTADOS Y ANÁLISIS | 38 |
| Análisis de costos | 47 |
| CAPÍTULO 4: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES | 48 |
| REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 52 |
| APÉNDICES..... | 55 |
| APÉNDICE A: CÓDIGOS Y ARCHIVOS | 55 |
| APÉNDICE B: MODELO DE LA ENCUESTA | 56 |
| APÉNDICE C: HOJA DE CARACTERÍSTICAS DEL SENSOR FSR [23][24] | 59 |
| APÉNDICE D: MANUAL DE USUARIO..... | 63 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1. (a) <i>túnel de Guyon</i> ; (b) <i>tendón del músculo palmar</i> ; (c) <i>eminencia tenar</i> ; (d) <i>síndrome de túnel carpiano</i> | 6 |
| Figura 2. <i>Dispositivo de medición de fuerza de la mano</i> | 7 |
| Figura 3. <i>Dispositivo cilíndrico para medición de fuerzas de agarre</i> | 8 |
| Figura 4. <i>Dispositivo esférico para medición de fuerzas de agarre</i> | 8 |
| Figura 5. <i>Estación de trabajo con el guante CyberGlove</i> | 9 |
| Figura 6. <i>Dispositivo para monitorear la rehabilitación en casos de artritis</i> | 9 |
| Figura 7. <i>Dispositivo para monitorear la rehabilitación en casos de artritis</i> | 10 |
| Figura 8. <i>Dispositivo Leap Motion e interfaz de usuario</i> | 11 |
| Figura 9. <i>Diagrama de bloques del funcionamiento del dispositivo propuesto</i> | 12 |
| Figura 10. <i>Diagrama del funcionamiento del dispositivo propuesto</i> | 12 |
| Figura 11. <i>Diagrama de funcionamiento del sistema de dedos del dispositivo</i> | 14 |
| Figura 12. <i>Sensor de fuerza resistivo FSR Interlink 402</i> | 15 |
| Figura 13. <i>Gráfica del comportamiento de fuerza-resistencia del sensor FSR Interlink 402</i> | 16 |
| Figura 14. <i>Circuito esquemático de la placa de adquisición</i> | 17 |
| Figura 15. <i>Flujograma que describe el funcionamiento de la placa de adquisición</i> | 18 |
| Figura 16. (a) <i>Interfaz de Eagle – Autodesk</i> ; (b) <i>Diseño de la placa de adquisición de datos</i> | 19 |

| | |
|--|----|
| Figura 17. (a) Imagen de la placa para proceder a vectorizarla; (b) Código G con la librería de inkscape “J Tech Photonics Laser Tool” | 20 |
| Figura 18. (a) Placa cortada sobre el vinil verde pegado en la placa de cobre en baquelita; (b) Placa finalizada colocada sobre una estructura de acrílico. | 21 |
| Figura 19. (a) Matriz de los dedos anular, medio e índice en el software de diseño 3D Tinkercad de Autodesk; (b) Matrices de los dedales para la generación de archivos para impresoras 3D en Ultimaker Cura. | 22 |
| Figura 20. (a) Impresión de las matrices; (b) Dedales de caucho silicón obtenidos de las matrices. | 23 |
| Figura 21. (a) Dedal con LED de indicación; (b) Dedal con la lámina de cobre..... | 24 |
| Figura 22. Dedales (a) Primera versión; (b) Segunda versión..... | 24 |
| Figura 23. (a) Diseño de matrices en tres piezas para evitar rupturas; (b) Dedal obtenido de la matriz de 3 piezas. | 25 |
| Figura 24. Dedales de la versión final. (a) dedales colocados en la mano; (b) cables de conexión a la tarjeta de adquisición; (c) prototipo terminado. ... | 26 |
| Figura 25. Dispositivo terminado con láminas de cobre, LEDs indicadores y el sensor de fuerza FSR. (a) Dedales tipo 1; (b) Dedales tipo 2. | 26 |
| Figura 26. Flujograma de la adquisición de datos. | 28 |
| Figura 27. Flujograma de la rutina de generación de trayectorias en el microcontrolador. | 30 |
| Figura 28. (a) Programación del puerto serial en Python; (b) Los datos recibidos con un vector de tiempo en horas, minutos, segundos y microsegundos. | 31 |
| Figura 29. Generación de archivos CSV con un temporizador de adquisición. | 32 |

| | |
|---|----|
| Figura 30. (a) Código de generación de una interfaz con Tkinter; (b) Interfaz Python IDE..... | 33 |
| Figura 31. Interfaz gráfica para el terapeuta..... | 34 |
| Figura 32. Datos de la terapia del sujeto de prueba..... | 35 |
| Figura 33. Sujetos participantes durante las pruebas..... | 39 |
| Figura 34. Datos de fuerza durante una sesión de rehabilitación por un minuto (a) S2; (b) S3; (c) S4; (d) S6. | 40 |
| Figura 35. Tiempo de reacción (s) de cada dedo durante una sesión de un minuto (a) S2; (b) S3; (c) S4; (d) S6. | 41 |
| Figura 36. Gráfica de las preguntas más importantes según los sujetos de prueba. | 44 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|---|---|
| Tabla 1. Ejercicios de rehabilitación para el fortalecimiento de la función de la mano..... | 2 |
|---|---|

| | |
|---|----|
| Tabla 2. Ejercicios de rehabilitación para recuperar el movimiento de la mano..... | 3 |
| Tabla 3. Ejercicios de rehabilitación para recuperar el fortalecimiento y el movimiento de la mano..... | 4 |
| Tabla 4. Secuencias aleatorias para la sesión de ejercicio. | 29 |
| Tabla 5. Resultados de la aplicación de la prueba QUEST con los siete participantes (S1, S2, S3, S4, S5, S6 y S7). | 42 |
| Tabla 6. Preguntas más importantes según los sujetos de prueba..... | 43 |
| Tabla 7. Presupuesto del proyecto | 47 |

RESUMEN

En el presente trabajo se describe el desarrollo del prototipo de un dispositivo para guiar y evaluar tareas de rehabilitación de mano a partir de señales de presión. El dispositivo está destinado a pacientes que debido a lesiones o afecciones en las manos necesitan rehabilitación para recuperar la

funcionalidad perdida y mejorar su calidad de vida. El mismo consta de cinco dedales con leds para indicar secuencias de movimientos de flexión de dedos, contar dedos o pinza, que son prescritos en tareas de rehabilitación para fortalecer los músculos, articulaciones y el movimiento de la mano. Los dedales fueron diseñados en un programa de CAD y construidos en una impresora 3D. Se cuenta con un sensor de fuerza para medir la fuerza aplicada por cada dedo durante los ejercicios y se cuenta con un algoritmo para medir la velocidad de reacción de cada dedo. Estas son variables importantes para analizar el estado del paciente de manera cuantitativa. El sistema cuenta además con una interfaz sencilla realizada en Python para el almacenamiento y la visualización de los datos de fuerza y velocidad. Esta información es útil para el fisioterapeuta, quien puede realizar de esta manera el seguimiento con datos cuantitativos de la rehabilitación. Se realizaron pruebas técnicas y una prueba piloto de usabilidad con siete participantes quienes manifestaron que el dispositivo es de fácil uso y permite una fácil interacción. Se cumplieron los objetivos planteados concluyendo que el dispositivo podría ser considerado como una herramienta para asistir los procesos de rehabilitación de la mano con un impacto positivo.

INTRODUCCIÓN

La adopción de malas posturas y el realizar movimientos repetitivos en actividades laborales pueden causar problemas en el cuerpo que limiten la movilidad. Uno de los problemas que más se presentan es el síndrome del túnel carpiano, que afecta la motricidad de las manos. A raíz de esta condición las personas afectadas pueden afrontar cuadros de dolor, inflamación e incomodidad que perjudica la calidad de vida e impiden realizar actividades

de la vida diaria. Ante esta situación es necesario llevar a cabo un proceso de rehabilitación que permita recuperar la funcionalidad perdida y fortalecer los músculos y articulaciones. La recuperación de las funciones implica el realizar tareas de rehabilitación para el fortalecimiento de los músculos que rodean las articulaciones de los dedos, que permitan mejorar la flexibilidad y con el tiempo recuperar el control sobre el movimiento. Además, es posible aumentar la capacidad para ejecutar las actividades diarias y retrasar el deterioro del tejido óseo y cartilaginoso. Estas tareas se realizan a través de la ejecución de secuencias de ejercicios repetitivos durante sesiones coordinadas con un fisioterapeuta [1]. Los resultados satisfactorios dependen de la calidad de las sesiones de rehabilitación, de su frecuencia, duración y motivación del paciente [2]. Sin embargo, la mayoría de terapeutas indican que un bajo porcentaje de los pacientes logran finalizar las tareas de rehabilitación, debido a factores como el tiempo, traslados y motivación. El no culminar la rehabilitación o no realizar correctamente los ejercicios aumenta la probabilidad de volver a tener una lesión, puede agravar los cuadros clínicos y generar la aparición de efectos colaterales.

La tecnología aplicada al campo de la rehabilitación ha permitido mejorar los resultados de los procesos incorporando al área clínica sistemas para adquirir datos en tiempo real y motivar al paciente. Estos sistemas presentan características de alta portabilidad, facilidad de uso y seguridad. La mayoría adquieren datos de rangos de movimiento y fuerza para analizar los resultados de la terapia y hacer un seguimiento del proceso de rehabilitación de las personas que sufren lesiones o afecciones en sus extremidades. Respecto a la rehabilitación de la mano, no se han desarrollado muchos dispositivos orientados a monitorear la velocidad de reacción del paciente

durante ejercicios de fuerza de los dedos, variable que permitiría complementar el análisis de la evolución de la rehabilitación. Considerando que la cifra de personas con problemas del túnel carpiano va en aumento y de que se requiere acompañamiento en las tareas de rehabilitación de esta población, es necesario contar con plataformas que permitan asistir el seguimiento de estos procesos.

En este contexto, este trabajo presenta el desarrollo de un dispositivo para guiar y evaluar tareas de rehabilitación de mano a partir de señales de presión. El dispositivo está basado en el empleo de dedales contruidos en una impresora 3D. Los dedales son usados como instrumento de medición al contener un sensor de presión y poseen elementos lumínicos que guían al paciente con rutinas de movimiento programadas por el fisioterapeuta. De esta manera se busca aportar con una herramienta que motive al paciente a cumplir con una sesión, captando su atención y logrando su concentración.

ANTECEDENTES DEL PROBLEMA DE ESTUDIO

La tecnología aplicada a la rehabilitación ha tenido un gran desarrollo en los últimos años ofreciendo dispositivos que permiten la asistencia al movimiento, la adquisición de señales del paciente y la interacción con ambientes virtuales, con juegos serios o aplicaciones en teléfonos inteligentes [3], [4], [5], [6], [7]. La incorporación de estos dispositivos en los procesos de rehabilitación tiene como objetivo el mejorar los resultados y brindar información a los fisioterapeutas que les permitan evaluar de manera objetiva el progreso de las tareas y proponer mejoras a los planes de rehabilitación. Entre los casos de rehabilitación más comunes está la rehabilitación de mano, que son ampliamente críticos y deben ser abordados inmediatamente.

La función de la mano en las actividades de la vida diaria es fundamental, de ahí que cualquier pérdida de la capacidad de movimiento tiene un gran impacto en la calidad de vida de los pacientes. Las alteraciones de la función motora de la mano se observa con frecuencia cuando no existe el debido control del ambiente laboral. Las cifras de problemas por el Síndrome de Túnel Carpiano son considerables, además del aumento de casos de lesiones debido a una mala posición durante el trabajo con movimientos repetitivos o por caídas. También debe considerarse la población de personas afectadas por enfermedades neurológicas y musculoesqueléticas como la artritis, la parálisis cerebral, la enfermedad de Parkinson y el accidente cerebrovascular que pueden presentar deficiencia motriz en las manos. Entre las afecciones más comunes del movimiento de la mano y dedos están la espasticidad, pérdida del control de movimiento, inflamación, debilitamiento

de los músculos desembocando en temblor o problemas para realizar la acción de agarre [3].

La tendencia en la tecnología para rehabilitación aplicada a la mano, es el desarrollo de dispositivos portátiles que interactúen con el paciente garantizando seguridad y confort [3], [8], [9], además de incrementar la motivación del paciente para disminuir las tasa de deserción de la rehabilitación. Sin embargo, la mayoría de dispositivos empleados en la rehabilitación de las lesiones en las manos (dedos) se limitan a medir la fuerza ganada, pero no la velocidad del movimiento de los dedos para el agarre. Además, los dispositivos usados en los centros de rehabilitación son netamente mecánicos y sus mediciones se basan en los cambios de la elongación de resortes [10]. En este sentido, es necesario proponer plataformas que permitan conocer datos de presión y de velocidad de reacción para poder evaluar el avance en los procesos de rehabilitación, que sean de fácil uso, portátiles y aceptados por los usuarios.

JUSTIFICACIÓN

En Ecuador, hasta diciembre de 2014, la población económicamente activa (PEA) ascendió a 7,1 millones de personas, y la población en edad de trabajar (PET) fue de 11,3 millones. En la ciudad de Cuenca, la PET fue de 279 mil personas y la PEA de 176 mil. De estas población, no todos tienen acceso a un seguro de salud, y por ende no cuentan con un correcto diagnóstico y tratamiento en cuanto a enfermedades laborales se refiere [11].

Teniendo en cuenta que en Ecuador el 7,5% de la población está dedicada a actividades profesionales, técnicas y administrativas; el 12,8% a la industria manufacturera; el 8,0% a la construcción; el 4,8% a la agricultura, ganadería, caza, silvicultura y pesca; el 3,0% al servicio doméstico (INEC, 2014); debemos considerar que un porcentaje considerable de PEA son vulnerables a presentar patologías como el Síndrome de Túnel Carpiano (STC) [11].

Según datos de fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales, en la ciudad de Cuenca, de cada diez pacientes que llegan a realizar rehabilitación, tres de ellos sufren del STC. Como causa de este incremento está el uso del teléfono móvil y la computadora durante largos periodos, así como el trabajo con movimientos repetitivos sin las debidas precauciones y cuidados.

La evaluación de la rehabilitación de pacientes por lesiones en las manos valora de manera más frecuente la mejora en la fuerza de los dedos y no siempre analiza la velocidad de reacción a pesar de que un análisis completo debe incluir las dos variables. Esto debido a que los sistemas que miden la velocidad de reacción y la fuerza vienen por separado y existen poca oferta de dispositivos para este fin.

Con el objetivo de aportar una herramienta para medir estas variables, se propone un dispositivo que mida la fuerza y la velocidad de reacción en los dedos, tanto para emplearlo en la mano izquierda o derecha, integrando secuencias con leds para guiar las rutinas de rehabilitación. Para analizar y evaluar estas rutinas la información del sensor de presión es almacenada y presentada en una interfaz gráfica para que el especialista realice el seguimiento del estado del paciente de manera cuantitativa. Se realizaron pruebas técnicas del dispositivo y la evaluación de uso y confort con usuarios empleando la prueba QUEST (Quebec User Evaluation Of Satisfaction With Assistive Technology).

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Desarrollar un dispositivo para guiar y evaluar tareas de rehabilitación de mano a partir de señales de presión.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Desarrollar una revisión del estado del arte sobre las tecnologías actuales para el desarrollo de dispositivos para la rehabilitación de la mano.
- Diseñar y construir un dispositivo que permita guiar la rehabilitación y medir las variables de presión y velocidad de reacción motriz en el ejercicio de contar dedos.
- Desarrollar e implementar secuencias para la rehabilitación de la mano con ejercicios recomendados por un fisioterapeuta usando como base el concepto de juego serio.
- Desarrollar una interfaz para visualizar y recopilar la información de presión y velocidad durante la rehabilitación para su posterior presentación al especialista.
- Realizar pruebas de funcionamiento del dispositivo con la asesoría de un fisioterapeuta.

CAPÍTULO 1: FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA O ESTADO DEL ARTE

REHABILITACIÓN

Cuando las personas sufren lesiones que limitan el movimiento en cualquier extremidad del cuerpo, los músculos y las articulaciones empiezan a debilitarse, atrofiarse o a adaptarse a la limitación. Las causas más frecuentes de la pérdida del movimiento son el dolor, lesiones, rigidez en las articulaciones y posturas viciosas iatrogénicas que la persona adopta ya sea por malos hábitos o su rutina del día a día [12], [13].

La rehabilitación es una de las tareas esenciales para recuperarse ante una lesión o afección porque permite que la persona recupere su movilidad, fuerza o reacción inicial. Cuando se sufre una lesión y no se trata a tiempo, se promueve la aparición de dolor y posturas incorrectas con respecto a la fisiología del cuerpo humano. Al contrario, si el caso se trata a tiempo, es posible disminuir la afección, mejorando el cuadro clínico y en el mejor de los escenarios se puede conseguir la recuperación completa [12].

Realizar y finalizar el proceso de rehabilitación es de suma importancia para mantener una buena calidad de vida. Existen casos en los que las personas se rehabilitan de forma autónoma pero con un alto riesgo de producir otras lesiones debido a la falta de acompañamiento en el proceso. La función de los especialistas es trascendental, porque ellos explican la razón de las tareas programadas para cada caso, realizan el seguimiento del proceso,

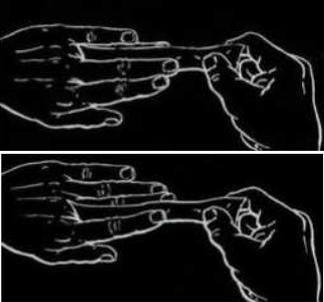
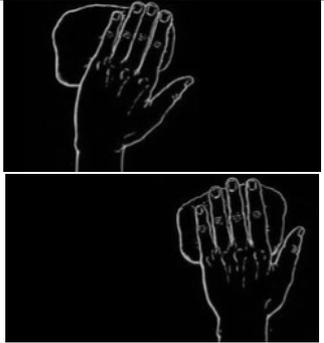
impiden realizar movimientos incorrectos y programan la rutina personalizada con el objetivo lograr la recuperación [12].

PROGRAMAS DE REHABILITACIÓN PARA LA MANO

TIPOS DE MOVIMIENTOS

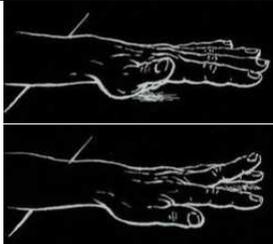
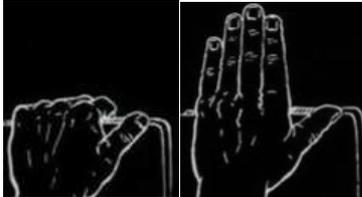
Los ejercicios que se utilizan para rehabilitar la mano están enfocados en la recuperación de la fuerza y de la movilidad [14]. Algunos de ellos son descritos en las Tablas 1, 2, 3.

Tabla 1. Ejercicios de rehabilitación para el fortalecimiento de la función de la mano [14].

| Ejercicio | Descripción | |
|---------------------------------------|---|--|
| Sujetar un papel entre los dedos | <p>Mantener una hoja de papel entre los dedos con la mayor fuerza posible. La otra mano generar tensión en el papel para fortalecer la fuerza y resistencia muscular.</p> <p>Intervalos: 3 a 5</p> <p>Repeticiones: 8</p> |  |
| Desviación de radiales con plastilina | <p>Desviar los dedos y la muñeca sobre plastilina, superando la resistencia de la misma.</p> <p>Intervalos: 3 a 5</p> <p>Repeticiones: 10</p> |  |

| | | |
|--|--|--|
| <p>Abducción y aducción de dedos resistida con plastilina</p> <p>Intervalos: 2 a 4</p> <p>Repeticiones: 10</p> | <p>Juntar y separar los dedos sobre un plastilina, superando la resistencia de la misma.</p> |  |
| | |  |

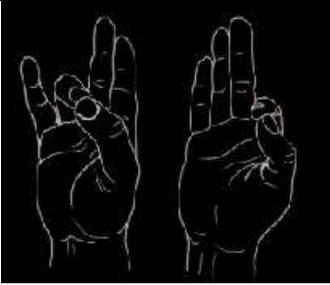
Tabla 2. Ejercicios de rehabilitación para recuperar el movimiento de la mano [14].

| Ejercicio | Descripción | |
|--|---|--|
| <p>Oposición del pulgar</p> <p>Intervalos: 3 a 5</p> <p>Repeticiones: 10</p> | <p>Tratar que la yema del pulgar llegue a la parte baja del dedo meñique.</p> |  |
| <p>Extensión individual de cada dedo</p> <p>Intervalos: 3 a 5</p> <p>Repeticiones: 10</p> | <p>Colocar la palma de la mano en una superficie plana y elevar cada dedo de manera individual de la superficie.</p> |  |
| <p>Flexión y extensión de meta-carpo-falángicas de los cuatro últimos dedos</p> <p>Intervalos: 3 a 5</p> <p>Repeticiones: 10</p> | <p>Colocar la palma en el borde de una superficie plana y sin despegar el dedo pulgar ni la pala de la mano manteniendo los dedos extendidos y luego a noventa graos con respecto a la palma.</p> |  |

| | | |
|---|---|---|
| Flexión y extensión de interfalángicas proximales de los cuatro últimos dedos | Colocar la palma y falanges proximales en el borde de una superficie plana. Sin despegar el pulgar, la palma y las falanges proximales mantener los dedos extendidos y luego 90° con respecto a la palma. |  |
| | Intervalos: 3 a 5 | |
| | Repeticiones: 10 | |
| Flexión y extensión de interfalángicas distales de los cuatro últimos dedos | Colocar la palma y falanges distales en el borde de una superficie plana. Sin despegar el dedo pulgar, la palma y las falanges distales, mantener los dedos extendidos y luego a 90° con respecto a la palma. |  |
| | Intervalos: 3 a 5 | |
| | Repeticiones: 10 | |

Tabla 3. Ejercicios de rehabilitación para recuperar el fortalecimiento y el movimiento de la mano [14].

| Ejercicio | Descripción | |
|------------------|---|--|
| Puño | Hacer un puño con la mano, abriendo y cerrando. |  |
| | Intervalos: 2 a 5 | |
| | Repeticiones: 15 | |

| | | |
|-----------------|--|--|
| Contar dedos | <p>Unir las yemas de los dedos con referencia de la yema del pulgar formando una pinza. Esto se realiza con diferentes fuerzas para mejorar en fuerza y movimiento.</p> <p>Intervalos de 2 a 5 series de 2 a 5 minutos</p> |  |
|-----------------|--|--|

CONDICIONES

Se deben realizar inspecciones previas de la mano para analizar todo posible problema que padezca la persona. La exploración comienza por la palpación de los huesos para verificar que no existan problemas en los extremos y surcos de los dedos – muñeca. Luego se palpan las articulaciones de las falanges y partes internas y finalmente se palpan los tejidos blandos como los carpianos y metacarpianos [13], [14].

AFECCIONES Y PROBLEMAS QUE REQUIEREN REHABILITACIÓN

Las afecciones y problema más comunes en la mano suelen ser el túnel de Guyon que se muestra en la Figura 1 (a). Este contiene un nervio que suele ser activado por lesiones de presión en la parte baja de la palma alineado al dedo meñique. Se suelen presentar también molestias en el tendón del músculo palmar menor que está situado en la parte anterior a la del túnel carpiano como se indica en la Figura 1 (b) [13].

La eminencia tenar indicada en la Figura 1 (c), es causada por la compresión del nervio mediano que se encuentra dentro del túnel carpiano y

puede producir la limitación de los movimientos del dedo pulgar como el abductor y flexor corto [13].

El síndrome de túnel carpiano (Figura 1 (d)), es uno de los problemas más consecuentes si no existe un tratamiento a tiempo. Está formado por una túnica fibrosa que se encuentra en la parte baja de la palma y por donde pasa el nervio mediano que ayuda al movimiento de los dedos y los tendones flexores de los dedos que frecuentemente son lesionados por el estrechamiento del túnel. Al estrecharse se produce una inmovilización y dolor por parte de los tendones que ayudan a flexionar los dedos [13].

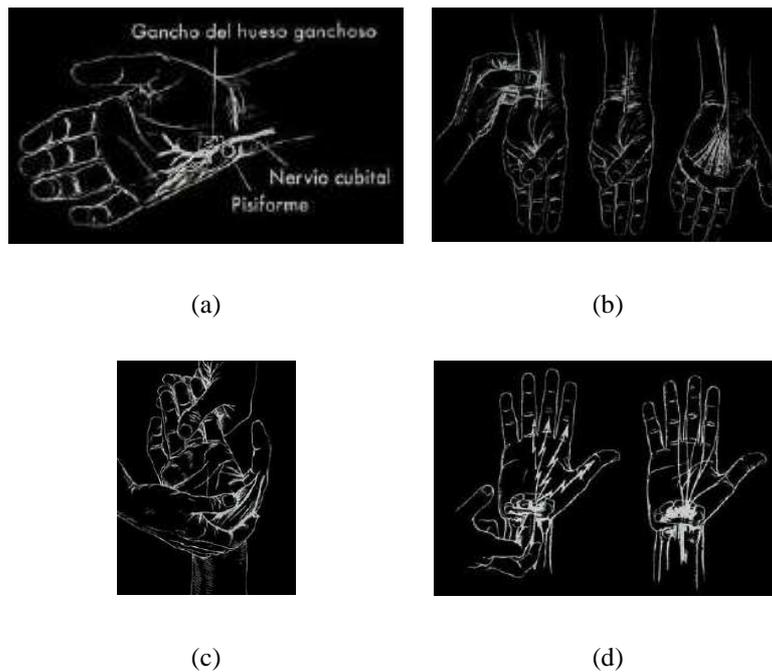


Figura 1. (a) *túnel de Guyon*; (b) *tendón del músculo palmar*; (c) *eminencia tenar*; (d) *síndrome de túnel carpiano*.

Fuente: [13].

DISPOSITIVOS PARA REHABILITACIÓN DE MANO

Con el tiempo se han desarrollado máquinas o dispositivos que ayudan a las personas a realizar este tipo de ejercicios de forma correcta para mejorar los resultados de la rehabilitación. La mayoría son de tipo mecánico y emplean acciones temporales o empíricas que permiten rehabilitar al paciente [12], [13].

El avance tecnológico ha permitido también el desarrollo de dispositivos que permiten analizar y cuantificar la evolución de la rehabilitación. Entre las variables que se miden están: fuerza, velocidad y movimiento. Como ejemplos de este tipo de desarrollo se puede citar el dispositivo de medición de fuerza de la mano [15], que es de tipo mecánico – electrónico basado en la acción de resortes y los datos de un sensor que mide la fuerza de cada uno de los dedos y luego presenta la información en una interfaz de Matlab. Este dispositivo está diseñado para medir la fuerza de agarre de la mano.



Figura 2. *Dispositivo de medición de fuerza de la mano.*

Fuente: [15].

El dispositivo cilíndrico de la Figura 3 [16], mide la fuerza de agarre con todos y con ciertos pares de dedos, analizando cual es el mejor agarre de la persona. Emplea celdas de carga para medir durante ejercicios de motricidad gruesa.



Figura 3. *Dispositivo cilíndrico para medición de fuerzas de agarre.*

Fuente: [16].

El dispositivo Domo-grip mostrado en la Figura 4 [17] utiliza una bola de entrenamiento el cual analiza la fuerza ejercida en la misma, brindando información al terapeuta en tiempo real para la retroalimentación al paciente. Es un dispositivo que se utiliza en terapias que se enfocan en la reacción o motricidad de cada uno de los dedos.



Figura 4. *Dispositivo esférico para medición de fuerzas de agarre.*

Fuente: [17].

El guante CyberGlove de la estación de trabajo para rehabilitación de mano indicado en la Figura 5 permite medir la fuerza durante ejercicios de agarre con manubrios [18].



Figura 5. Estación de trabajo con el guante CyberGlove.

Fuente: [18].

El dispositivo que se muestra en la Figura 6 se emplea junto con un sistema de cámaras, una banda de presión y una malla de puntos. Éste permite contar con información de la postura y el movimiento de cada dedo, aplicando una terapia netamente artificial con buenos resultados para casos de artritis [19].

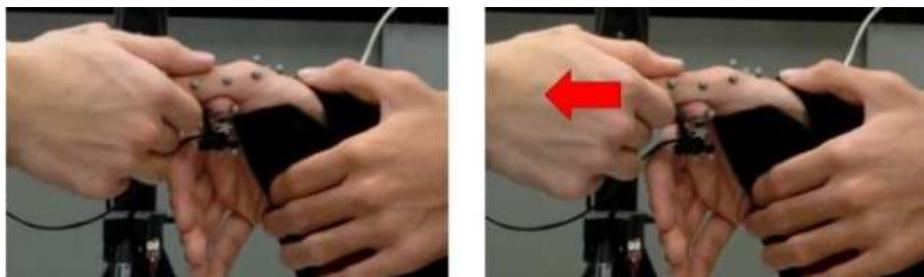


Figura 6. Dispositivo para monitorear la rehabilitación en casos de artritis.

Fuente: [19].

El sistema de la Figura 7 trabaja mediante comandos de voz y es capaz de actuar con lecturas musculares para la rehabilitación de la motricidad gruesa de las manos en personas que sufrieron derrames cerebrales [20]. Posee un gran potencial para su aplicación en terapias que incluyan la funcionalidad del sistema nervioso.

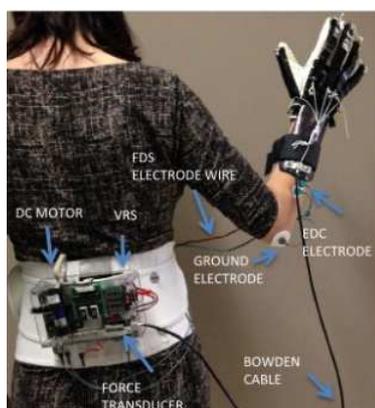


Figura 7. Dispositivo para monitorear la rehabilitación en casos de artritis.

Fuente: [20].

Entre los dispositivos encontrados en la literatura [21], para asistir la rehabilitación de la mano por parálisis cerebral, distrofia muscular, síndrome de túnel carpiano o problemas cerebrovasculares se pueden citar: Dataglove, Cyberglove, Cybergrasp, Powerglove, Acceleglove, Force-Feedback, RoboticGlove, Glove for neurorehabilitation y RoboGlove. Entre los sensores más empleados están los resistivos, los sistemas de cámaras y sensores de movimiento. Como ejemplo de estos últimos, se puede citar el sistema Leap Motion que admite como entrada los movimientos de manos y dedos de manera inalámbrica aunque debido a que no es completamente de código

abierto existen inconvenientes al momento de querer comunicar el software con otros equipos.



Figura 8. *Dispositivo Leap Motion e interfaz de usuario.*

Fuente: [22].

Revisando todos estos dispositivos y sus características se puede concluir que son pocas las propuestas que usen hardware reducido y simple que permita la portabilidad de los dispositivos. Esto último es muy importante porque permitiría al paciente realizar la rehabilitación sin la necesidad de trasladarse a los centros especializados y sin perder la calidad del proceso de rehabilitación. Además es necesario brindar interfaces que permitan que los dispositivos puedan ser programados por los fisioterapeutas y el paciente para ajustar sus horarios, reducir costos y aumentar la motivación para iniciar y terminar su plan de rehabilitación.

La propuesta del presente trabajo es construir un dispositivo portátil y de fácil uso que guíe a los pacientes que necesitan realizar rehabilitación ante una lesión del túnel carpiano. En la Figura 9 se muestra el diagrama de bloques con los componentes y funciones del dispositivo desarrollado en el presente trabajo.

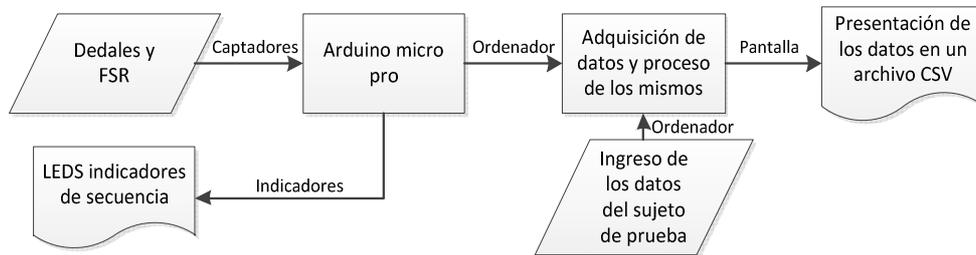


Figura 9. Diagrama de bloques del funcionamiento del dispositivo propuesto.

Fuente: Autor.

Se cuenta un sensor de presión FSR (por sus siglas en inglés Force Sensing Resistor) acoplado a un sistema de dedales para medir la presión ejercida por los dedos durante los movimientos de contar como se indica en la Figura 10.

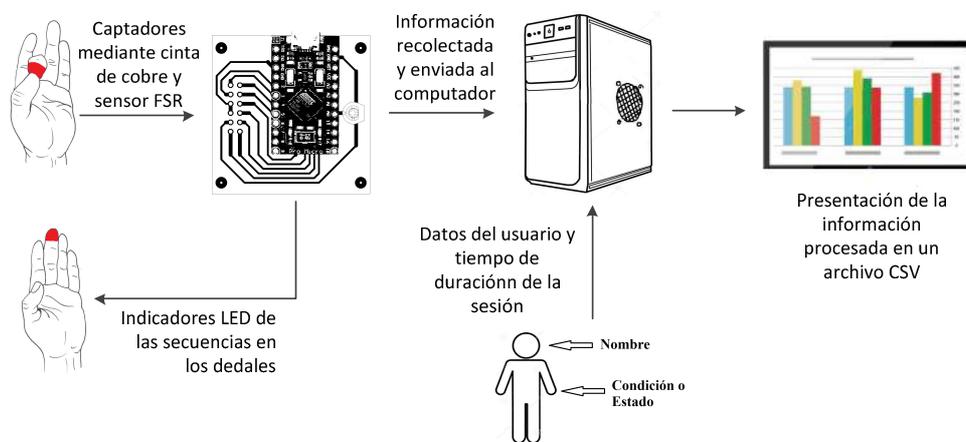


Figura 10. Diagrama del funcionamiento del dispositivo propuesto.

Fuente: Autor.

Un dispositivo Arduino genera las secuencias guía con el encendido de leds colocados en dedales para que el usuario realice los movimientos.

Posteriormente se envían los datos del sensor a un computador para su procesamiento, visualización y almacenamiento. Es posible crear una base de datos en una interfaz creada para el computador con la información de nombre y condición del usuario. Se ha realizado la prueba de varios diseños de dedales impresos en 3D, para establecer la forma y material idóneos que permitan la medición correcta y que sean aceptados por el usuario.

La descripción del desarrollo de las etapas indicadas en la Figura 10 se encuentra en el siguiente capítulo.

CAPÍTULO 2: DESARROLLO

DESCRIPCIÓN DEL HARDWARE DEL DISPOSITIVO

Funcionamiento del sistema

En la Figura 11 se muestra el diagrama de funcionamiento del sistema que cuenta con un dispositivo de cinco dedales para medir la presión durante el ejercicio de contar dedos que es parte de las rutinas de rehabilitación del túnel carpiano.

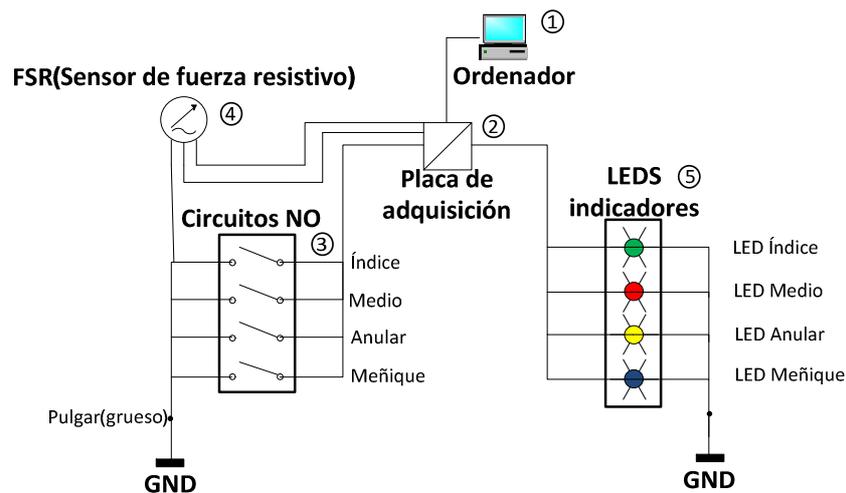


Figura 11. Diagrama de funcionamiento del sistema de dedales del dispositivo.

Fuente: Autor.

Los dedales forman circuitos normalmente abiertos que se cierran cuando el pulgar tiene contacto con los otros dedos. El pulgar es el dedo de referencia común (GND) y en su dedal se encuentra un sensor FSR. Cuando

se realiza un movimiento que junte el pulgar con los dedos índice, medio, anular o meñique, el circuito de cada dedo se cierra y se mide la fuerza aplicada. Para esto cada dedal tiene cintas de cobre que al tener contacto entre si cierran el circuito e indican el dedo que fue presionado contra el pulgar.

En cada dedal existe un diodo LED para mostrar las secuencias de movimiento que debe seguir el usuario del dispositivo durante el proceso de rehabilitación. El dato de fuerza se envía a la placa de adquisición para su procesamiento en el ordenador. La placa de adquisición tiene cuatro entradas digitales en configuración PULL-UP, cuatro salidas digitales y una entrada AC/DC.

En la Figura 12 se muestra el sensor FSR empleado en el dispositivo. Este corresponde al modelo Interlink 402 de Adafruit con dos capas y un separador. Posee un diámetro de 10,27mm (1/2") que define un área de presión idónea para esta aplicación.

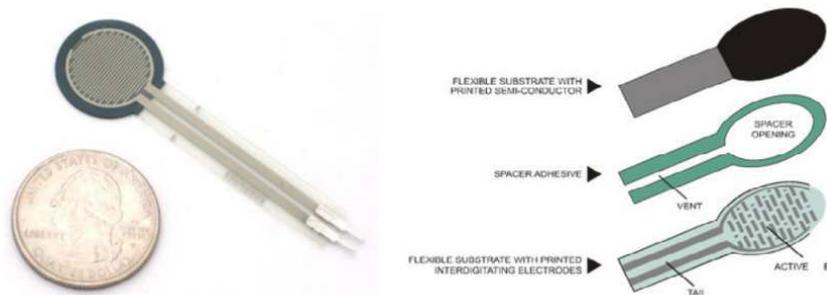


Figura 12. Sensor de fuerza resistivo FSR Interlink 402.

Fuente: [23].

El valor resistencia sin contacto es teóricamente infinita, con presión leve el valor es de 100 k Ω y con una presión máxima es de 200 Ω . Los rangos

de fuerza son de 0 a 20 libras aplicando presión uniforme sobre toda la superficie. En la Figura 13 se muestra la gráfica de funcionamiento fuerza-resistencia del sensor [23].

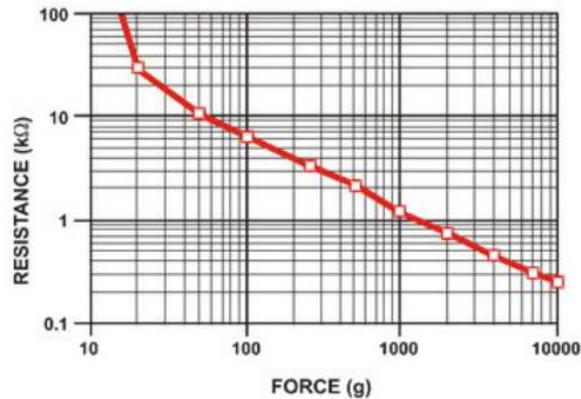


Figura 13. Gráfica del comportamiento de fuerza-resistencia del sensor FSR Interlink 402.

Fuente: [23].

PLACA DE ADQUISICIÓN

Cuando uno de los circuitos ya sea el índice, medio, anular y meñique se cierra, son activadas resistencias de pull-up con un flaco de bajada (GND), el cual se encuentra conectado a la lámina de cobre en el dedo pulgar. Para la indicación de la rutina de ejercicio que debe realizar el usuario, cada dedal tiene un LED que se activa en una secuencia de contar dedos. Los LEDs en cada dedo son de diferentes colores, a saber: verde para el índice, rojo para el medio, amarillo para el anular y azul para el meñique. Para adquirir la presión realizada por cada dedo, se realiza la conexión de un resistor variable para regular la sensibilidad del sensor FSR que está en el pulgar. En la Figura 14

se puede observar el diseño esquemático de la placa de adquisición y en la Figura 15 el diagrama de flujo del principio de funcionamiento.

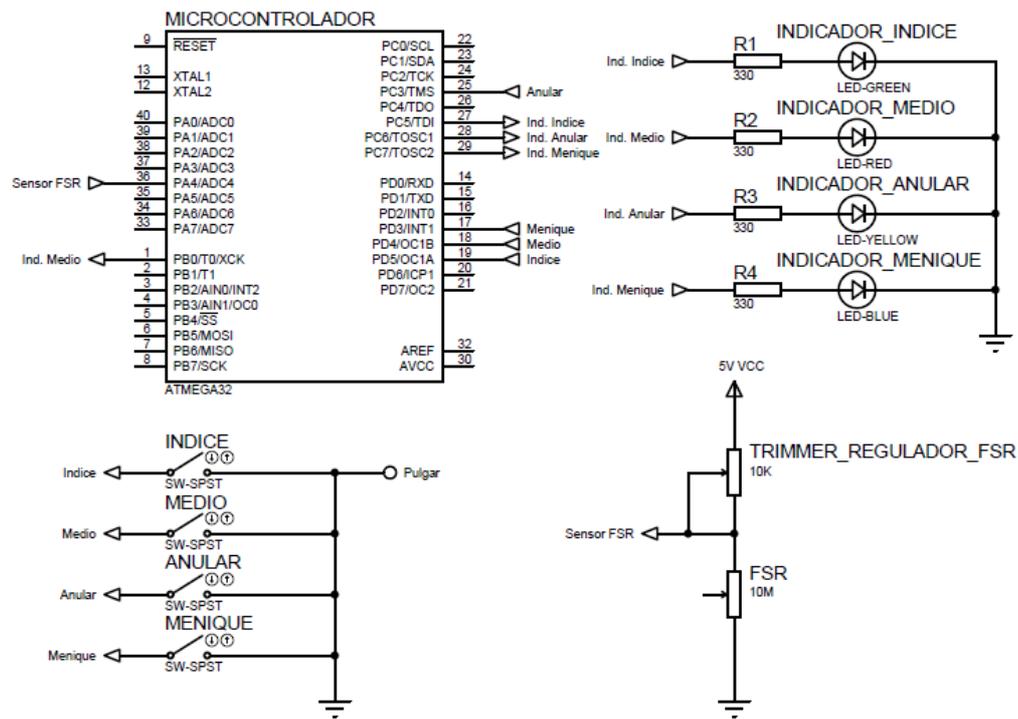


Figura 14. Circuito esquemático de la placa de adquisición.

Fuente: Autor.

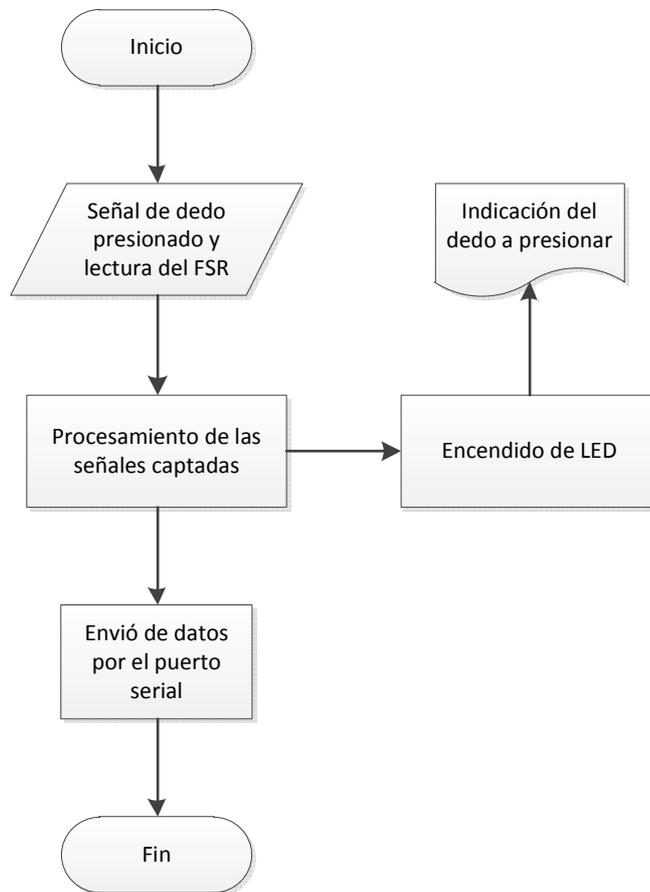


Figura 15. Flujograma que describe el envío de la placa de adquisición.

Fuente: Autor.

La placa para adquirir las señales durante las tareas de rehabilitación se muestra en la Figura 16 (a) y fue diseñada en el software Eagle de la familia de Autodesk. Fue necesario la creación de un shield del arduino pro micro, cuatro resistencias SMD de $330\ \Omega$, un trimmer de $10\ \text{k}\Omega$ para regular el sensor de fuerza (FSR) y un conector macho 2x6 tipo pin – heads como se indica en la Figura 16 (b).

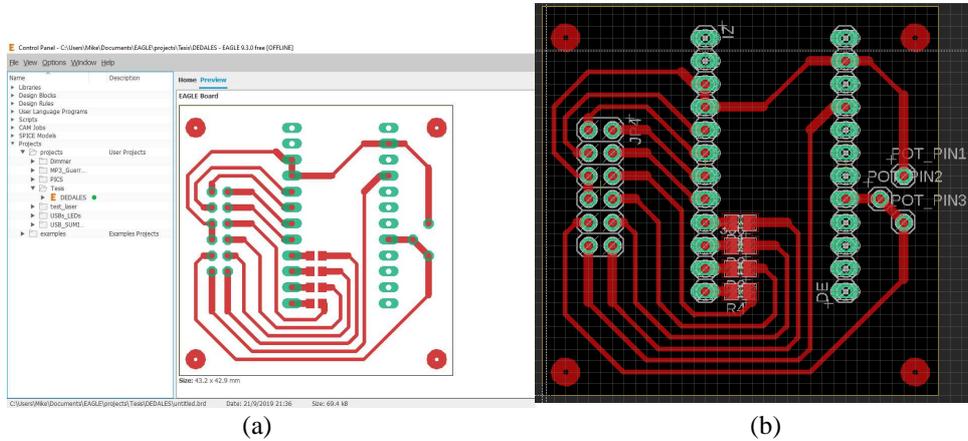
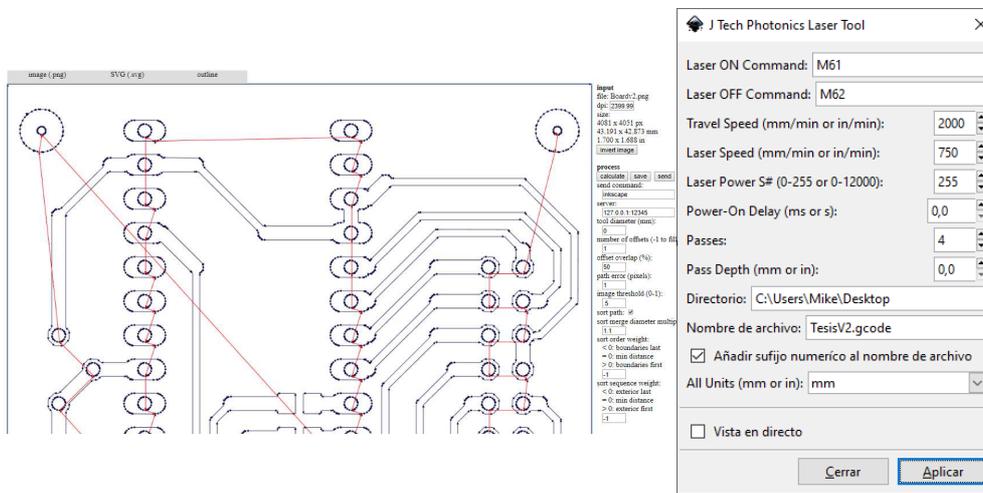


Figura 16. (a) Interfaz de Eagle – Autodesk; (b) Diseño de la placa de adquisición de datos.

Fuente: Autor.

El PCB físico se creó con el método de corte y grabado láser con vinil. Para esto es necesario realizar la exportación de la imagen en EAGLE como se muestra en la Figura 17 (a), para vectorizar la misma en un programa de diseño como ilustrador, coreldraw o inkscape. Después de esto se empleó el software inkscape (gratis y de código abierto) para generar el código G de corte láser con la librería “J Tech Photonics Laser Tool” (descargada de GIBHUB).

Los comandos de corte configurados en la máquina FABTotum fueron: M61 para encendido del diodo de corte y M62 para apagado; la velocidad de corte, traslado, grado de corte en PWM (0-255), número de pasadas, directorio de salida del archivo, el nombre y las unidades en milímetros o pulgadas como se muestra en la Figura 17(b).



(a) Imagen de la placa para proceder a vectorizarla; (b) Código G con la librería de inkscape “J Tech Photonics Laser Tool”.

Fuente: Autor.

Posteriormente se procedió a pegar el vinil (en este caso de color verde) en la placa y a ejecutar el archivo con extensión GCODE en la máquina de corte láser para la generación del dibujo, como se observa en Figura 18(a). Como pasos finales se utilizó ácido férrico para quemar la placa, se realizaron las perforaciones, cortes y suelda de los componentes para la obtención de la tarjeta.

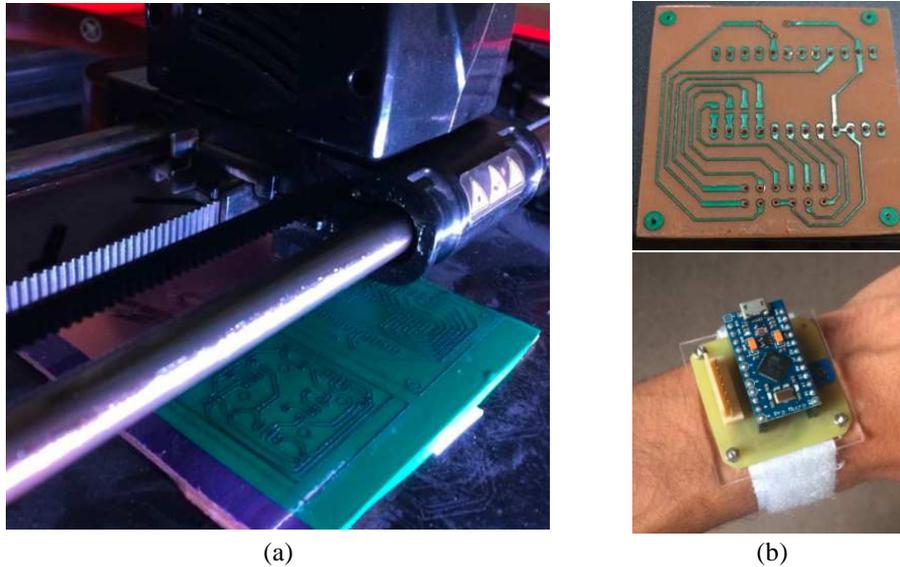


Figura 18. (a) Placa cortada sobre el vinil verde pegado en la placa de cobre en baquelita; (b) Placa finalizada colocada sobre una estructura de acrílico.

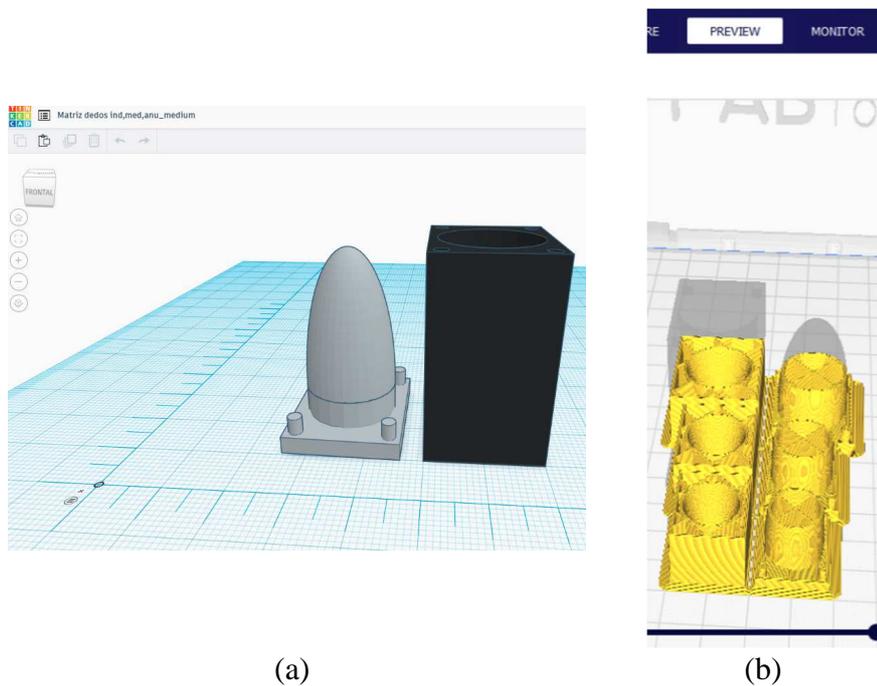
Fuente: Autor.

La placa se colocó en una manilla con correa para su ajuste como se indica en la Figura 18 (b). La misma se conecta luego a un computador en donde se programa el tiempo de la rutina del ejercicio, se ingresan los datos del paciente y se almacenan los datos adquiridos. El consumo del dispositivo es de 100mA en plena sesión de terapia y funciona teniendo como fuente al PC con 5V.

DISEÑO DE LOS DEDALES

Para el diseño de los dedales se empleó el software Tinkercad de Autodesk, que es una herramienta gratuita para el diseño 3D. Para el diseño de los dedales es necesario crear una matriz de un material suave y que pueda

adaptarse a cada uno de los dedos. El diseño de las matrices se realizó considerando tamaños para una persona del percentil 50% (masculino, 1,70 m, 65 Kg) y que en cada uno de los dedos se colocará un led para guiar las rutinas de movimiento como se muestra en la Figura 19 (a). Con el software de Ultimaker Cura se generó el código para la impresora 3D, como se indica en la Figura 19 (b).



(a) Matriz de los dedos anular, medio e índice en el software de diseño 3D Tinkercad de Autodesk; (b) Matrices de los dedos para la generación de archivos para impresoras 3D en Ultimaker Cura.

Fuente: Autor.

La impresión se realizó en una máquina multipropósito FABTotum utilizando PLA como material de los moldes y matriz primaria. En la Figura

20(a) se muestra el proceso para la impresión de moldes y matrices. Una vez obtenidas, se vació el caucho silicón y se obtuvieron los dedales que se muestran en la Figura 20 (b).



Figura 20. (a) *Impresión de las matrices;* (b) *Dedales de caucho silicón obtenidos de las matrices.*

Fuente: *Autor.*

Posteriormente se colocó la circuitería en el dedal que consiste en los LEDs de indicación, las láminas de cobre y el sensor de presión resistivo FRS en el pulgar. Finalmente se realizó otro vaciado y una fundición con material caucho silicón adicional como se muestra en las Figuras 21 (a) y (b).



(a)



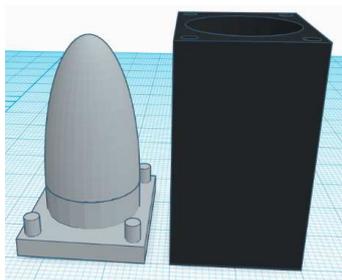
(b)

Figura 21. (a) Dedal con LED de indicación; (b) Dedal con la lámina de cobre.

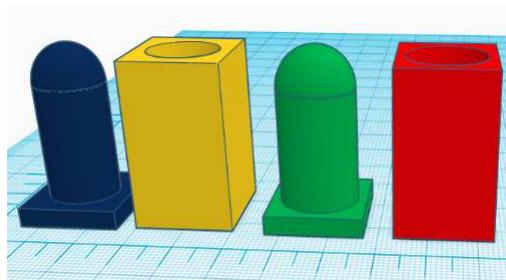
Fuente: Autor.

Se dio forma a las láminas de cobre utilizando una cortadora de vinil. En cada lámina hay un cable y un conector para la tarjeta de adquisición. El sensor de presión en el pulgar se coloca en un compartimento que permite desmontar el elemento fácilmente.

Durante esta etapa se realizaron dos versiones de forma para los dedales como se muestra en la Figura 22(a) y (b). Esto debido a que durante las pruebas con los dedales de la primera versión algunas personas no podían hacer un uso continuo sin tener que hacer ajustes en la colocación.



(a)



(b)

Figura 22. Dedales (a) Primera versión; (b) Segunda versión.

Fuente: Autor.

El nuevo diseño exigió un cambio en la forma de la matriz como se muestra en la Figura 23 (a), que debía ser de tres piezas para evitar la ruptura del dedal al momento de sacarla de la matriz como se indica en la Figura 23 (b).

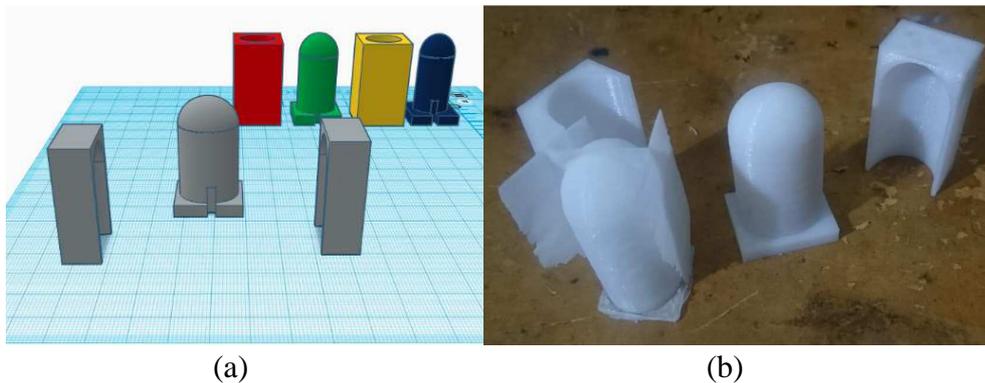


Figura 23. (a) Diseño de matrices en tres piezas para evitar rupturas; (b) Dedal obtenido de la matriz de 3 piezas.

Fuente: Autor.

Se realizaron pruebas para verificar la adaptación de un usuario a los dedales, confirmado que en este caso el ajuste fue mejor (Figura 24 (a)).

Después de la conexión de la circuitería (Figura 24 (b)) se obtuvo el prototipo final que se muestra en la Figura 24 (c).

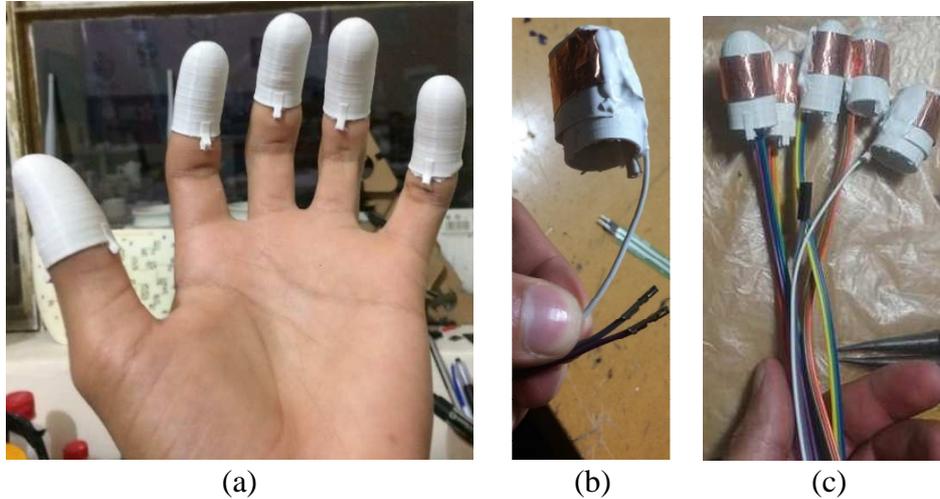


Figura 24. Dedales de la versión final. (a) dedales colocados en la mano; (b) cables de conexión a la tarjeta de adquisición; (c) prototipo terminado.

Fuente: Autor.

En la Figura 25 (a) y (b) se muestra el prototipo con los dos tipos de dedales con los LEDs indicadores de las rutinas.

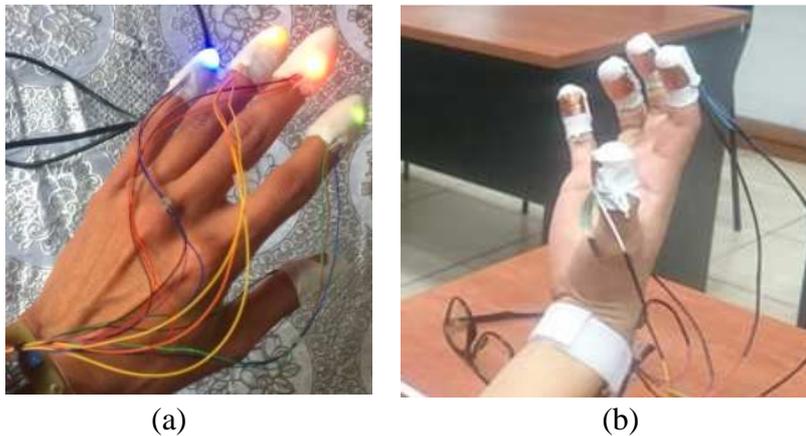


Figura 25. Dispositivo terminado con láminas de cobre, LEDs indicadores y el sensor de fuerza FSR. (a) Dedales tipo 1; (b) Dedales tipo 2.

Fuente: Autor.

Los dedales con su conector pesan 20 gramos, la placa de adquisición y la manilla de velcro con la base de acrílico pesan 19 gramos. El peso total del dispositivo es de 49 gramos.

SOFTWARE DEL SISTEMA

La programación de la etapa de adquisición de las señales de presión durante las tareas de rehabilitación y de la etapa para generar rutinas aleatorias que guíen los movimientos de los dedos se realizó en Arduino IDE. Además se generó un código para la creación de la interfaz gráfica que permita el almacenamiento de los datos y la comunicación de la placa y el computador.

ADQUISICIÓN DE DATOS

Para la adquisición se consideró que el sensor requiere un tiempo de recuperación. Para determinar el mismo e incluirlo en la rutina de toma de datos por el ADC del microcontrolador Atmega 32U4, se procedió a medir el tiempo de las muestras tomadas. Se obtuvo que es necesario 110 μ s para la primera muestra y 100 μ s para las otras muestras. El tiempo de recuperación del sensor empleado es de 50 ms, razón por la cual, al momento de pasar a la toma del siguiente dato se establece un retardo suficiente para la recuperación del sensor como se indica en la etapa final del flujograma de la Figura 26.

Durante el periodo de adquisición de la señal en la que uno de los dedos está presionado al pulgar se considera la mayor medida registrada hasta que no exista contacto con el mismo.

El tiempo promedio de envío entre muestra y muestra es de 50,3 ms, lo que indica que se puede trabajar a una frecuencia de muestreo de casi 20

Hz. El tiempo de transmisión de los datos al computador está configurado a una velocidad de 115,2 kbps, por lo que la pérdida de datos no se considera relevante.

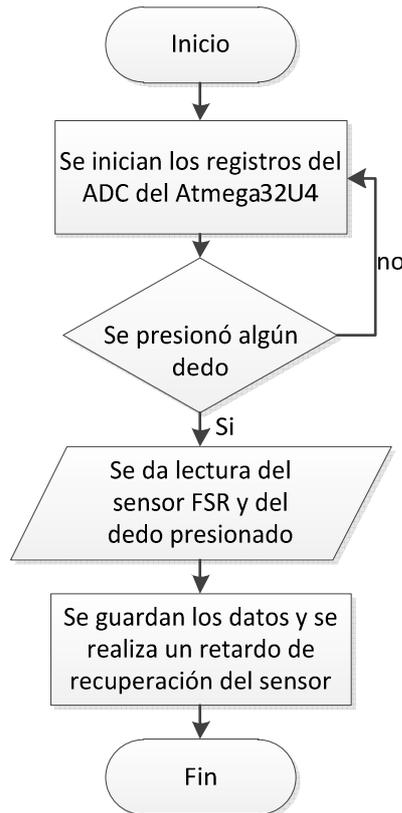


Figura 26. *Flujograma de la adquisición de datos.*

Fuente: *Autor.*

GENERACIÓN DE LAS RUTINAS PARA EL EJERCICIO

Con el objetivo de lograr la concentración del paciente durante la sesión de ejercicios para fortalecer y mejorar la movilidad de los dedos de la

mano, se generan secuencias aleatorias como guía. Cada dedo contiene un diodo LED con su color respectivo el cual se va a encender uno a uno, indicando que es necesario presionar una sola vez hasta terminar cada secuencia, como se muestran en la Tabla 4.

Tabla 4. Secuencias aleatorias para la sesión de ejercicio.

| Secuencia | Dedo | | | |
|---------------------------|---|---|---|---|
| | Índice (verde) | Medio (rojo) | Anular (amarillo) | Meñique (azul) |
| 1 |  |  |  |  |
| 2 |  |  |  |  |
| 3 |  |  |  |  |
| 4 |  |  |  |  |
| Orden de encendido | 1ra | 2da | 3ra | 4ta |

El número de repeticiones depende del tiempo recomendado por el especialista y se establece con base a la gravedad de la falta de movilidad y fuerza. Generalmente se realizan entre 15 y 20 secuencias en un minuto de ejercicio.

En la Figura 27 se puede visualizar el flujograma de la rutina de generación de secuencias y en el Apéndice A se encuentra el código respectivo.

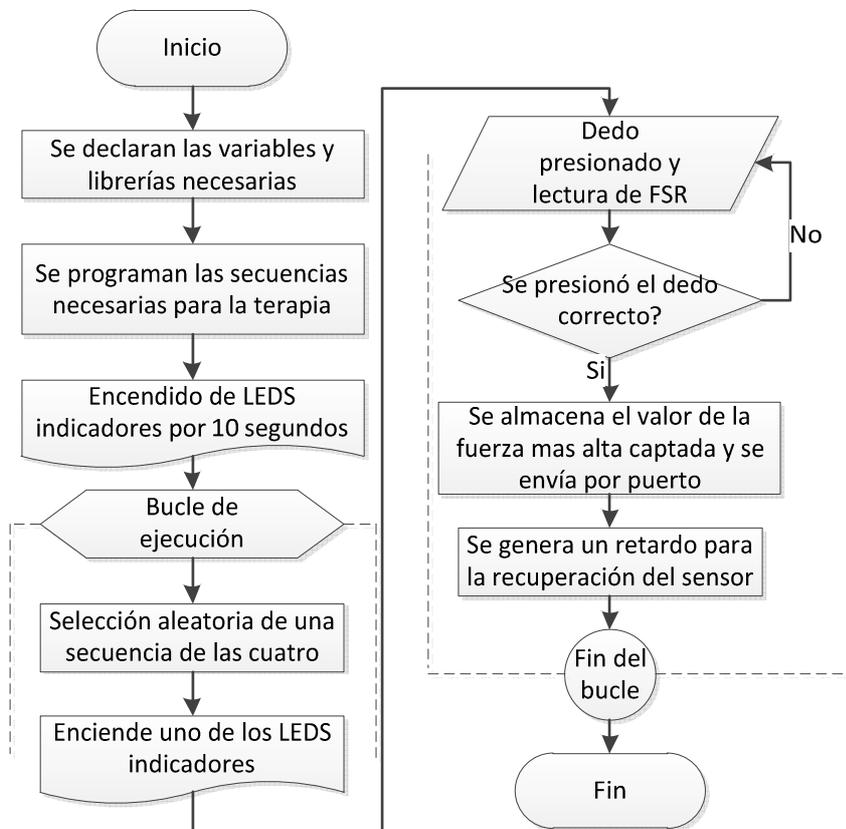


Figura 27. Flujograma de la rutina de generación de trayectorias en el microcontrolador.

Fuente: Autor.

Los datos adquiridos son enviados al computador con Python IDE empleando la librería serial para ejecutar la comunicación directa con el Arduino, como se indica en el código de la Figura 28. El Arduino empleado posee un microcontrolador Atmega32u4 que tiene comunicación USB serial de forma directa.

```

serial_ardu2.py - C:\Users\Mike\AppData\Local\Programs\Python\Python37-32\Projects\serial_ardu2.py
File Edit Format Run Options Window Help
# Lectura de datos desde un Arduino
import time
import datetime
try:
    import serial
    arduino = serial.Serial('COM9', baudrate=9600, timeout=1.0)
    arduino.setDTR(False)
    time.sleep(1)
    arduino.flushInput()
    arduino.setDTR(True)

except (ImportError, serial.SerialException):
    # No hay módulo serial o placa Arduino disponibles
    import io
    class FakeArduino(io.RawIOBase):
        """Clase para representar un "falso Arduino"
        """
        def readline(self):
            time.sleep(0.01)
            return b'sensor = 0\toutput = 0\r\n'
    arduino = FakeArduino()

with arduino:
    while True:
        try:
            line = arduino.readline()
            if line != b'':
                print(line.decode('ascii', errors='replace'), end='')
                x = datetime.datetime.now()
                print((x.hour,x.minute,x.second,x.microsecond))
        except KeyboardInterrupt:
            print("Exiting")
            break

```

(a)

```

Python 3.7.3 Shell
File Edit Shell Debug Options Window Help
Python 3.7.3 (v3.7.3:ef4ec6ed12, Mar 25 2019,
1) on win32
Type "help", "copyright", "credits" or "licens
>>>
RESTART: C:\Users\Mike\AppData\Local\Programs
l_ardu2.py
3,246.00(19, 20, 29, 572638)
5,246.00(19, 20, 32, 399223)
2,246.00(19, 20, 35, 230937)
2,246.00(19, 20, 40, 276030)
3,246.00(19, 20, 42, 830736)
4,246.00(19, 20, 44, 956358)
5,246.00(19, 20, 46, 482431)
2,246.00(19, 20, 48, 234090)
3,246.00(19, 20, 50, 203231)
4,246.00(19, 20, 52, 636342)
5,246.00(19, 20, 54, 568033)
4,246.00(19, 20, 56, 394453)
3,246.00(19, 20, 58, 632996)
5,246.00(19, 21, 1, 62512)

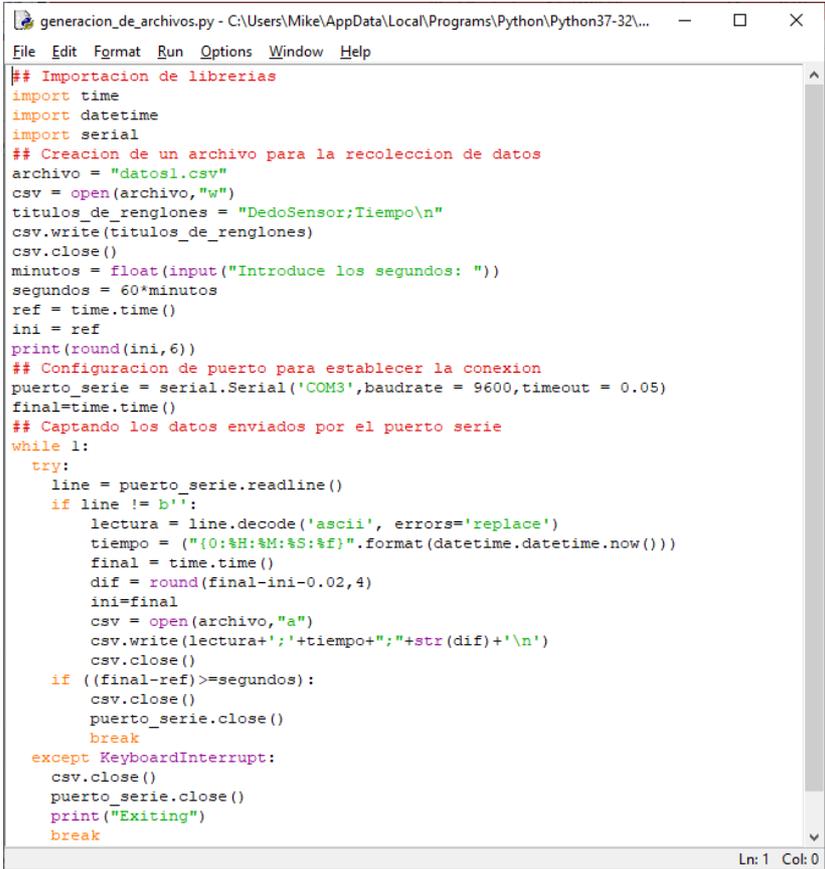
```

(b)

Figura 28. (a) Programación del puerto serial en Python; (b) Los datos recibidos con un vector de tiempo en horas, minutos, segundos y microsegundos.

Fuente: Autor.

Después de obtener los datos en la interfaz de Python IDE, los datos son visualizados y almacenados empleando una interfaz gráfica. Se genera además un archivo CSV con los datos tomados de la sesión de rehabilitación y los datos procesados. La generación de archivos CSV en Python se realizó empleando la librería pandas y la librería de generación de archivos directos o File Handling que permiten crear, modificar y visualizar los archivos CSVs. En la Figura 29 se muestra el código para la generación de archivos CSV con un temporizador de adquisición.



```
generacion_de_archivos.py - C:\Users\Mike\AppData\Local\Programs\Python\Python37-32\...
File Edit Format Run Options Window Help
## Importacion de librerias
import time
import datetime
import serial
## Creacion de un archivo para la recoleccion de datos
archivo = "datos1.csv"
csv = open(archivo,"w")
titulos_de_renglones = "DedoSensor;Tiempo\n"
csv.write(titulos_de_renglones)
csv.close()
minutos = float(input("Introduce los segundos: "))
segundos = 60*minutos
ref = time.time()
ini = ref
print(round(ini,6))
## Configuracion de puerto para establecer la conexion
puerto_serie = serial.Serial('COM3',baudrate = 9600,timeout = 0.05)
final=time.time()
## Captando los datos enviados por el puerto serie
while 1:
    try:
        line = puerto_serie.readline()
        if line != b'':
            lectura = line.decode('ascii', errors='replace')
            tiempo = "{0:%H:%M:%S:%f}".format(datetime.datetime.now())
            final = time.time()
            dif = round(final-ini-0.02,4)
            ini=final
            csv = open(archivo,"a")
            csv.write(lectura+';'+tiempo+";"+str(dif)+'\n')
            csv.close()
        if ((final-ref)>=segundos):
            csv.close()
            puerto_serie.close()
            break
    except KeyboardInterrupt:
        csv.close()
        puerto_serie.close()
        print("Exiting")
        break
Ln: 1 Col: 0
```

Figura 29. Generación de archivos CSV con un temporizador de adquisición.

Fuente: Autor.

Se empleó como motor de generación de interfaces el Tkinter que es de tipo páginas web como se observa en la Figura 30.

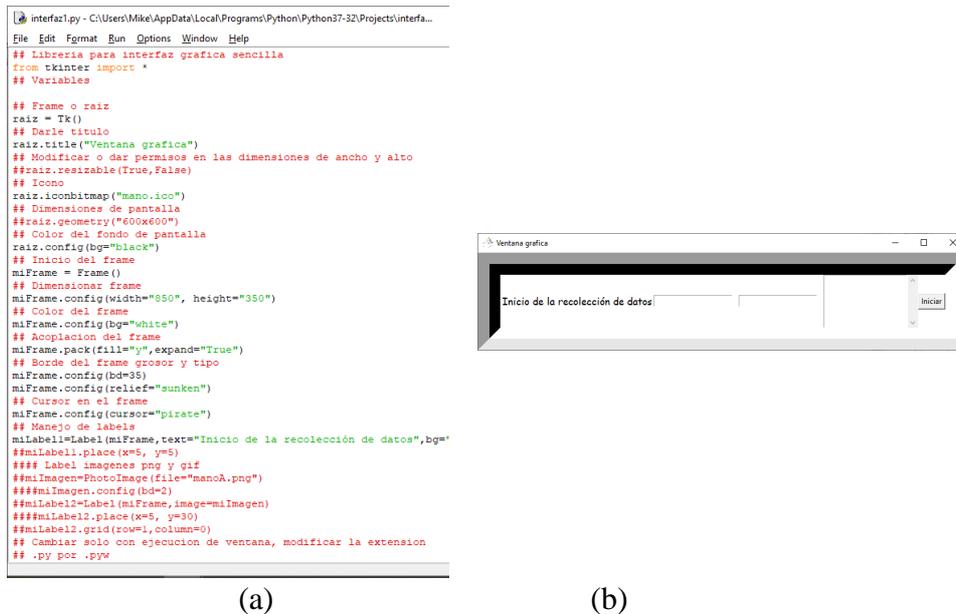


Figura 30. (a) Código de generación de una interfaz con Tkinter; (b) Interfaz Python IDE.

Fuente: Autor.

En la Figura 31 se muestra la interfaz que utilizará el terapeuta al momento de realizar el seguimiento y almacenamiento de los datos de la sesión de rehabilitación.

En la interfaz se debe ingresar información del nombre del paciente o sujeto de prueba, el diagnóstico que tiene la persona que realizará la rehabilitación y el tiempo de duración de la sesión del día. Existe además un botón para dar inicio a la terapia, un botón para salir y otro botón de ayuda con una guía para saber detalles de cómo colocar los dedos en el paciente, consideraciones antes de conectar el dispositivo al computador, entre otras.

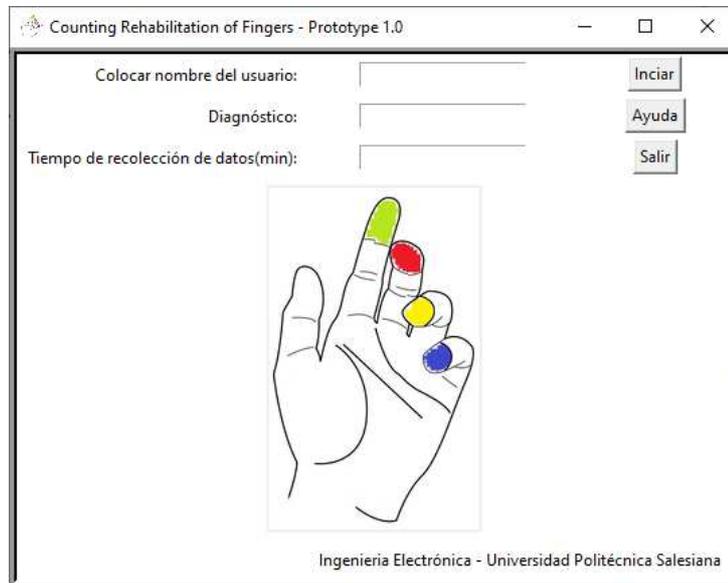


Figura 31. *Interfaz gráfica para el terapeuta.*

Fuente; Autor.

Al terminar la sesión, se contará con dos archivos que tendrán el nombre del paciente en donde están los datos adquiridos y los datos procesados (Figura 32). En el archivo con los datos procesados es necesario realizar una multiplicación por el valor resistivo del trimmer que lleva la placa. Esto debe realizarse debido a que los sensores pueden perder fiabilidad a medida que se utilizan. El factor de multiplicación se verifica en la hoja de detalles y características del sensor [23], [24] que se encuentra en el Apéndice C.

| | A | B | C | D | E | F |
|----|------|--------|------------|-----------------|--------------------------------|------------------------|
| 1 | Dedo | Sensor | Diferencia | Hora | Nombre del paciente: Juan pere | Diagnostico:tendinitis |
| 2 | 5 | 0.00 | 3.610.081 | 15:50:27:655015 | | |
| 3 | 4 | 0.00 | 0.970033 | 15:50:28:625048 | | |
| 4 | 3 | 0.00 | 0.509971 | 15:50:29:135019 | | |
| 5 | 2 | 0.00 | 0.930031 | 15:50:30:065050 | | |
| 6 | 3 | 232.00 | 1.320.001 | 15:50:31:385051 | | |
| 7 | 5 | 0.00 | 1.109.884 | 15:50:32:494933 | | |
| 8 | 2 | 95.00 | 1.160.081 | 15:50:33:655016 | | |
| 9 | 4 | 244.00 | 1.030.016 | 15:50:34:685032 | | |
| 10 | 3 | 38.00 | 1.110.013 | 15:50:35:795045 | | |

| | A | B | C | D | E | F | G | H |
|---|---------------|-----------|---------------|-----------|---------------|-----------|---------------|-----------|
| 1 | Dedo indice | | Dedo medio | | Dedo anular | | Dedo meñique | |
| 2 | Fuerza(kg/cr) | Tiempo(s) | Fuerza(kg/cr) | Tiempo(s) | Fuerza(kg/cr) | Tiempo(s) | Fuerza(kg/cr) | Tiempo(s) |
| 3 | 0 | 0.930031 | 0 | 0.509971 | 0 | 0.970033 | 0 | 3.610081 |
| 4 | 95 | 1.160081 | 232 | 1.320001 | 244 | 1.030016 | 0 | 1.109884 |

Figura 32. Datos de la terapia del sujeto de prueba.

Fuente: Autor.

Con la información adquirida se espera que el terapeuta pueda realizar un seguimiento cuantitativo de las terapias de rehabilitación.

En el Apéndice D se encuentra el manual de usuario del dispositivo.

PRUEBAS DEL DISPOSITIVO

Para evaluar el dispositivo desarrollado para guiar y evaluar tareas de rehabilitación de mano a partir de señales de presión, se realizaron pruebas técnicas y con sujetos.

Para determinar el valor más alto estimado por el sensor de fuerza y verificar el tiempo mínimo de recuperación que necesita para realizar una nueva medición, se realizaron varias pruebas con diferentes pesos y superficies.

Los dedales fueron evaluados realizando varias repeticiones del movimiento de contar dedos, para determinar la duración de la lámina de cobre, sujeción de cables, sueldas y ajustes del dedal. Se verificaron los tiempos de adquisición de las señales de presión y la facilidad de uso de la interfaz.

Para verificar el funcionamiento del dispositivo se realizaron pruebas con siete sujetos saludables (2 mujeres, 5 hombres; $24,71 \pm 2,21$ años). A cada participante se le indicó el objetivo de la prueba y se les presentó el dispositivo para realizar tareas de rehabilitación en casos de túnel carpiano. Se explicó a cada uno cómo debían realizar las conexiones en la placa de adquisición y que consideraciones deben tener para su correcto uso. Posteriormente se pidió a los participantes estar en una posición confortable y colocarse los dedales con la manilla en la mano dominante. A cada participante se le pidió ejecutar las rutinas del movimiento de contar dedos usando el dispositivo siguiendo las rutinas generadas de manera aleatoria indicadas en la Tabla 4. La sesión de prueba del ejercicio por sujeto fue de un minuto y se realizaron 17 repeticiones en promedio por sujeto. Esto da como resultado un valor promedio de 68 activaciones del sensor.

Para conocer los comentarios de los participantes en las pruebas, respecto a la facilidad de uso y confort del dispositivo se empleó la prueba QUEST (Quebec Evaluación de Usuario con Tecnología Asistida - QUEST). Esta prueba permite medir en una escala del 1 al 5, cuán satisfecho está la persona con un dispositivo. En ella intervienen aspectos de: dimensión, peso, ajuste, seguridad, durabilidad, facilidad de uso, efectividad, prestación de servicios, reparación, servicio profesional y de seguimiento. En este caso, no se consideraron las preguntas 9 y 12 de la prueba QUEST porque evalúan el

programa de prestación de servicios con el que se obtuvo el dispositivo y los servicios de seguimiento recibido. Estos son cuestionamientos que no aplican para la evaluación del dispositivo en esta primera etapa. El formato de evaluación completo QUEST se encuentra en el Apéndice B.

Durante toda la evaluación se adquirieron los datos de presión para su posterior análisis.

CAPÍTULO 3: RESULTADOS Y ANÁLISIS

Durante las pruebas con diferentes pesos y superficies se determinó que los valores cuantitativos del sensor de fuerza FSR se encuentran dentro de las tolerancias permitidas. El valor más alto estimado para la lectura del sensor FSR es de 1719 gramos con un 15% de tolerancia. Este valor está en función de la superficie utilizada y presionada así como del tiempo mínimo de recuperación que se necesita para realizar una nueva medición.

La capacidad de duración de la lámina de cobre es aceptable. Se debe considerar que se tiende a perder conductividad cuando presenta oxidación por el ambiente y por el uso. Utilizando el mismo cobre sobre una superficie húmeda se determinó como resultado que tendría una duración de 5 a 7 meses de vida útil. Todo el modelo del circuito funciona correctamente para almacenar y cumplir con el objetivo de medir presión durante el ejercicio de contar dedos y evaluar el estado del usuario.

Con los métodos de sujeción y suelda que van dentro de los dedales, se descubrió que si se utilizaría un PCB flexible, tendrían una vida útil mayor, ya que de la manera directa como están colocados, tienden a romperse los cables por la flexión generada durante las rutinas. De esta manera, por el uso diario se garantiza un mes de vida útil.

Una de las fallas que se descubrieron es que puede existir conductividad en el dedal en zonas no deseadas por pequeñas cantidades de material conductor después del curado del material. Esto puede causar problemas al momento de realizar las tareas de adquisición, por lo cual es necesario verificar la continuidad de los circuitos.

En la Figura 33 se muestra el ambiente de pruebas y los participantes que colaboraron en las pruebas de usuario.



Sujeto 1 (S1)



Sujeto 2 (S2)



Sujeto 3 (S3)



Sujeto 4 (S4)



Sujeto 5 (S5)



Sujeto (S6)



Sujeto 7 (S7)

Figura 33. Sujetos participantes durante las pruebas.

Fuente: Autor.

En la Figura 34 se muestra las gráficas de presión de ciertos sujetos de prueba en la que se puede observar la fuerza aplicada por cada dedo. Las variaciones de los valores muestran que no se intentó mantener la fuerza durante la sesión de un minuto.

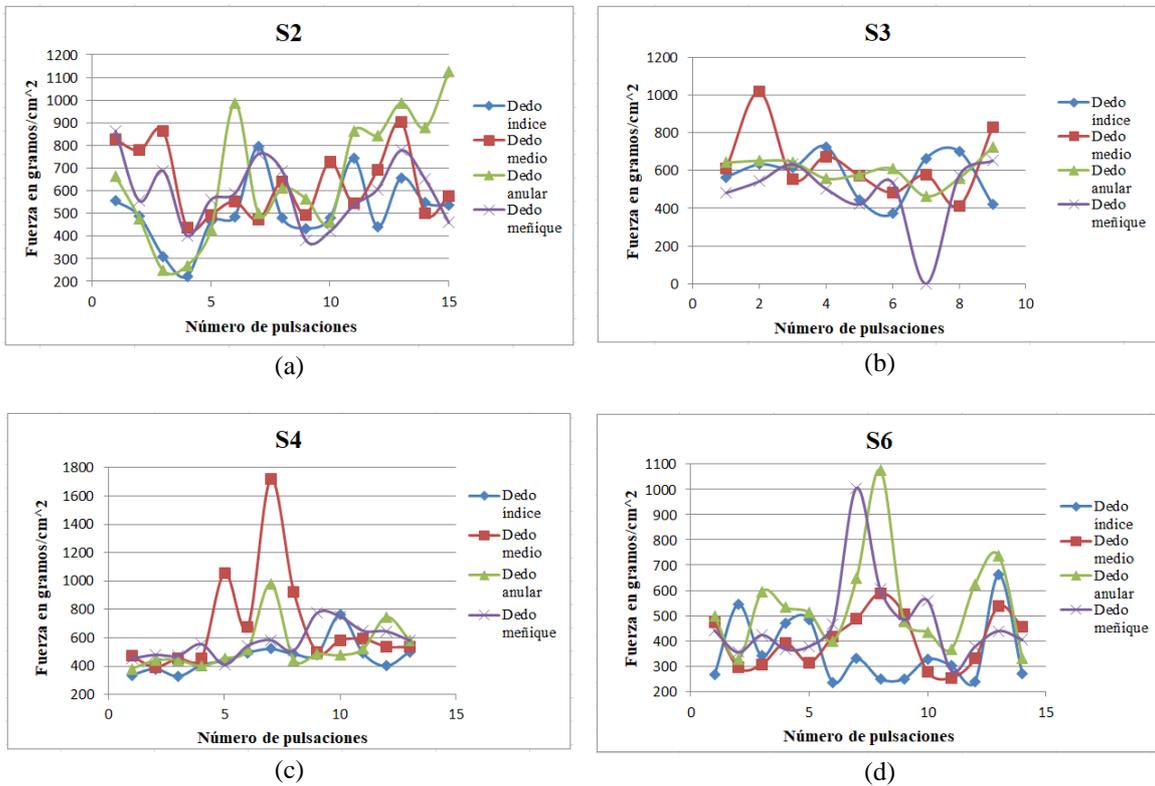


Figura 34. Datos de fuerza durante una sesión de rehabilitación por un minuto

(a) S2; (b) S3; (c) S4; (d) S6.

Fuente: Autor.

En la Figura 35 se muestra el tiempo de reacción de los dedos durante una sesión de un minuto.

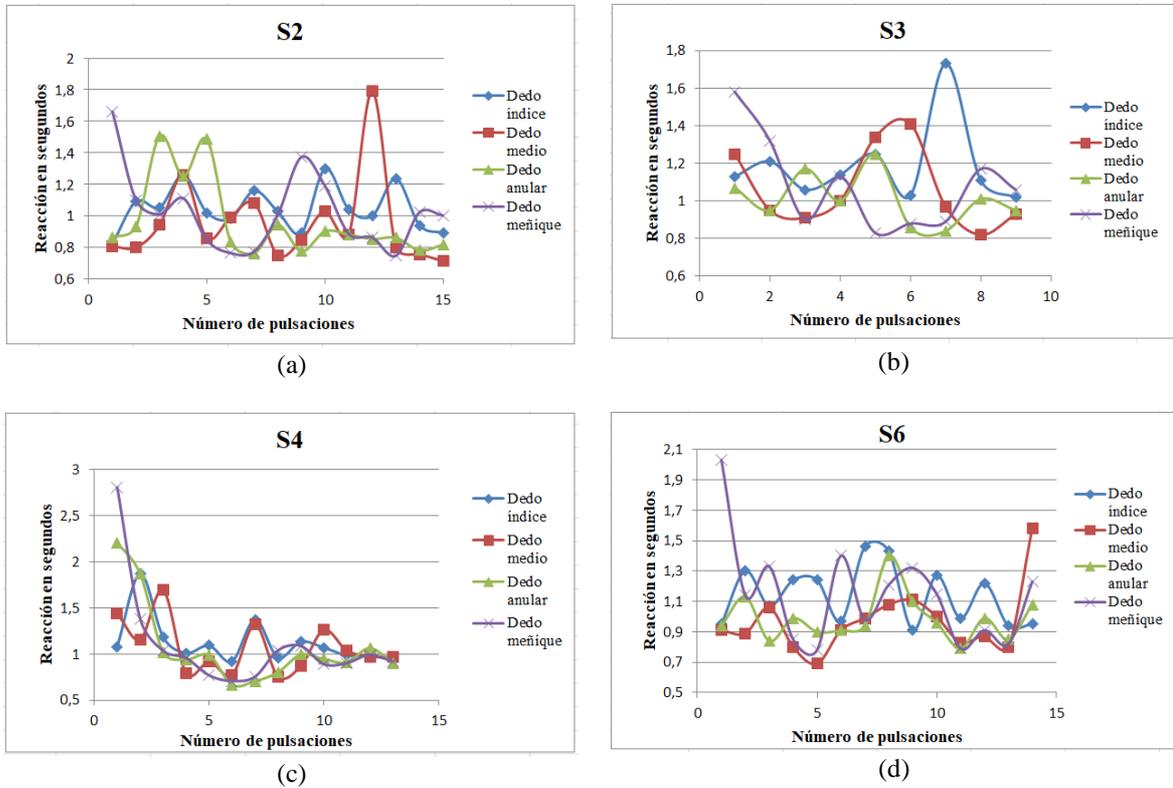


Figura 35. Tiempo de reacción (s) de cada dedo durante una sesión de un minuto
(a) S2; (b) S3; (c) S4; (d) S6.

Fuente: Autor.

Los tiempos de reacción son mayores al inicio de la tarea, conforme la persona realiza más repeticiones los tiempos disminuyen lo que indica que la persona logra adaptarse al seguimiento de las señales lumínicas. En los sujetos S2, S3 y S6 se presentan incrementos en los tiempos de reacción en medio de la sesión, lo cual indica perdieron concentración. En este sentido el sujeto S4 es el que mostró mayor concentración durante el desarrollo de la rutina.

En la Tabla 5 se muestran los resultados de la aplicación de la prueba QUEST con los siete participantes (S1, S2, S3, S4, S5, S6 y S7).

Tabla 5. Resultados de la aplicación de la prueba QUEST con los siete participantes (S1, S2, S3, S4, S5, S6 y S7).

| Consulta | Respuesta de los Sujetos | | | | | | | Promedio |
|--|--------------------------|----|----|----|----|----|----|----------|
| | S1 | S2 | S3 | S4 | S5 | S6 | S7 | |
| 1. Las dimensiones (tamaño, altura, longitud, ancho) del dispositivo | 3 | 5 | 4 | 5 | 5 | 3 | 5 | 4,29±0,9 |
| 2. El peso del dispositivo | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5,00±0 |
| 3. La facilidad para ajustar (fijar, fijar) las partes de su dispositivo | 4 | 3 | 5 | 4 | 4 | 3 | 4 | 3,86±0,7 |
| 4. Qué tan seguro y protegido es el dispositivo | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 4 | 5 | 4,86±0,3 |
| 5. La durabilidad (resistencia, resistencia al desgaste) del dispositivo | 5 | 1 | 2 | 3 | 4 | 2 | 4 | 3,00±1,4 |
| 6. Qué tan fácil es usar el dispositivo | 5 | 5 | 4 | 4 | 5 | 4 | 5 | 4,57±0,5 |
| 7. Qué tan cómodo es el dispositivo | 4 | 4 | 4 | 5 | 5 | 4 | 4 | 4,39±0,5 |
| 8. Qué tan efectivo es el dispositivo (el grado en que su dispositivo satisface sus necesidades) | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5,00±0 |
| 10. Las reparaciones y servicios (mantenimiento) previstos su dispositivo | 5 | 3 | 4 | 4 | 5 | 5 | 5 | 4,43±0,8 |
| 11. La calidad de los servicios profesionales (información, atención) que recibió por usar el dispositivo | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5,00±0 |
| SUMA | 46 | 41 | 43 | 45 | 48 | 40 | 47 | |

Los parámetros que obtuvieron la menor respuesta fue la de durabilidad con un valor promedio de 3 y la facilidad para ajustar el dispositivo con un calor de 3,86. Los parámetros mejor evaluados fueron el de peso, efectividad y calidad de servicio, todos con un valor de respuesta de 5. El promedio general de la encuesta fue de 44,29/50. Según los comentarios y el valor de las respuestas de las preguntas que contestaron los sujetos de

prueba, este dispositivo tiene una calificación del 88% de manera positiva según su enfoque de aplicación. Sin embargo, es necesario trabajar en la mejora del ajuste y la calidad del dedal debido a que los usuarios consideraron que el material empleado es muy sensible a daños físicos. El parámetro de efectividad debe ser evaluado nuevamente, porque solamente podría considerarse que el dispositivo es efectivo como herramienta para la rehabilitación después se incorporarse a un estudio con pacientes durante periodos largos en los que se realice el proceso de rehabilitación de mano.

En la Tabla 6 se muestran las preguntas más importantes para los sujetos de prueba respecto a los factores más importantes a considerar para usar el dispositivo.

Tabla 6. Preguntas más importantes según los sujetos de prueba.

| Consulta | Factor más importante | | | | | | |
|--|-----------------------|----|----|----|----|----|----|
| | S1 | S2 | S3 | S4 | S5 | S6 | S7 |
| 1. Las dimensiones (tamaño, altura, longitud, ancho) del dispositivo | | | | | | | |
| 2. El peso del dispositivo | X | | | | | | |
| 3. La facilidad para ajustar (fijar, fijar) las partes de su dispositivo | X | | | | | | |
| 4. Qué tan seguro y protegido es el dispositivo | | | | | X | | |
| 5. La durabilidad (resistencia, resistencia al desgaste) del dispositivo | | X | X | X | | | |
| 6. Qué tan fácil es usar el dispositivo | | X | | X | X | X | X |
| 7. Qué tan cómodo es el dispositivo | | | X | | X | | X |
| 8. Qué tan efectivo es el dispositivo (el grado en que su dispositivo satisface sus necesidades) | X | | | X | | X | X |
| 10. Las reparaciones y servicios (mantenimiento) previstos su dispositivo | | X | X | | | | |
| 11. La calidad de los servicios profesionales (información, atención) que recibió por usar el dispositivo | | | | | | X | |

En la Figura 36 se muestra la gráfica de la tendencia de preguntas importantes para los usuarios al momento de evaluar el sistema.

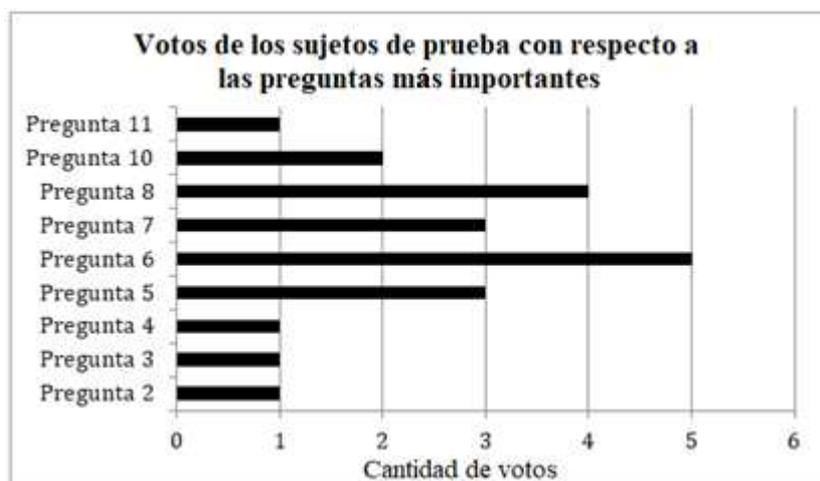


Figura 36. Gráfica de las preguntas más importantes según los sujetos de prueba.

Fuente: Autor.

Con base a estos resultados, las características más importantes para un usuario es que los dispositivos sean de fácil uso, tengan efectividad para cumplir los objetivos, la durabilidad y el confort.

Después de realizar las pruebas con los sujetos además emitieron los comentarios y recomendaciones para mejorar el dispositivo en términos de su funcionamiento y aplicación. El S6, como estudiante de terapia física manifestó que la mayoría de tareas de rehabilitación se realizan de manera empírica y que la evaluación de la fuerza de los pacientes en sus dedos es cualitativa midiendo el tiempo que el paciente sostiene una hoja de papel. Este participante manifestó que la aplicación de un dispositivo de estas características puede ser de gran utilidad para realizar una evaluación cuantitativa y mejorar los procesos de evaluación de rehabilitación.

Uno de los comentarios acerca de los dedales fue la necesidad de agujeros para el ingreso de aire para que los dedos no tiendan a sudar. Esto será posible utilizando un material con mayor resistencia para la construcción de los dedales. Se manifestó además por algunos participantes que la intensidad de los LEDS indicadores de las secuencias era muy tenue (baja). Para resolver este inconveniente se debería emplear un material más translúcido.

En términos del hardware el componente que debe mejorar en cuanto a su ergonomía es la manilla, porque varios sujetos tuvieron inconvenientes para colocársela. El protocolo exige colocar primero la manilla y luego los dedales.

En términos del software de adquisición, la interfaz gráfica resultó ser de fácil uso para los sujetos de prueba. No se presentaron problemas al momento de la interpretación de los datos que se les presentaba en el archivo CSV. Cabe recalcar que la interfaz cuenta con la información de conexión y funcionamiento del software al activar la sección de “ayuda” que brinda las indicaciones para emplear el dispositivo. Como comentarios finales, las tareas de rehabilitación deberían iniciar con velocidades menores y con secuencias simples para incorporar posteriormente repeticiones y secuencias más complejas. En este caso, es el terapeuta quien diseña las secuencias de movimiento para la rehabilitación e incorpora las rutinas simples y complejas en función de la capacidad de la persona que se va a rehabilitar.

Respecto a los resultados de la concentración de los sujetos durante la terapia, se puede indicar que es necesario evaluar el tiempo de reacción como dato de realimentación del proceso. Es importante solicitar al paciente que se

concentre y con las gráficas el mismo puede evaluar el índice de concentración y compromiso con la terapia. El sistema no estaría limitado para su empleo de tareas de rehabilitación del túnel carpiano, podría ser utilizado como herramienta de rehabilitación cognitiva.

Como el dispositivo permite generar diversas secuencias es posible emplear el sistema para rutinas en las que se solicite al usuario memorizarlas. Esto deja abierta la posibilidad de incluir capacidades cognitivas de memoria y atención en el proceso de rehabilitación. Es posible además emplear el sistema para interactuar con un videojuego como se realizó en sus primeras fases del desarrollo [26], para incorporar tareas que incluyan percepción, comprensión, resolución de problemas.

Comentario de un fisioterapeuta:

Con base a los resultados obtenidos, la fisioterapeuta Sally G. Quien asesoró este proyecto indica que el dispositivo tendría un gran impacto como herramienta para tareas en el campo de la terapia ocupacional. Los profesionales buscan definir métodos para corregir movimientos y posturas durante el desarrollo de las actividades diarias. Considera la aplicación del dispositivo viable y útil en nuestro entorno debido a que los dispositivos que pueden medir las variables de fuerza y velocidad tienen costos muy elevados.

Adicionalmente el fisioterapeuta indicó que es necesario mejorar el sistema considerando todas las opiniones mencionadas por los usuarios que colaboraron en las pruebas, mejorar la ergonómica y estética.

ANÁLISIS DE COSTOS

Para el análisis de costos se consideró el valor requerido para construir un solo prototipo. El detalle de los mismos se encuentra en la Tabla 7.

Tabla 7. Presupuesto del proyecto

| Desarrollo del prototipo | | | |
|---|-----------------|------------------------|--------------|
| 1) Personal para el desarrollo | Días | Valor | Total |
| Investigador | 102 | \$25,00 | \$2.550 |
| 2) Materiales para el desarrollo | Cantidad | Precio unitario | Total |
| Sensor FSR adafruit Ø10mm | 2 | \$19,60 | \$39,20 |
| Cinta de cobre 50mm ancho | 1 | \$60,00 | \$60,00 |
| Filamento para impresora 3D PLA | 1 | \$30,00 | \$30,00 |
| Placa de cobre virgen - baquelita 100x200mm | 1 | \$1,75 | \$1,75 |
| Conectores pin head - tipo F 2x6 | 10 | \$1,75 | \$17,50 |
| Peineta pin head - tipo M 40 pines | 2 | \$1,00 | \$2,00 |
| Arduino pro micro - Atmega 32u4 | 1 | \$14,50 | \$14,50 |
| Cable rígido 34awg carrete de 5m | 1 | \$10,00 | \$10,00 |
| Diodos LED SMD - 1206 | 16 | \$0,35 | \$5,60 |
| Resistencias SMD - 1206 de 330ohms | 8 | \$0,25 | \$2,00 |
| Trimmer tipo botón de 10Koms | 2 | \$0,35 | \$0,70 |
| Vinil verde A4 de 0,24mm grosor | 1 | \$0,80 | \$0,80 |
| Ácido nítrico 1 Litro | 1 | \$3,00 | \$3,00 |
| Caucho silicón 1kg | 1 | \$25,00 | \$25,00 |
| Guates de látex - par | 4 | \$0,25 | \$1,00 |
| Mascarilla filtrante NE 149 | 2 | \$1,25 | \$2,50 |
| Acrílico para manilla 200x200mm | 1 | \$1,25 | \$1,25 |
| Velcro de 20mm de ancho | 1 | \$0,90 | \$0,90 |
| Tornillos milimétricos M2 | 4 | \$0,20 | \$0,80 |

| | | | |
|---|----------------|-----------------|--------------|
| Tornillos milimétricos de 3mmx50mm | 15 | \$0,22 | \$3,30 |
| Jeringa de 20ml | 2 | \$0,40 | \$0,80 |
| Jeringa de 10ml | 3 | \$0,30 | \$0,90 |
| Jeringa de 5ml | 3 | \$0,25 | \$0,75 |
| 3) Maquinaria | Tiempo | Hora uso | Total |
| Impresora 3D | 18 | \$4,00 | \$72,00 |
| Cortadora Láser | 0,5 | \$24,00 | \$12,00 |
| 4) Costos fijos | Consumo | Precio | Total |
| Electricidad | 311 | \$0,09 | \$27,99 |
| Internet | 144 | \$0,04 | \$6,00 |
| Agua | 4 | \$0,60 | \$2,40 |
| 5) Insumos | Días | Precio | Total |
| Reemplazo de los dedos del prototipo cada mes | 3 | \$25,00 | \$25,00 |
| Subtotal | | | \$2.914,64 |
| Ganancia del proyecto al 35% | | | \$1.558,65 |
| Total | | | \$4.484,06 |

CAPÍTULO 4: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El dispositivo para guiar y evaluar tareas de rehabilitación de mano a partir de señales de presión desarrollado en el presente proyecto puede ser

considerado una herramienta útil para ser incorporado en programas de rehabilitación. El sistema es de fácil uso, puede ser ajustado a la mano derecha o izquierda dependiendo de la terapia que deba realizarse. Esto permitirá realizar análisis bilaterales para mejorar la evaluación del paciente. El dispositivo es de bajo costo y puede ser empleado para recuperar las funciones de motricidad fina en pacientes con problemas motrices en las manos. El dispositivo permite contar con datos cuantitativos de la presión ejercidas por los dedos durante el ejercicio de contar. La interfaz muestra al usuario la información obtenida y es posible crear una base de datos para posteriores análisis de velocidad de respuesta de los pacientes y evolución de la fuerza ejecutada a lo largo de las sesiones.

La opción de diseñar diferentes rutinas de movimientos, programando diferentes velocidades de trabajo brinda al especialista la oportunidad de diseñar un programa de rehabilitación que se adapte de manera más fácil a la condición del paciente. Para el uso de este dispositivo es necesario contar siempre con la asistencia y seguimiento de un especialista.

Todo el sistema fue evaluado de manera positiva por los usuarios en términos de seguridad, facilidad de uso, dimensiones y peso. Los parámetros de durabilidad y ajuste deben ser mejorados explorando nuevos materiales. Después de realizar los ajustes y mejorar recomendados por los participantes, son necesarias nuevas pruebas con personas que requieren rehabilitación de la mano, con el fin de evaluar efectivamente los parámetros de durabilidad y efectividad del dispositivo.

Para el uso del dispositivo se recomienda acceder a la sección de ayuda de la interfaz y revisar el manual de usuario que se encuentra en el Apéndice D.

Como propuesta de mejora se podría adaptar una batería de 800 mA a 1000 mA para que la duración del dispositivo sea de una media hora a uso constante. Para el almacenamiento de los datos se podría adaptar un módulo SD, un módulo de reloj RTC para que este actualizada con la hora y fecha exacta de la terapia. Una pantalla oled de 0,96 pulgadas para programar el tiempo de la terapia también aportaría la portabilidad del dispositivo.

Con base a lo revisado en el estado del arte, es claro que la mayoría de dispositivos diseñados para el análisis de datos en el marco de la rehabilitación de las afecciones y lesiones en las manos son muy costosos y pueden causar temor a los usuarios. Es necesario enfocarse en conseguir la automatización o readecuación tecnológica de los ejercicios comunes en tareas de permitiendo contar con valores cuantitativos para el especialista. Esto con el fin de se pueda verificar el estado de la rehabilitación, si se ha recuperado, si mantiene el nivel o si disminuye su mejora para analizar alternativas para ayudar al paciente.

Existen también diversos estudios que analizan la motricidad gruesa y fina con terapias que aún siguen teniendo ejercicios que se basan por experiencias y formas de medida empírica para determinar si el paciente está recuperado. Tomando en cuenta que no todos los pacientes evolucionan de la misma manera con el uso de este dispositivo se podría brindar un seguimiento correctivo según sea el ejercicio planteado del terapeuta al paciente y así obtener mejores resultados.

También se debe tener en cuenta que el medio actual, los profesionales en las áreas de terapias físicas y similares poseen un capital intermedio – bajo. Por esta razón es importante el desarrollo de dispositivos que puedan abarcar la mayoría de ejercicios con costos asequibles manteniendo altos estándares. La aplicación de un sistema de este tipo depende de la confianza de los terapeutas a nuevas herramientas. Con base al comentario del fisioterapeuta que colaboró en este proyecto es necesario desarrollar este tipo de proyectos con grupos multidisciplinarios de manera que cuenten con la supervisión varios profesionales.

Las aplicaciones del dispositivo podrían ampliarse, ya que se podría incluirlo en terapias de lenguaje, memoria, entre otras. Este campo de estudio tiene mucho por ser explorado y explotado.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] C. Bütefisch, H. Hummelsheim, P. Denzler, y K. H. Mauritz, «Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand», *J. Neurol. Sci.*, vol. 130, n.o 1, pp. 59-68, may 1995.
- [2] K. N. Arya, S. Pandian, R. Verma, y R. K. Garg, «Movement therapy induced neural reorganization and motor recovery in stroke: a review», *J Bodyw Mov Ther*, vol. 15, n.o 4, pp. 528-537, oct. 2011.
- [3] C.-Y. Chu y R. M. Patterson, «Soft robotic devices for hand rehabilitation and assistance: a narrative review», *J Neuroeng Rehabil*, vol. 15, n.o 1, p. 9, 17 2018.
- [4] M. Mekki, A. D. Delgado, A. Fry, D. Putrino, y V. Huang, «Robotic Rehabilitation and Spinal Cord Injury: a Narrative Review», *Neurotherapeutics*, vol. 15, n.o 3, pp. 604-617, jul. 2018.
- [5] J. P. Proença, C. Quaresma, y P. Vieira, «Serious games for upper limb rehabilitation: a systematic review», *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, vol. 13, n.o 1, pp. 95-100, ene. 2018.
- [6] J. A. M.-M. PhD, W. Z. PhD, M. J. C. PhD, E. H.-V. PhD, y D. B. K. PhD, «Smartphone-based systems for physical rehabilitation applications: A systematic review», *Assistive Technology*, vol. 0, n.o 0, pp. 1-14, may 2019.
- [7] Zyda, M.: "From visual simulation to virtual reality to games", en *Computer*, 38, 2005, pp. 25-32.[online:08-01-2019].
- [8] A. Hadi, K. Alipour, S. Kazeminasab, y M. Elahinia, «ASR glove: A wearable glove for hand assistance and rehabilitation using shape memory alloys», *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 29, n.o 8, pp. 1575-1585, may 2018.
- [9] J. C. C. Hidalgo, N. M. P. Váscquez, V. E. R. Bykbaev, Á. A. P. Muñoz, y M. E. A. Pinos, «Development of a Hand Rehabilitation Therapy System with Soft Robotic Glove», en *Advances in Usability and User Experience*, 2020, pp. 948-958.

- [10] Sofia Olandersson, Helene Lundqvist, “Fingers-Force Measurement-Device for hand rehabilitation” Proceedings of the 2005 IEEE, 9th International Conference on Rehabilitation Robotic, June 28 – July 1, 2005, Chicago, IL, USA.
- [11] Daniela C. Guerrón, Gabriela M. Guevara.:” Características clínicas, manejo y evolución de pacientes con síndrome de túnel carpiano. Hospital José Carrasco Arteaga, enero 2013 – diciembre 2016”, Universidad de Cuenca Facultad de Ciencias Médicas Escuela de Medicina, 2017.
- [12] García, José Juan Pascual, et al. Rehabilitación de la mano. Editorial Ciencias Médica, 2010.
- [13] M. Ortega.: “Tratado de osteopatía integral – extremidades”, Tomo 3, GAIA, 1ra edición, capítulo 6: articulación de la muñeca, 1995.
- [14] Á. Sánchez, J. Arana-Echevarría.: “Bases científicas para el diseño de un programa de ejercicios para la mano” Unidad de Rehabilitación del Hospital Universitario Fundación Alcorcón. Junio 2010.
- [15] Paola A. Castiblanco, Johann S. Klinge, “Dispositivo de medición de fuerza de la mano”, Universidad Militar Nueva Granda, Facultad de ingeniería, Ingeniería Mecatrónica, Bogotá, 2017.
- [16] G. S. Kim, H. M. Kim.: “Development of cylindrical type finger-force measuring system for measuring grasping finger-force of human”, International Conference on Robotics and Biomimetics, December 2010, Tianjin – China.
- [17] D. Hewson, K. Lin.: “Domo-grip: Functional evaluation and rehabilitation using grip force”, Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10, 2010.
- [18] H. Chen, Q. Wang.: “Design of the workstation for hand rehabilitation based on data glove”, IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine Workshops, BIBMW, 2010.
- [19] K. Kitano, N. Tsujiuchi.: “Measurement of rehabilitation in thumb MP joint subluxation due to rheumatoid arthritis”, 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2014.

- [20] K. Thielbar, K. Triandafilou.: “Benefits of Using a Voice and EMG-Driven Actuated Glove to Support Occupational Therapy for Stroke Survivors”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2017
- [21] B. Puello, E. Santamaria.: “Motion monitor to measure progress of rehabilitation in people with conditions motor hand”, 21st Symposium on Signal Processing, Images and Artificial Vision, STSIVA, 2016.
- [22] T. Carter, D. Holz, S. Cliffe.: “Leap motion controller”, Ultraleap, product, Nov/2013.
- [23] Lady Ada.: “Force Sensitive Resistor (FSR)”, Adafruit Learning System, datasheet, 22/08/2018.
- [24] Interlink.:”FSR 402 Data Sheet – FSR 400 Series Round Force Sensing Resistor”, Interlink Electronic’s Sensor Technologies, datasheet, 26/10/2010.
- [25] L. Demers, R. Weiss-Lambrou.: “Quebec User Evaluation of Satisfaction with assistive Technology versione 2.0.” The Institute for Matching Persons and Technology: Webster, NY, 2000.
- [26] M, Solís; A. Villa.: “Device to guide hand rehabilitation routines based on pressure signals”, Procedia Computer Science, 2019, vol. 160, p. 659-664.

APÉNDICES

APÉNDICE A: CÓDIGOS Y ARCHIVOS

Código de programación para el controlados Arduino micro Pro:

Archivos de la generación del dispositivo

Los siguientes archivos están anexados en el CD que acompaña al presente escrito:

- Código de programación de Arduino
- Archivos para general el PCB
- Archivos con el modelado de las matrices
- Diagramas para la generación del prototipo
- Encuestas realizadas a los sujetos de prueba

APÉNDICE B: MODELO DE LA ENCUESTA

Quebec Evaluación de Usuario con Tecnología Asistida [25]

QUEST (Versión 2.0)

Tecnología del dispositivo: _____

Nombre del Usuario: _____

Fecha de la evaluación: _____

El propósito del cuestionario QUEST es evaluar qué tan satisfecho está con su dispositivo de asistencia y los servicios relacionados que experimentó. El cuestionario consta de 12 ítems de satisfacción.

- Para cada uno de los 12 elementos, califique su satisfacción con su dispositivo de asistencia y los servicios relacionados que experimentó utilizando la siguiente escala de 1 a 5.

| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
|------------------------------|----------------------|---------------------------|------------------------|----------------|
| No satisfecho en absoluto | No muy satisfecho | más o menos satisfecho | Bastante satisfecho | Muy satisfecho |

- Marque con un círculo o marque el número que mejor describa su grado de satisfacción con cada uno de los 12 elementos.
- **No deje** ninguna pregunta sin respuesta.
- Para cualquier artículo que no estaba "muy satisfecho", comente en la sección de **comentarios**.

Gracias por completar el cuestionario QUEST

| Dispositivo de asistencia | |
|---|-----------|
| 1. Las dimensiones (tamaño, altura, longitud, ancho) de su dispositivo de asistencia? Comentarios: | 1 2 3 4 5 |
| 2. El peso de su dispositivo de asistencia? Comentarios: | 1 2 3 4 5 |
| 3. La facilidad para ajustar (fijar, fijar) las partes de su dispositivo de asistencia? Comentarios: | 1 2 3 4 5 |
| 4. Qué tan seguro y protegido es su dispositivo de asistencia? Comentarios: | 1 2 3 4 5 |
| 5. La durabilidad (resistencia, resistencia al desgaste) de su dispositivo de asistencia? Comentarios: | 1 2 3 4 5 |
| 6. Qué tan fácil es usar su dispositivo de asistencia? Comentarios: | 1 2 3 4 5 |
| 7. Qué tan cómodo es su dispositivo de asistencia? Comentarios: | 1 2 3 4 5 |
| 8. Qué tan efectivo es su dispositivo de asistencia (el grado en que su dispositivo satisface sus necesidades)? Comentarios: | 1 2 3 4 5 |
| 9. El programa de prestación de servicios (procedimientos, duración de tiempo) en que obtuvo su dispositivo de asistencia? Comentarios: | 1 2 3 4 5 |
| 10. Las reparaciones y servicios (mantenimiento) previstos su dispositivo de asistencia? Comentarios: | 1 2 3 4 5 |
| 11. La calidad de los servicios profesionales (información, atención) que recibió por usar su dispositivo de asistencia? Comentarios: | 1 2 3 4 5 |
| 12. Los servicios de seguimiento (servicios de apoyo continuo) recibido por su dispositivo de asistencia? Comentarios: | 1 2 3 4 5 |

- A continuación se muestra la lista de los mismos 12 artículos de satisfacción. POR FAVOR SELECCIONE LOS TRES ARTÍCULOS que considere más importantes para usted. Subraye en las 3 casillas de su elección.

- | | |
|----------------|----------------------------|
| 1. Dimensiones | 8. Efectividad |
| 2. Peso | 9. Prestación de servicios |
| 3. Ajuste | 10. Reparación/servicio |
| 4. Seguridad | 11. Servicio profesional |
| 5. Durabilidad | 12. Servicio de |
| 6. Uso fácil | seguimiento |
| 7. Confort | |

APÉNDICE C: HOJA DE CARACTERÍSTICAS DEL SENSOR FSR [23][24]



FSR 402 Data Sheet

FSR 400 Series Round Force Sensing Resistor

Features and Benefits

- Actuation Force as low as 0.1N and sensitivity range to 10N.
- Easily customizable to a wide range of sizes
- Highly Repeatable Force Reading; As low as 2% of initial reading with repeatable actuation system
- Cost effective
- Ultra thin; 0.45mm
- Robust; up to 10M actuations
- Simple and easy to integrate

Industry Segments

- Game controllers
- Musical instruments
- Medical device controls
- Remote controls
- Navigation Electronics
- Industrial HMI
- Automotive Panels
- Consumer Electronics

Description

Interlink Electronics FSR™ 400 series is part of the single zone Force Sensing Resistor™ family. Force Sensing Resistors, or FSRs, are robust polymer thick film (PTF) devices that exhibit a decrease in resistance with increase in force applied to the surface of the sensor. This force sensitivity is optimized for use in human touch control of electronic devices such as automotive electronics, medical systems, and in industrial and robotics applications.

The standard 402 sensor is a round sensor 18.28 mm in diameter. Custom sensors can be manufactured in sizes ranging from 5mm to over 600mm. Female connector and short tail versions can also be ordered.



Figure 1 - Force Curve

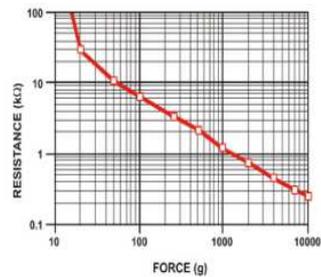
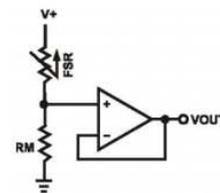


Figure 2 - Schematic



Interlink Electronics - Sensor Technologies

Applications

Detect & qualify press

Sense whether a touch is accidental or intended by reading force

Use force for UI feedback

Detect more or less user force to make a more intuitive interface

Enhance tool safety

Differentiate a grip from a touch as a safety lock

Find centroid of force

Use multiple sensors to determine centroid of force

Detect presence, position, or motion

Of a person or patient in a bed, chair, or medical device

Detect liquid blockage

Detect tube or pump occlusion or blockage by measuring back pressure

Detect proper tube positioning

Many other force measurement applications

Device Characteristics

| Feature | Condition | Value* | Notes |
|----------------------------------|----------------|----------------------------------|----------------------------|
| Actuation Force | | 0.1 Newtons | |
| Force Sensitivity Range | | 0.1 - 10.0 ² Newtons | |
| Force Repeatability ³ | (Single part) | ± 2% | |
| Force Resolution ³ | | continuous | |
| Force Repeatability ³ | (Part to Part) | ±6% | |
| Non-Actuated Resistance | | 10M W | |
| Size | | 18.28mm diameter | |
| Thickness Range | | 0.2 - 1.25 mm | |
| Stand-Off Resistance | | >10M ohms | Unloaded, unbent |
| Switch Travel | (Typical) | 0.05 mm | Depends on design |
| Hysteresis ³ | | +10% | $(R_{F+} - R_{F-})/R_{F+}$ |
| Device Rise Time | | <3 microseconds | measured w/steel ball |
| Long Term Drift | | <5% per log ₁₀ (time) | 35 days test, 1kg load |
| Temp Operating Range | (Recommended) | -30 - +70 °C | |
| Number of Actuations | (Life time) | 10 Million tested | Without failure |

* Specifications are derived from measurements taken at 1000 grams, and are given as one standard deviation / mean, unless otherwise noted.

1. Max Actuation force can be modified in custom sensors.
2. Force Range can be increased in custom sensors. Interlink Electronics have designed and manufactured sensors with operating force larger than 50Kg.
3. Force sensitivity dependent on mechanics, and resolution depends on measurement electronics.

Contact Us

United States Corporate Offices
Interlink Electronics, Inc.
546 Flynn Road
Camarillo, CA 93012, USA
Phone: +1-805-484-8855
Fax: +1-805-484-9457
Web: www.interlinkelectronics.com
Sales and support: fsr@interlinkelectronics.com

Japan
Japan Sales Office
Phone: +81-45-263-6500
Fax: +81-45-263-6501
Web: www.interlinkelec.co.jp

Korea
Korea Sales Office
Phone: +82 10 8776 1972

Application Information

FSRs are two-wire devices with a resistance that depends on applied force.

For specific application needs please contact Interlink Electronics support team. An integration guide is also available.

For a simple force-to-voltage conversion, the FSR device is tied to a measuring resistor in a voltage divider configuration (see Figure 3). The output is described by the equation:

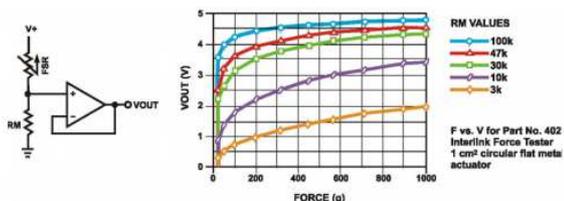
$$V_{OUT} = \frac{R_M V_+}{(R_M + R_{FSR})}$$

In the shown configuration, the output voltage increases with increasing force. If R_{FSR} and R_M are swapped, the output swing will decrease with increasing force.

The measuring resistor, R_M , is chosen to maximize the desired force sensitivity range and to limit current. Depending on the impedance requirements of the measuring circuit, the voltage divider could be followed by an op-amp.

A family of force vs. V_{OUT} curves is shown on the graph below for a standard FSR in a voltage divider configuration with various R_M resistors. A (V_+) of +5V was used for these examples.

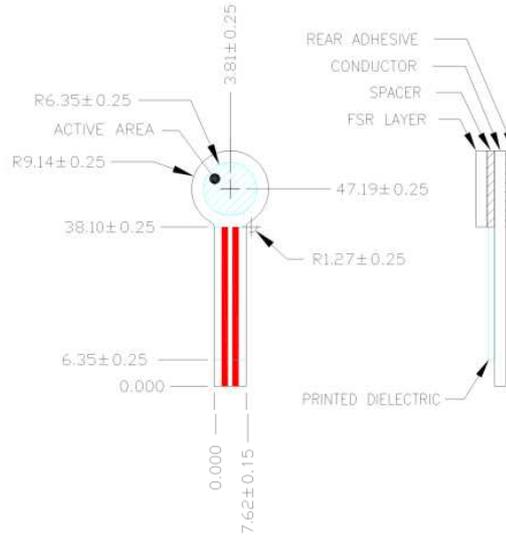
Figure 3



Part No. 402

- Active Area: 12.7mm
- Nominal thickness: 0.55 mm

Mechanical Data



APÉNDICE D: MANUAL DE USUARIO

Manual de usuario del dispositivo para guiar y evaluar tareas de rehabilitación de mano a partir de señales de presión.

Hardware

- Requerimientos:
 - Persona con una mano de talla mediana para poder probar el prototipo.
 - No debe llevar las uñas largas porque puede estropear los dedos.
 - No debe llevar heridas en los dedos.
 - No debe ser alérgica la cacho silicón.
- Pasos para utilizar el hardware:
 - Primero debemos verificar que se tenga en mano la manilla con la placa de adquisición, conector con los 5 dedos, sensor de fuerza resistivo y cable de conexión (USB – microUSB).



Figura D1. Componentes necesarios para poder utilizar el dispositivo. De izquierda a derecha en sentido horario: manilla con la placa de adquisición, dedos con los cables de conexión, sensor resistivo que se coloca en el dedo pulgar, cables USB de conexión.

Fuente: Autor.

- Luego se conecta el sensor de fuerza resistivo (FSR) a los dos pines del dedal que contiene una bolsa tipo canguro.



Figura D2. Dedal en donde se conecta el sensor de fuerza resistivo (FSR).

Fuente: Autor.

- Ahora debemos conectar los dedales a la placa de adquisición, para asegurarnos que este bien conectado se verifica viendo el triángulo o flecha de sentido del conector de los dedales y la placa de adquisición.



Figura D3. Triángulo o flecha que indica el sentido de la conexión.

Fuente: Autor.

- Después de verificar la conexión de los dedales y la placa de adquisición, conectar el cable USB-microUSB de la placa al ordenador.

Software

- Requerimientos:
 - Sistema operativo Windows 7-10.
 - Microsoft Excel 2007 o superior.
 - Instalación de Python 3.0 o superior.
 - Extensión de librerías: Serial, Tkinter.
- Pasos para utilizar el software:
 - Primero se debe iniciar el programa de IDLE (Python 3.0 o superior).

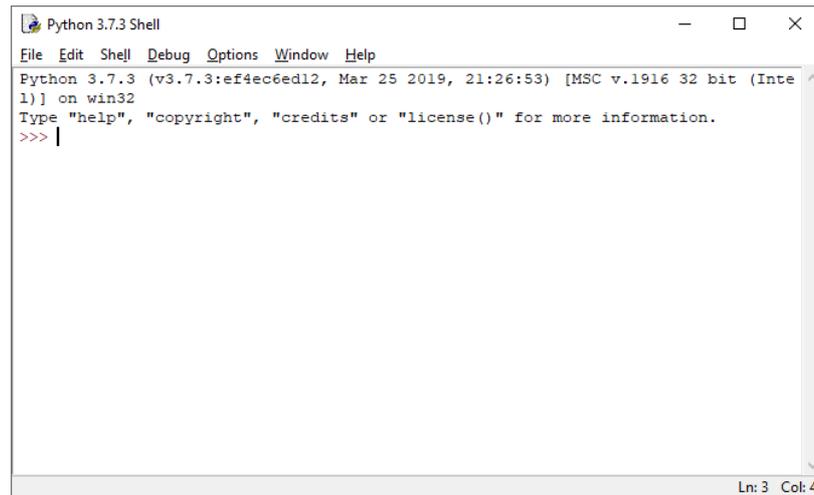


Figura D4. Ventana de IDLE de Python.

Fuente: Autor.

- Luego vamos en la pestaña superior izquierda “File”, “Open” o pulsamos las teclas (ctrl+O) y seleccionamos el archivo “Counting_Rehabilitation_of_Fingers.py” que ejecutara la interfaz de usuario. Después de abrirse el archivo, simplemente presionamos la tecla (F5).

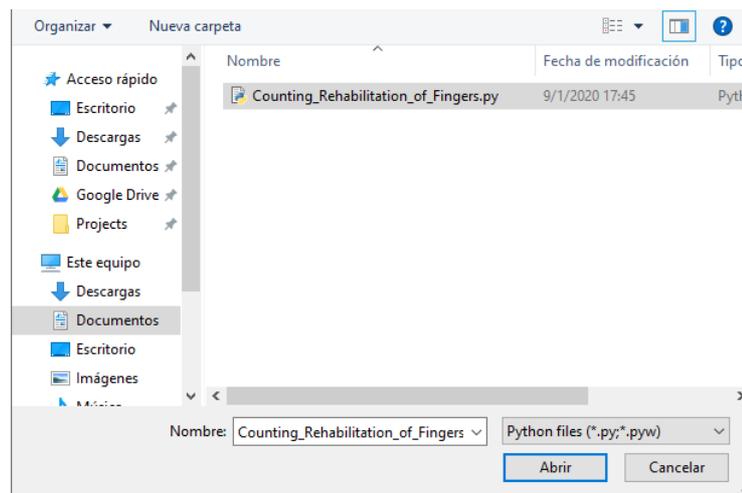


Figura D5. Archivo de la interfaz gráfica del dispositivo.

Fuente: Autor.

```

Counting_Rehabilitation_of_Fingers.py - C
File Edit Format Run Options Window
### Importacion de librerias ne
### creacion de csv's e interfa
from tkinter import *
from tkinter import messagebox
import time
import datetime
import serial
from datetime import datetime
### Creacion de la interfaz gra
## Creacion de la raiz
raiz = Tk()
## Titulo de la ventana
raiz.title("Counting Rehabilita
## Icono
raiz.iconbitmap("mano.ico")
## Color de la raiz
raiz.config(bg="black")
## Inicio del Frame
miFrame = Frame(raiz)

```

Figura D6. Archivo del código de interfaz gráfica.

Fuente: Autor.

- o Entonces al momento de abrir, se tiene la interfaz con 3 espacios para ingresar datos como “Colocar nombre del usuario”, “Diagnostico” y “Tiempo de recolección de datos (min)” donde se debe colocar los mismos. También existen 3 botones: “Iniciar” que da el inicio a la adquisición de los datos, la generación de los archivos y también el temporizador de la sesión de ejercicio para la rehabilitación. “Ayuda” que tiene ciertas indicaciones sobre el uso del software y hardware. “Salir” que simplemente cierra la ventana del mismo.

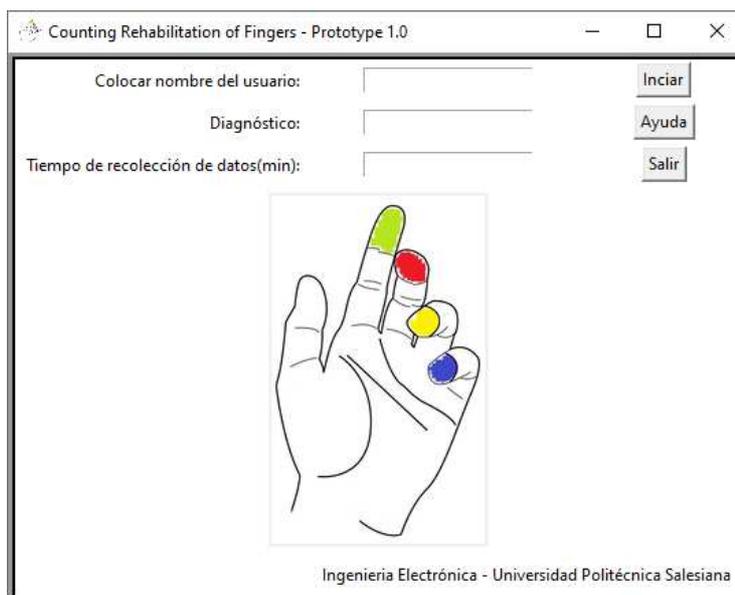


Figura D7. Interfaz gráfica del dispositivo.

Fuente: Autor.

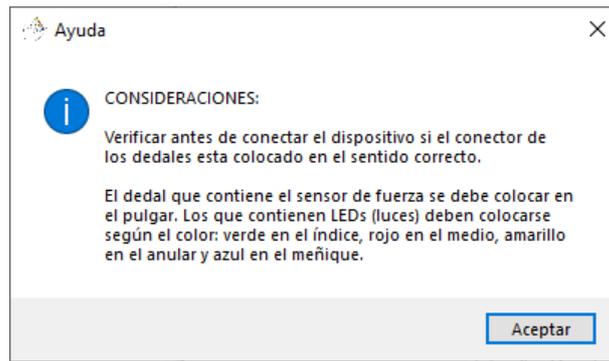


Figura D8. Ventana del botón “ayuda”.

Fuente: Autor.

- Una vez con los datos completados y el tiempo de la sesión de ejercicio, en la carpeta donde se encontraba el archivo de interfaz se generaran dos archivos donde el uno tendrá los datos del paciente con los adquiridos y el otro archivo los datos procesados – tabulados.

Las rutinas son propuestas por el especialista de manera que el paciente en su tratamiento solo debe cumplir indicaciones previas sobre la cantidad de presión que debe ejercer el paciente y realizándolas por un tiempo previsto por el especialista según sea su diagnóstico inicial. Por lo que la única interacción del especialista es colocar el tiempo de ejercicio que debe realizar el paciente.