

**DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PARA LA MEDICIÓN DE LA RIGIDEZ DE LA  
MANO EN PACIENTES CON LA ENFERMEDAD DE PARKINSON**

**FERNANDO JOSÉ GONZÁLEZ CASTRO**

**WILMAN RAFAEL VARGAS PRENS**



**UNIVERSIDAD DE LA COSTA, CUC**

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**BARRANQUILLA, COLOMBIA**

**2017**

**Dispositivo electrónico para la medición de la rigidez de la mano en pacientes con la  
enfermedad de Parkinson**

**Fernando José González Castro**

**Wilman Rafael Vargas Prens**

**Trabajo de grado para optar por el título de  
Ingeniero electrónico**

**Asesora:**

**M. Sc. Isabel Cristina Echeverri Ocampo**

**Co- asesora:**

**Mg. Zhoe Vanessa Comas González**

**Universidad de la Costa, CUC**

**Facultad de Ingeniería**

**Programa de Ingeniería Electrónica**

**Barranquilla, Colombia**

**2017**

**Nota de aceptación**

---

---

---

---

---

---

Firma del jurado

---

Firma del jurado

Barranquilla, 25 de julio de 2017

## **Dedicatoria**

### **A ellos.**

A mis padres y hermanos por el apoyo incondicional durante este proceso, brindándome la confianza que en muchos momentos necesité, colaborándome en todo y cuanto estuviese a su alcance.

A mi familia en general por el apoyo que me dieron en momentos cruciales durante este proceso.

Fernando González

## **Dedicatoria**

### **A ellos.**

A mi familia, en especial a mis padres y hermanito por el apoyo que me han proporcionado durante mi vida así como durante toda mi carrera universitaria; son la motivación que me ayuda a seguir adelante en mi vida personal y como futuro profesional.

Wilman Vargas

## **Agradecimientos**

### **A Dios.**

Ya que es gracias a él que esto es posible. Me regala en todo momento el conocimiento y sabiduría para poder llevar a cabo aquello que me propongo.

### **A mis familiares.**

Quienes en todo momento me han brindado su acompañamiento y apoyo incondicional. Agradezco por la formación recibida, por el amor y confianza que siempre me han brindado.

### **A todos mis amigos.**

Con quienes he contado en todo momento, de quienes muy seguido recibo consejos que me ayudan en mi formación tanto profesional como en cualquier otro ámbito de mi vida.

### **A mis profesores.**

Por la formación que me brindaron.

### **A mis asesoras.**

Quienes me acompañaron durante la realización de este proyecto. En especial quiero agradecer a Isabel Echeverri quien estuvo aclarando nuestras dudas, brindándonos consejos, aclarando nuestras ideas, haciendo un seguimiento continuo del proyecto para garantizar la pronta finalización del mismo.

### **A Heyder Páez.**

Por su dedicación a verificar nuestros avances en la realización del programa. Por brindar en momentos ideas para hacer del proyecto una herramienta muy cómoda y fácil de manejar para el usuario.

**A Clara Castro.**

A mi tía darle gracias por la ayuda recibida en la elaboración del guante, por dedicar su tiempo y conocimiento en la confección del guante que finalmente fue un gran aporte a nuestro proyecto.

Fernando González

## **Agradecimientos**

### **A mis padres.**

Quienes siempre me han apoyado y creído fielmente en mí mis capacidades. Ellos se han encargado de formarme de valores para que sea un profesional ético y útil a la sociedad.

### **Al ingeniero Heyder Páez.**

Que ha sido uno de mis formadores, de él aprendí el amor y pasión por la investigación.

### **A mi compañero y amigo Fernando González.**

Con quien conviví gran parte de mis estudios universitarios y que atravesó conmigo la elaboración de este proyecto.

### **A mi tutora Isabel Echeverri.**

Por estar ahí para nosotros siempre que la necesitábamos y orientarme en el desarrollo del proyecto para incentivar me a mejorar como profesional durante el desarrollo de esta investigación.

### **A mi co-tutora.**

Por siempre ofrecernos sus consejos y el tiempo que nos dedicaba con las correcciones pese a su ocupada labor.

### **A mis amigos y compañeros de estudio.**

Por siempre brindarme su ayuda y apoyo en los momentos que necesitaba, especialmente a Virginia Guerrero y José Campuzano por las sugerencias que me ofrecieron al momento de adentrarme en el mundo de la investigación.

Wilman Vargas



## Resumen

La enfermedad de Parkinson, EP, es reconocida como una de las patologías neurológicas más comunes; es un trastorno crónico y progresivo donde el agente encargado para la comunicación entre las neuronas del cerebro, Dopamina, disminuye debido a un problema degenerativo en las neuronas generadoras de este elemento, ubicadas en los ganglios basales, el cual es la zona del cerebro encargada de las funciones motoras del cuerpo. La mayoría de exámenes clínicos para la valoración del Parkinson, consisten en ejercicios subjetivos como la UPDRS (Unified Parkinson Disease Rating Scale) donde la opinión del paciente, examinador, o incluso de algún familiar, se tienen en cuenta a la hora de realizar el diagnóstico al paciente, esto se debe a la falta de un equipo médico que arroje una valoración objetiva. Por tal motivo, en este proyecto se aborda el diseño de un guante para la medición de la flexión en las falanges de la mano, ofreciendo resultados de distintas mediciones que se someterán a una valoración médica, con lo que los doctores pueden estimar si el sujeto sometido al experimento sufre de rigidez, uno de los síntomas causados por la EP. El guante se realizó usando un sensor de flexión, el cual se ubicó en la primera falange del dedo índice para conseguir los datos del movimiento de este cuando la persona realiza ejercicios de abrir y cerrar la mano. Estos datos fueron almacenados en una micro SD para que luego fueran ilustrados gráficamente, y de igual forma, se presenta la opción de exportar la señal como una imagen o a una tabla en Excel para que posteriormente, un especialista en señales se encargue de analizar el comportamiento de estas.

Palabras clave: Enfermedad de Parkinson, UPDRS, rigidez, guante, sensor de flexión.

## **Abstract**

Parkinson Disease or PD is well known as one of the most common neurological pathologies, it is a chronic and progressive disorder where the agent in charge for the communication between brain neurons or Dopamine, decrease because of a degenerative issue in the neurons that generate this agent, which is located in the Basal Ganglia, the brain zone in charge of the body motor function. Most of the clinical tests for the Parkinson assessment, consist of subjective exercises as the UPDRS (Unified Parkinson Disease Rating Scale), where the judgement from the patient, examiner or even a patient's familiar, is what they take into account at the moment when they are going to diagnose the patient, this is because of the lack of a medical equipment that can be able to give us an objective assessment. For this reason, this project approaches the design of a glove that measures the flexion of the hand's phalanges, measuring different test subjects to gather different samples which will be brought to a medical assessment, where the doctor can evaluate if the subject for the experiment underwent rigidity, one of the symptoms caused by Parkinson. The glove was made using a flex sensor, which were placed on the index finger first phalanx to pick up the motion data when the person performs open and close exercises with the hand. This information was saved on a micro SD to graphically illustrate the signal and similarly, we show the option to export the graph as an image or an Excel table with the purpose that a signal specialist can analyze the signal behavior.

**Key words:** Parkinson Disease, UPDRS, rigidity, glove, flex sensor.

## Contenido

<b>Lista tablas y figuras.....</b>	<b>xiv</b>
<b>Introducción .....</b>	<b>1</b>
<b>1. Planteamiento del problema .....</b>	<b>3</b>
<b>2. Justificación .....</b>	<b>5</b>
<b>3. Objetivos .....</b>	<b>6</b>
3.1 Objetivo general .....	6
3.2 Objetivos específicos.....	6
<b>4. Estado del arte.....</b>	<b>7</b>
<b>5. Marco teórico .....</b>	<b>17</b>
5.1 Enfermedad de Parkinson.....	17
5.2 Características de la Enfermedad de Parkinson .....	18
5.2.1 Rigidez muscular. ....	18
5.2.2 Tono muscular. ....	18
5.2.3 Temblor.....	18
5.2.4 Bradicinesia.....	19
5.2.5 Discinesia.....	19
5.2.6 Ataxia.....	20
5.2.7 Cuerpos de Lewy. ....	20
5.3 Sensores y equipos usados para valorar la enfermedad de Parkinson.....	20
5.3.1 Active Muscle Stiffness Sensor (aMSS).....	20
5.3.2 Ultrasound Shear Wave Elastography (SWE). ....	21
5.3.3 Sensor de flexión piezoresistivo. ....	21
5.3.4 Sensor de fuerza piezoresistivo.....	22
5.3.5 Electromiógrafo (EMG).....	23

5.3.6 Deep Brain Stimulation (DBS) .....	23
5.4 Hardware y Softwares a utilizar .....	24
5.4.1 Arduino. ....	24
5.4.2 LabVIEW.....	24
<b>6. Metodología .....</b>	<b>26</b>
6.1 Fase de revisión bibliográfica .....	27
6.2 Fase de desarrollo del guante .....	27
6.3 Fase de almacenamiento de datos .....	28
6.4 Fase de la Interfaz Gráfica (IU).....	28
6.5 Fase de pruebas de funcionamiento .....	28
<b>7. Resultados.....</b>	<b>29</b>
7.1 Arquitectura general de la solución.....	29
7.1.1 Diagrama de flujo del programa de Arduino. ....	29
7.1.2 Diagrama de flujo del programa en LabVIEW.....	30
7.2 Descripción del hardware.....	31
7.2.1 Guante. ....	31
7.2.2 Sensor de flexión.....	31
7.2.3. Arduino Nano.....	32
7.2.4 Modulo SD.....	33
7.3 Descripción del software.....	33
7.3.1 Arduino. ....	33
7.3.2 LabVIEW.....	34
7.3.3 Interfaz de Usuario (IU).....	35
7.4 Procedimiento del diseño .....	35
7.4.1 Implementación del dispositivo al guante.....	35
7.4.2 Conexión y programación del Arduino.....	36

7.4.3 Programación en LabVIEW.....	38
7.4.4 Ejecución de pruebas. ....	39
7.5 Resultados .....	39
<b>8. Conclusiones .....</b>	<b>41</b>
<b>Referencias.....</b>	<b>43</b>
<b>Bibliografía .....</b>	<b>49</b>

## Lista tablas y figuras

### Tablas

Tabla 4.1 Lista de la revisión bibliográfica.....	14
Tabla 6.1 Metodología del proyecto.....	26
Tabla 7.1 Características del sensor de flexión .....	32
Tabla 7.2 Características del Arduino NANO .....	32

### Figuras

Figura 5.1 Elastograma de Onda de Corte SWE (Izq), Gráfica del SWE (Der) .....	21
Figura 5.2 Sensor de flexión .....	22
Figura 5.3 Sensor de fuerza piezorresistivo .....	22
Figura 5.4 EMG Digital .....	23
Figura 5.5 Posicionamiento del lead, el cable y el neuroestimulador .....	24
Figura 5.6 Diagrama general de la solución .....	29
Figura 5.7 Diagrama del código en Arduino .....	30
Figura 5.8 Diagrama del código en LabVIEW.....	30
Figura 7.1 Guante de prueba .....	31
Figura 7.2 Sensor de flexión .....	31
Figura 7.3 Arduino Nano .....	32
Figura 7.4 Shield SD .....	33
Figura 7.5 Software de Arduino .....	34
Figura 7.6 Software NI LabVIEW .....	34

Figura 7.7 Interfaz de Usuario .....	35
Figura 7.8 Guante final y circuito .....	36
Figura 7.9 Conexión para el divisor de tensión.....	37
Figura 7.10 Señales de las pruebas realizadas.....	40





## Introducción

La rigidez es conocida como la anormalidad en el tono muscular, el cual es la disminución del movimiento de las articulaciones que puede ser causada por enfermedades congénitas o postraumáticas. La rigidez es un síntoma común en la Enfermedad o EP, sin embargo, en la actualidad es uno de los menos estudiados para el diagnóstico de esta patología. Se estima que la rigidez está presente en alrededor del 90% al 99% de los pacientes con Parkinson (Parkinson's central, s.f.), por lo que el estudio de ésta variable resulta factible para posteriores análisis en el diagnóstico de la Enfermedad de Parkinson. Esta fisiopatología de la EP ha sido investigada usando técnicas de electromiografía, observando el cambio o la respuesta del tono muscular (Oka, 1996). No obstante, los investigadores no han tenido resultados claros en cuanto a la medición de la rigidez en las articulaciones, sobre todo en las falanges de la mano, el cual es la zona de interés de este proyecto.

Los avances en la detección de la EP han sido constantes, más sin embargo, aún surge la necesidad de desarrollar prototipos que puedan dar un diagnóstico objetivo, específicamente en los trastornos de movimientos que genera esta enfermedad. Se conoce que dicha enfermedad genera un aumento en el tono muscular, afectando de forma directa el movimiento natural de las articulaciones, sin embargo se conocen pocos estudios orientados a la rigidez. Algunos estudios ya han tratado de darle solución a este problema, sin embargo, todavía se requiere un análisis minucioso para ello. Uno de estos estudios se ha generado con investigadores de la Universidad de la Costa junto con el Instituto Colombiano de Neuropedagogía (ICN), el cual tiene como título “*Prototipo multivariable para detección y seguimiento de pacientes con Parkinson y trastornos de movimiento*”. En el caso particular de nuestro proyecto, se trata de obtener la variable de rigidez por medio de un guante que captura los grados flexión de la mano, utilizando

para ello un sensor de flexión piezoresistivo cuyas características se encuentran descritas en la **sección 5.3.3.**

Este proyecto presenta la implementación de un sensor de flexión en guante para almacenar los datos del movimiento de uno de los dedos, esto con el fin de analizar si los sensores de flexión son lo suficientemente capaces de capturar la variable de rigidez en la mano de una persona que presente Parkinson, en caso que así sea, estos valores serán analizados por un especialista para que pueda determinar si la persona presenta Parkinson a partir de los datos registrados.

Este proyecto se desglosa en 8 capítulos, en los cuales encontramos una descripción o planteamiento del problema, la justificación en la que se data el porque es importante la solución del problema anteriormente planteado, los objetivos que se pretenden alcanzar con este proyecto, un análisis a estudios anteriores de este tema o similares (estado del arte), un marco teórico en la cual se registra la información pertinente al tema y conceptos importantes de este mismo, la metodología usada para alcanzar los objetivos planteados, los resultados obtenidos tras finalizar el proyecto y por último, lo que podemos concluir tras obtener los resultados.

## 1. Planteamiento del problema

La Enfermedad de Parkinson (EP), es reconocida como una de las patologías neurológicas más comunes, el cual afecta alrededor del 1% de la población mayor de 60 años (Hauser, Lyons, McClain, & Pahwa, 2016). Es un trastorno crónico y progresivo que ocasiona un estado degenerativo en los ganglios basales, ubicados en el cerebro, los cuales están encargados de las funciones motoras del cuerpo. La degeneración en las células del cerebro es la causa de la pérdida o interferencia con la dopamina y el agente encargado de la comunicación entre las neuronas (CuidatePlus, 2009). Esta patología ocasiona pérdida en la coordinación de movimientos, por lo que ocurren comportamientos inusuales en músculos como pueden ser rigidez, temblor, lentitud o pérdida de equilibrio (Parkinson's Disease Foundation, s.f.; Poinier & Wooten, 2015). Además de esto, la EP genera efectos secundarios, afectando funciones no motoras tales como los trastornos de sueño, que ocurren aproximadamente entre el 60% y el 98% de los pacientes (Mondragón, Arratíbel, Ruiz, y Martí, 2010).

Actualmente, existe una escala muy usada para la valoración de la severidad del Parkinson, esta es la UPDRS (Unified Parkinson Disease Rating Scale), la cual fue creada mediante la implementación de algunos elementos significativos de escalas previas a esta (Goetz et al., 2003). La escala consiste en cuatro partes y cada una de estas posee diferentes exámenes y ejercicios que pueden ser evaluados con valores entre 0 y 4, y puede ser realizado en un lapso de entre 10 y 20 minutos; la parte I consta de exámenes en la salud mental, conducta y humor, la parte II consta de exámenes a actividades de la vida diaria, la parte III consta de exámenes motores y la parte IV consta de complicaciones durante el tratamiento de la enfermedad (UNINet, s.f.).

En la actualidad no existen dispositivos médicos o procedimientos específicos para detectar esta enfermedad, por lo que se requiere de un largo proceso en análisis neurológicos, así como de pruebas de sangre, tomografías o la observación del comportamiento del paciente por parte de algún familiar. Varias de estas técnicas se realizan principalmente para descartar otras enfermedades con el fin de reducir la incertidumbre, y no con el propósito de detectar la EP. De igual manera, se conoce que uno de los efectos resultantes de la EP es la rigidez, que es a su vez una variable poco analizada por los gremios científicos, más específicamente los efectos que tiene en las falanges de la mano.

Por otro lado, el reto en la detección de la EP se debe a que existen muchas enfermedades fácilmente confundibles con ella, como son la demencia con cuerpos de Lewy, Hidrocefalias con presión normal, la degeneración corticobasal, atrofia multisistémica, parálisis supranuclear progresiva, el temblor sensorial, corea de huntington entre otros trastornos del movimiento (National Institute of Neurological Disorders and Stroke [NINDS] & National Institutes of Health [NIH], 2014).

Con base en lo anterior es importante la detección temprana de la enfermedad, para su pronto tratamiento y para evitar que ésta progrese a un grado en que afecte la calidad de vida del paciente. Así, se plantean los siguientes interrogantes:

¿Puede obtenerse un valor de rigidez a través de una medición objetiva?

¿Será esencial la medición de la variable rigidez en la detección de la Enfermedad de Parkinson?

¿Puede el valor objetivo de la rigidez ser más valioso que los métodos de la UPDRS?

## 2. Justificación

La detección temprana de la Enfermedad de Parkinson (EP) permite un tratamiento oportuno. Al ser de tipo progresiva, resulta importante ralentizar el progreso de la EP desde el inicio de los síntomas, evitando llegar a estados o efectos secundarios avanzados. En la actualidad se trabaja en dispositivos de detección de ésta enfermedad, por patrones del habla (Little, 2012), de movimiento (Illiades, 2014; Krupicka, Szabo, Viteckova, & Ruzicka, 2014), e incluso pruebas oculares con el propósito de realizar un tratamiento efectivo y evitar el progreso de la enfermedad (EL MUNDO, 2016).

Por esta razón, esta investigación tiene como objetivo el desarrollar un dispositivo de medición y graficación de la rigidez en personas con Parkinson que reemplace los procedimientos de diagnóstico actuales como la escala UPDRS. Este dispositivo beneficia principalmente a personas que son valoradas con la EP, ya que puede contribuir a detectarlo de manera temprana y tomar las medidas necesarias para reducir su avance. A su vez, se puede verificar la efectividad de un medicamento para combatir la rigidez, puesto que al realizar tomas de datos de forma continua, se puede apreciar la mejoría o no del paciente en relación al tiempo transcurrido al suministro del medicamento.

Los resultados de flexometría obtenidos permiten un posterior análisis matemático, con el fin de obtener una tendencia de valores y, con ayuda de una valoración médica, obtener un valor de rigidez.

Las investigaciones en la medición o detección de la rigidez muscular que se generan en la EP, específicamente en la mano, presentan escasos estudios, por lo que este genera una gran contribución al estudio de la enfermedad.

### 3. Objetivos

#### 3.1 Objetivo general

Desarrollar un dispositivo electrónico que mida la rigidez de las falanges de un paciente con Parkinson.

#### 3.2 Objetivos específicos

- Identificar los principios básicos del Parkinson, rigidez muscular y los prototipos y métodos previamente usados para la estimación del Parkinson.
- Diseñar el sistema de medición en un prototipo de guante.
- Representar de manera gráfica los datos obtenidos del guante, brindando un soporte visual para mayor entendimiento de las señales.
- Realizar pruebas del funcionamiento del dispositivo, verificando la ausencia de perturbaciones en la señal durante muestreos continuos.

#### 4. Estado del arte

En este capítulo se describen brevemente varios de los artículos investigados que fueron útiles para el desarrollo de este documento. Entre ellos se hallan artículos en los que se realizaron estudios de la captura de los movimientos de las manos, brazos, muñecas o dedos para el análisis de parámetros como el tono muscular, rigidez muscular o control motor. Otros documentos tuvieron como objetivo el uso de equipos médicos como el Electromiograma (EMG), el Elastograma de onda de corte (SWE por sus siglas en inglés) o el Mecanomiograma (MMG); o sensores como son el sensor de fuerza, de flexión, de extensión y el Active-Muscle Stiffness Sensor (aMSS), para conseguir captar principalmente valores de rigidez muscular en personas con la EP, Artritis Reumatoide y en personas sanas. Estos artículos enriquecieron esta monografía gracias a que demostraron que no es la primera vez que se ha intentado registrar valores de rigidez muscular con sensores ubicados en un guante, como puede ser apreciado en (Condell et al., 2011; Niazmand et al., 2011; Raspopovic et al., 2014; Sbernini, Pallotti, & Saggio, 2016).

En Mentis et al. (2016) se desarrolló un sistema que recolecta la información de los movimientos del brazo para ratificar la valoración que da un cuidador o un paciente durante exámenes clínicos a las funciones motoras de la mano a personas con Parkinson. El dispositivo a usar fue el Leap Motion el cual tomó los datos de una de las manos de los pacientes abriendo y cerrando de manera repetitiva, estas pruebas solo fueron realizadas a pacientes que se sometieron a la cirugía de la estimulación cerebral profunda (DBS por sus siglas en inglés). Los resultados indican que los sensores si son efectivos para brindar un gran soporte durante las evaluaciones a los movimientos motores.

En Du et al. (2016) se juzgó la capacidad del ultrasonido SWE para evaluar los niveles de la rigidez muscular del bíceps braquial en pacientes con Parkinson. Los resultados fueron positivos en la captura de datos por lo que se considera que el SWE es capaz de cuantificar la rigidez muscular en personas con Parkinson.

En Sbernini et al. (2016) se investiga la diferencia en la utilidad de los sensores de extensión con los sensores de flexión. Adquiriendo los datos mediante una configuración personalizada de protocolo de red. Los resultados arrojaron que ambos sensores permiten rastrear de manera efectiva los movimientos de la mano, con la excepción que el sensor de extensión muestra una variación de la resistencia más limitada, pero puede ser cortado y seguir funcionando a diferencia del sensor de flexión y además presenta una linealidad significativamente mayor que este.

En Han, Jo, & Kim (2015) compararon los registros de rigidez muscular del aMSS con los registros generados por los equipos EMG y MMG. El experimento se realizó midiendo el bíceps braquial en estado de fatiga.

El experimento concluyó con que el aMSS puede ser útil para estimar la fuerza de contracción del músculo en estado de fatiga, porque es capaz de medir un valor más preciso de la contracción del músculo que genera la fuerza a diferencia del EMG y el MMG.

En Burget, Maurer, Burgard, & Bennewitz (2015) se presenta un nuevo enfoque para el análisis de los movimientos humanos, utilizando estrategias de control motor mediante la parametrización del peso en las articulaciones, registrando los movimientos a través de ejercicios de coordinación de manos en personas sanas y pacientes con EP, para luego compararlas. Esta comparación arrojó que el peso en las articulaciones está distribuido uniformemente en el brazo de personas con Parkinson, en contraste con las personas sanas, donde el peso decae a lo largo del brazo.



En Raspopovic et al. (2014) se estudia la posibilidad de recuperar las sensaciones neuronales dactilares a personas con una prótesis bidireccional de la mano mediante el uso de Electroodos Intrafasciculares Multicanales Transversales (TIMEs, por sus siglas en inglés) ubicados dentro de esta, los cuales se conectarán a los nervios Ulnar y Mediano para su estimulación. Los resultados finales permitieron a los pacientes percibir sensaciones como la rigidez y forma de diferentes objetos.

En Han & Kim (2013) se enfocan en el desarrollo de un sistema que mida contracciones musculares en la muñeca con el fin de obtener información del movimiento del cuerpo humano para interacciones físicas humano-robot (pHRI por sus siglas en inglés). Para esto compararán el tiempo de respuesta y precisión de un aMSS, con los de un sensor de fuerza y un EMG cuando estos tres miden las contracciones musculares del flexor radial del carpo en el instante de la flexión de la muñeca. El resultado del experimento demostró que el aMSS puede ser usado como sensor de la contracción del músculo gracias a su precisión, rápida respuesta, y además, es capaz de detectar contracciones musculares a través de la ropa.

En Marusiak, Jaskólska, Koszewicz, Budrewicz, & Jaskólski (2012) mide la rigidez muscular en estado de reposo mediante miometría con el objetivo de obtener una estimación de los efectos de las medicaciones contra la rigidez muscular durante la EP, por lo que registraron la actividad eléctrica de los bíceps braquial, braquiorradial y del tríceps braquial en estado de reposo en 10 pacientes con la EP usando el EMG y el Myoton-3.

Los ensayos a realizar fueron de rigidez, temblor y bradicinesia en el brazo más afectado, los cuales se realizaron en 2 etapas, la primera fue sin medicación por parte de los pacientes y la otra fue después de que los pacientes se medicaran. El estudio reveló que la medicación anti-Parkinson reduce no en gran medida pero si positivamente la rigidez y la bradicinesia durante el

Parkinson, el temblor no difiere mucho medicado o no, por lo que concluyen que la miometría resulta efectiva para la toma de estos datos, lo puede permitir mejorar la práctica neurológica para los exámenes de Parkinson.

En Park et al. (2011) se realiza un estudio para analizar las propiedades viscoelásticas en las muñecas de pacientes con Parkinson en comparación con el historial clínico. Las pruebas se realizaron usando 3 modelos diferentes para el análisis de movimientos pasivos en la muñeca. Este estudio demuestra en los resultados clínicos de la rigidez son mejor representados por la viscosidad durante la flexión y extensión.

En Niazmand et al. (2011) se desarrolló un sistema inalámbrico capaz de evaluar la gravedad de la función motora durante la EP, este sistema fue integrado en un “guante inteligente” el cual se le acoplaron dos sensores táctiles (colocados en los dedos índice y pulgar) para estimar la bradicinesia, dos acelerómetros triaxiales (colocados en el dedo medio y en la muñeca) para evaluar el temblor en reposo y el temblor postural en la mano y el brazo y un sensor de fuerza (colocado en la muñeca) para determinar la rigidez.

Los resultados obtenidos muestran que un sensor de fuerza no fue suficiente para detectar la rigidez durante las pruebas, los acelerómetros manifestaron ser suficientes para notar las desviaciones de la mano durante el temblor, y de igual manera, los sensores táctiles también demostraron ser suficientes para notar las desviaciones de la bradicinesia en personas con EP.

En Condell et al. (2011) se describen los resultados tras el desarrollo de un guante para la medición del movimiento de la mano en personas con artritis reumatoide, ilustrando los datos obtenidos en una gráfica y un modelo 3D en tiempo real. Los datos a tomar por el guante son la flexión, extensión, aducción y abducción de las articulaciones de los dedos los cuales fueron

medidos en grados. Los datos se registraron para futuros análisis y puede ser el primer sistema ambulatorio que detecte rigidez en las articulaciones desde casa.

En Xia, Radovic, Threlkeld, & Mao (2010) el objetivo es el de aplicar un sistema de identificación y un modelo aproximado que diferencien las contribuciones de los factores neurales (reflejos musculares) de los no neurales (propiedades alteradas de las fibras musculares) en la rigidez durante la EP.

Por lo tanto, se midió la actividad muscular de los músculos de la muñeca así como el torque de la muñeca durante movimientos inducidos externamente. Los sujetos fueron medidos antes y después de tomar medicamentos. El sistema de identificación y el modelo aproximado fueron aplicados para separar los componentes neurales de los no-neurales respecto a la rigidez total. Los resultados muestran que ambos factores son responsables de la rigidez en la EP.

En Shima et al. (2009) se quiere estimar la fuerza del golpe de la punta de los dedos y usarlos para valorar diferencias de la fuerza en personas con EP y personas sanas. Por lo que se coloca un sensor de fuerza en medio de los dedos índice y pulgar para medir la fuerza ejercida por los dedos cuando se realizan ejercicios de pulso y adicionalmente, un sensor magnético con bobinas en cada uña de los dedos usados para medir la distancia entre los dedos. Los resultados muestran que es posible estimar la fuerza de los dedos mediante este modelo y usar estos datos como un método de evaluación de las funciones motoras durante la EP.

En Wright et al. (2008) presentan como objetivo desarrollar un dispositivo portátil que cuantifique el tono muscular de pacientes que padecen trastornos de movimiento, principalmente, Parkinson. De este modo, fue construido un brazo robótico mediante servomotores para flexionar y extender el brazo más afectado de los sujetos de prueba y las

respuestas fueron registradas con un EMG. Un electrodo fue colocado en el brazo y el otro se colocó del lado opuesto a la parte contralateral de la mano.

Los registros de EMG para pacientes sanos fueron constantes durante todo el test, en contraste a las pruebas en pacientes con Parkinson donde hubo grandes variaciones de la amplitud durante las flexiones.

En Shapiro et al. (2007) se cuantificaron los efectos de la DBS al núcleo subtalámico (STN por sus siglas en inglés) y de la medicación para la rigidez parkinsoniana midiendo el trabajo que realiza el codo durante un ciclo completo de una onda sinusoidal. La rigidez tanto activa como en estado de reposo fueron medidas realizando pruebas con las siguientes condiciones en los pacientes:

1. Antes de medicarse
2. Bajo DBS
3. Después de medicarse
4. Bajo DBS después de medicarse

La rigidez activa incrementó el trabajo tanto en personas sanas como en pacientes con Parkinson. En pacientes con Parkinson, la DBS en el STN redujo tanto la rigidez activa como la de reposo, demostrando que la estimulación al STN reduce la rigidez.

Pero los medicamentos no ayudaron a reducir la rigidez de manera significativa y solo redujeron el trabajo durante la rigidez activa. Los resultados indican que el DBS al STN puede ser más eficiente en aliviar la rigidez en las extremidades superiores de pacientes con Parkinson que los medicamentos prequirúrgicos.

En Prochazka et al. (1997) se monitorearon los exámenes clínicos que se realizan para la valoración del Parkinson, esto se logró utilizando un par de sensores de fuerza ubicados en la

muñeca del paciente, los cuales, como su nombre lo indica, registraron la fuerza aplicada por el examinador en la muñeca durante los ejercicios, esta variable fue usada para valorar el nivel de rigidez en el codo más afectado del paciente.

El experimento entonces, registró la fuerza mientras se realizaban ejercicios para valorar postura, bradicinesia, temblor y rigidez, donde un examinador evaluaría con el sensor, y otros tres examinadores usarían la UPDRS. Las evaluaciones fueron repetidas en los pacientes una hora después de que estos se medicaran con L-dopa.

Los resultados del sensor arrojaron que los exámenes clínicos pueden ser muy breves como para detectar una reducción de la rigidez después de que los pacientes se suministren L-dopa y que las valoraciones son inconsistentes entre los mismos examinadores.

Tabla 1

*Lista de la revisión bibliográfica*

	Título	Herramientas de medición usados			Variable estudiada	Parte del cuerpo	Condición de los analizados
		Sensores	Equipos médicos	Otros			
1	Co-Interpreting Movement with Sensors: Assessing Parkinson's Patients' Deep Brain Stimulation Programming			Leap Motion Device	Movimiento	Mano	Parkinson con DBS
2	Ultrasound Shear Wave Elastography in Assessment of Muscle Stiffness in Patients with Parkinson's Disease: a Primary Observation	Sensor de flexión	Ultrasonido SWE		Rigidez muscular	Bícep braquial	Parkinson
3	Evaluation of a Stretch Sensor for its Inedited Application in Tracking Hand Finger Movements	Sensor de extensión Sensor de flexión			Movimiento	Mano	Saludable
4	Comparative Study of a Muscle Stiffness Sensor and Electromyography and Mechanomyography Under Fatigue Conditions	aMSS	EMG MMG		Rigidez muscular	Bícep braquial	Saludable

5	Learning Motor Control Parameters for Motion Strategy Analysis of Parkinson's Disease Patients			Traje de cuerpo entero para captura de movimientos	Peso	Articulaciones del brazo	Parkinson Saludable
6	Restoring Natural Sensory Feedback in Real-Time Bidirectional Hand Prostheses	Sensor de presión	EMG	TIMES	Tacto Fuerza	Nervios ulnar y mediano	Amputado
7	Active Muscle Stiffness Sensor Based on Piezoelectric Resonance for Muscle Contraction Estimation	aMSS Sensor de fuerza	EMG		Actividad muscular	Flexor radial del carpo	Saludable
8	Myometry Revealed MMedication-Induced Decrease in Resting Skeletal Muscle Stiffness in Parkinson's Disease Patients		EMG Myoton-3		Rigidez muscular Temblor Bradicinesia	Bícep braquial Bícep braquiorradial Trícep braquial	Parkinson
9	Analysis of Viscoelastic Properties of Wrist Joint for Quantification of Parkinsonian Rigidity	Acelerómetro Potenciómetro Celda de carga bidireccional		Base personalizada	Viscoelasticidad	Muñeca	Parkinson Saludable
10	Quantitative Evaluation of Parkinson's Disease Using Sensor Based Smart Glove	Sensor táctil Acelerómetro triaxial Sensor de fuerza			Bradicinesia Temblor Rigidez	Dedo índice y pulgar Dedo medio y muñeca Muñeca	Parkinson Saludable

11	Finger Movement Measurements in Arthritic Patients Using Wearable Sensor Enabled Gloves			Guante X-IST ADBox24	Movimiento	Mano	Artritis Reumatoide
12	System Identification and Modeling Approach to Characterizing Rigidity in Parkinson's Disease: Neural and Non-Neural Contributions			Guante 5DT  Base personalizada	Actividad muscular  Torque	Muñeca	Parkinson
13	Estimation of Human Finger Tapping Forces Based on a Fingerpad-Stiffness Model	Sensor de fuerza  Sensor magnético			Fuerza  Distancia	Dedo índice y pulgar	Parkinson Saludable
14	Research and Development of a Portable Device to Quantify Muscle Tone in Patients with Parkinson's Disease		EMG	Brazo robótico	Tono muscular	Brazo	Parkinson Saludable
15	Effects of STN DBS on Rigidity in Parkinson's Disease		DBS		Rigidez activa  Rigidez en estado de reposo	Codo	Parkinson con DBS Saludable
16	Measurement of rigidity in Parkinson's disease	Sensor de fuerza			Fuerza	Muñeca	Parkinson

*Nota:* Datos relevantes de cada antecedente estudiado, por F. González y W. Vargas, 2017.



## 5. Marco teórico

A continuación, se presenta una breve explicación del Parkinson y las características motoras que presentan las personas que sufren de esta enfermedad. Y adicionalmente, se exponen los equipos más usados para valoraciones del Parkinson.

### 5.1 Enfermedad de Parkinson

La EP es un trastorno de movimiento crónico, neurodegenerativo y progresivo caracterizado por la pérdida de una significativa cantidad de neuronas dopaminérgicas nigroestriatales ubicadas en los Ganglios Basales, y las neuronas que sobreviven, sufren de cuerpos de Lewy. La enfermedad fue descrita por primera vez por James Parkinson en 1817 (Goetz, 2011). Estas neuronas son las encargadas de la coordinación de los movimientos motores del cuerpo, como son mover los brazos al caminar, agarrar, hablar, parpadear, mantener la postura, entre muchos otros (Síntomas, s.f.). Por lo tanto, las más comunes manifestaciones físicas de esta enfermedad en el cuerpo son temblor en estado de reposo, rigidez, bradicinesia y problemas para caminar correctamente o mantenerse en pie. También se presenta una característica común en los pacientes y es que estos presentan una rigidez con un comportamiento similar a una rueda dentada y además no presentan cambios en los reflejos de los tendones, como ocurre con los espasmos relacionados con lesiones neuronales motoras (WISC, 2006). Actualmente no se conoce medicamento que cure la enfermedad, solo medicamentos que ayudan a retrasar el avance de la EP, así como de mejorar la movilidad en los pacientes, algunos de estos medicamentos son L-dopa, Symmetrel, Eldepryl y Azilect (WebMD, s.f.).

## **5.2 Características de la Enfermedad de Parkinson**

### **5.2.1 Rigidez muscular.**

Según la Real Academia de la Lengua Española, RAE, la rigidez se define como la resistencia a la deformación. En los músculos, se caracteriza por un incremento uniforme del tono muscular cuando se realizan movimientos pasivos a una articulación en todo su rango de flexión, por lo que da la impresión de estar “doblando un tubo de plomo”. Esta resistencia al movimiento se genera por lesiones ocurridas al músculo en la vía piramidal o en la vía extrapiramidal, donde este último ocurre en personas que padecen de la EP, y en ellos se puede observar el fenómeno de “rueda dentada”.

### **5.2.2 Tono muscular.**

El tono muscular es la fuerza por la que el músculo se opone a la extensión. Las principales funciones del tono muscular en su estado normal son:

- Mantener la postura.
- Consigue que los músculos almacenen energía.
- Ayuda a generar movimientos gráciles.

### **5.2.3 Temblor.**

Se conoce como temblor a los movimientos rítmicos, oscilatorios o alternantes de una o más partes del cuerpo. Los temblores pueden ser clasificados según su amplitud o su frecuencia, sin embargo, los temblores clasificados según su amplitud tienden a cambiar su comportamiento de manera espontánea o en respuesta a un movimiento voluntario o emoción (Kovacs, 2014).

Además de esto, también se conocen dos casos comunes de temblores, los temblores en reposo y los temblores de acción.

Un **temblor en reposo** es muy común durante la EP donde una parte del cuerpo en estado de reposo repentinamente se encuentra temblando y dicho temblor aumenta si el sujeto intenta realizar un movimiento con otra parte del cuerpo. Adicionalmente, se puede observar que el temblor desaparece al realizar movimientos voluntarios con esa misma parte del cuerpo, pero continuará temblando una vez retome un estado de reposo (Kovacs, 2014).

El **temblor de acción** ocurre al momento de contraer un músculo de manera voluntaria, el temblor postural se puede presentar en partes del cuerpo las cuales se encuentran realizando un movimiento en contra de la gravedad (Kovacs, 2014).

#### **5.2.4 Bradicinesia.**

El término bradicinesia (lentitud en el movimiento) es un trastorno de movimiento que presenta dificultades, como pueden ser planeación, iniciación y ejecución de movimientos, lentitud al realizar actividades diarias, efectuar tareas simultáneas o repetitivas, con dificultad para realizar tareas que requieran destreza, genera pérdida de expresiones faciales, parpadeo reducido y movimiento reducido de los brazos al caminar (Kovacs, 2014).

#### **5.2.5 Discinesia.**

Discinesia o movimiento anormal, es un término comúnmente usado en trastornos de movimientos hipercinético inducido por drogas, esto incluye discinesias inducidas por L-dopa en la EP y otras formas de discinesias tardías relacionadas a tratamientos con drogas obstructoras de los receptores de la dopamina (Kovacs, 2014).

### **5.2.6 Ataxia.**

Ataxia, del griego “falta de orden” significa que existe una falta en la coordinación de movimientos y en la agilidad de la persona debido a lesiones en el cerebelo (Kovacs, 2014). Esto origina ciertos inconvenientes, entre los que se destacan:

- Balance
- Postura al caminar
- Movimientos del tronco, brazos y piernas.
- Movimientos oculares.
- Habla

### **5.2.7 Cuerpos de Lewy.**

Son unas estructuras proteicas redondas y lisas que se pueden ver en los núcleos de las neuronas cerebrales, los cuales tienden a distribuirse por toda la corteza cerebral y en el mesencéfalo. Pero las causas de la generación de estos cuerpos de Lewy aún son desconocidas, se han presenciado casos de familias con múltiples casos de esta enfermedad, pero no se puede apreciar una tendencia o propensión en la transmisión hereditaria (Family Caregiver Alliance, 2014).

## **5.3 Sensores y equipos usados para valorar la enfermedad de Parkinson**

### **5.3.1 Active Muscle Stiffness Sensor (aMSS).**

Es un sensor el cual consiste en una sonda piezoeléctrica resonante (PZT) y el circuito procesador de la señal resonante. La sonda a su vez consiste en dos partes las cuales son un conductor PZT y un receptor PZT. El conductor genera vibraciones mecánicas y el receptor se

encarga de recoger la resonancia resultante y llevarla al circuito el cual extrae la amplitud y frecuencia de la señal mediante unos filtros y amplificadores (Han et al., 2015).

### 5.3.2 Ultrasonido Shear Wave Elastography (SWE).

EL SWE es un ultrasonido que mide el cambio en la tensión en los tejidos, suministrando un mapa cuantitativo de la elasticidad de un tejido en tiempo real. Esto lo consigue enviando un pulso de alta intensidad a los tejidos produciendo ondas de corte o "shear waves" (Bercoff, 2008). Estas ondas son muestreadas con pulsos de baja intensidad para calcular la velocidad de los cortes y esta velocidad hace parte de la ecuación del "Young modulus" (Ibrahim et al., s.f.).

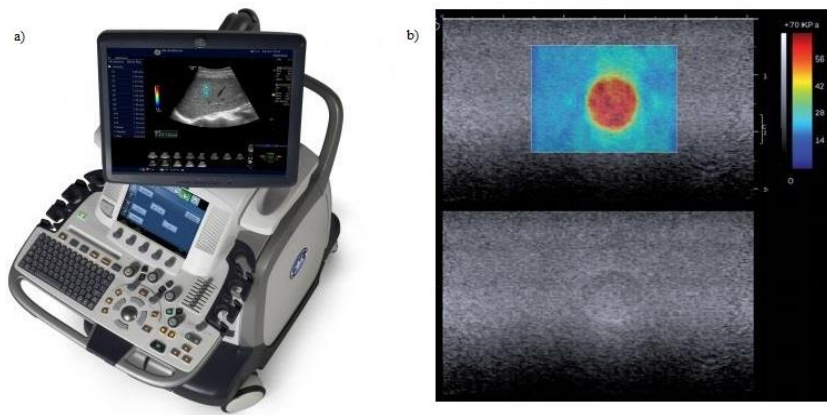


Figura 1. Elastograma de Onda de Corte SWE (Izq). Recuperado de <https://www.itnonline.com/content/ge-receives-fda-approval-shear-wave-elastography-module>, por Imaging Technology News [ITN], 2014; Gráfica del SWE (Der). Recuperado de "ShearWave Elastography", por J. Bercoff, 2008.

### 5.3.3 Sensor de flexión piezoresistivo.

Es un tipo de resistencia variable la cual aumenta o disminuye sus valores resistivos dependiendo del grado de flexión que se le aplique a la lámina, esto se debe a que a medida que se dobla, las partículas internas del sensor se separan, aumentando la distancia que cubren con la cual su resistencia es mayor y consecuentemente, la corriente disminuye (Spectrasymbol, s.f.). Por su tamaño son comúnmente usados para propósitos medicinales, periféricos para computador, videojuegos de realidad virtual, robótica, entre muchos otros (Spectrasymbol, s.f.).



Figura 2. Sensor de flexión. Recuperado de <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Flex/flex22.pdf>, por Spectrasymbol (s.f.).

#### 5.3.4 Sensor de fuerza piezoresistivo.

Es una lámina la cual presenta en su punta una zona tipo resistencia variable la cual presenta un valor alto de resistencia y este empieza a disminuir entre más fuerza sea aplicada en la zona. Puede ser usado para dispositivos médicos, robótica, equipos de control o productos para el consumidor (Tekscan, s.f.).



Figura 3. Sensor de fuerza piezoresistivo. Recuperado de <https://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a201>, por Tekscan (s.f.).

### 5.3.5 Electromiógrafo (EMG).

El Electromiógrafo o EMG es un dispositivo médico capaz de captar las señales bioeléctricas generadas en los músculos y de transcribirlos a valores numéricos dentro de una gráfica (JOHNS HOPKINS MEDICINE, s.f.).



*Figura 4.* EMG Digital. Recuperado de <http://www.medicalexpo.com/prod/allengers-medical-systems/product-75520-507142.html>, por MedicalEXPO (s.f.).

### 5.3.6 Deep Brain Stimulation (DBS).

Es dispositivo médico similar a un marcapasos pero para el cerebro, el cual es usado para tratar problemas en el cerebro relacionados con el control de movimientos motores, dolor, peso, humor, entre otros. El dispositivo está compuesto por tres partes, los electrodos o “leads”, los cuales son implantados entre 1 a 2 leads (dependiendo de la necesidad) en el área del cerebro a tratar; el neuroestimulador, el cual es el que se encargará de enviar pulsos eléctricos a los electrodos y normalmente es ubicado dentro de la piel debajo de la clavícula; y por último, el cable, el cual se canaliza dentro de la piel, de manera que conecte el neuroestimulador con los leads (Jasmin, Zieve, Ogilvie, & A.D.A.M. Editorial team, 2015).

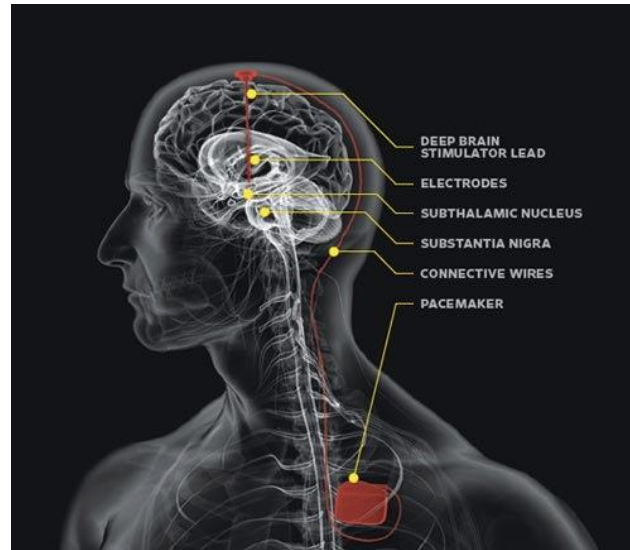


Figura 5. Posicionamiento del lead, el cable y el neuroestimulador. Recuperado de <https://www.medlineplus.gov/ency/article/007453.htm>, por L. Jasmin et al., 2015.

## 5.4 Hardware y Softwares a utilizar

### 5.4.1 Arduino.

Es un software de código abierto que permite a sus usuarios crear su propio código, con el cual podrán programar el hardware de Arduino y permite una cantidad ilimitada de invenciones gracias a la gran variedad de módulos disponibles (Arduino, s.f.).

El modelo de Arduino usado para este proyecto es el Arduino Nano, que como lo dice su nombre, es uno de los modelos de menor tamaño, por lo que para compensar su reducido tamaño, presenta una menor cantidad de pines analógicos, digitales, menos memoria SRAM, Flash y EEPROM (Arduino, s.f.), que Arduinos de gran tamaño como el Arduino Mega (Arduino, s.f.).

### 5.4.2 LabVIEW.

Es un entorno de desarrollo integrado y diseñado específicamente para ingenieros y científicos. Nativo de LabVIEW es un lenguaje de programación gráfica que utiliza un modelo de flujo de datos en lugar de líneas secuenciales de código de texto, lo que le permite escribir



código funcional utilizando un diseño visual que se asemeja a su proceso de pensamiento (National Instruments [NI], s.f.). Esto quiere decir que el software LabVIEW permite diseñar circuitos así como programar usando elementos visuales, como son gráficas, manómetros, diferentes modelos de botones, entre otros.

## 6. Metodología

Tabla 2

*Metodología del proyecto.*

Objetivos específicos	Fase	Actividades	Resultados
Investigar los principios básicos del Parkinson, rigidez muscular y los prototipos y métodos previamente usados para la estimación del Parkinson.	Revisión bibliográfica	Investigación acerca del Parkinson y la rigidez muscular.	Adquirir los conocimientos básicos para entender con lo que se está tratando en el proyecto.
		Estudio de los diferentes equipos médicos y sensores usados para intentar valorar Parkinson.	Tener una idea de los diferentes métodos que se han explorado para valorar Parkinson.
		Estudio de guantes realizados para evaluar Parkinson.	
Vincular el sistema de medición en un prototipo de guante.	Desarrollo del guante	Selección la tela del guante.	Obtener un guante cómodo para el portador.
		Selección la falange a usar.	Conseguir la manera más eficaz para medir la flexión.
		Captura de datos del sensor en el Arduino.	Tener un circuito que interactúe con la señal.
Representar de manera gráfica los datos obtenidos del guante.	Almacenamiento de datos	Conversión estos valores analógicos en valores digitales.	Permitir la manipulación de estos datos.
		Realización de un arreglo a estos datos.	Separar los datos en dos grupos.
	Representación gráfica	Guardado de este arreglo en una micro SD.	Tener método de traslado inalámbrico de la información.
		Separación de los datos almacenados del sensor en valores de lectura/tiempo.	Graficar las lecturas por el tiempo en que fueron tomadas.
		Elaboración de la interfaz de usuario.	Permitir una herramienta para el estudio de la señal.
Realizar pruebas del funcionamiento del dispositivo.	Pruebas de funcionamiento	Revisión de las conexiones y puntos de soldadura.	Tener el hardware listo para operar.
		Desarrollo de ejercicios de abrir y cerrar la mano.	
		Prueba de la interfaz de usuario.	Obtención de las pruebas de funcionamiento.
		Prueba final de	

---

funcionamiento.

---

*Nota:* Estructura de trabajo de las actividades realizadas en el marco de esta investigación, por F. González y W. Vargas, 2017.

Esta investigación es de enfoque cualitativo, puesto que se resume en la obtención de variables para la medición de la rigidez en la mano del paciente con la ayuda de sensores de flexión, dando como resultante una señal que puede ser utilizada en estudios más complejos para la detección o tratamiento de la enfermedad de Parkinson. Presenta un alcance exploratorio ya que se basa en el uso de sensores que no fueron usados anteriormente para capturar rigidez en la mano. Uno de los síntomas causados por la enfermedad es el movimiento involuntario en distintas partes del cuerpo, unas de estas zonas afectadas son las manos del paciente.

La ejecución de este proyecto fue separado en cinco fases, dentro de los cuales se generaron actividades que permita alcanzar los objetivos propuestos.

### **6.1 Fase de revisión bibliográfica**

Se tiene como objetivo investigar documentación teórica relacionada con estudios de la rigidez muscular durante el Parkinson o sin Parkinson, rigidez muscular en la mano durante el Parkinson. Y también, se indago documentación práctica, trabajos donde eran probados diferentes equipos médicos o guantes elaborados para analizar Parkinson o enfermedades similares que afectan la coordinación de las manos.

### **6.2 Fase de desarrollo del guante**

Se determina la tela del guante y la mejor ubicación del sensor en la mano para que este pueda tomar los datos de flexión de la falange del dedo para que este sea agradable y no incomode al portador.

### **6.3 Fase de almacenamiento de datos**

Se programa al Arduino para convertir los valores analógicos que le capta el sensor, en valores digitales, y luego se programa el modulo SD para separar los datos mediante un arreglo para seguidamente, almacenarlos en una memoria micro SD.

### **6.4 Fase de la Interfaz Gráfica (IU)**

Se trabaja en LabVIEW con el arreglo elaborado durante la fase previa, este facilita la representación gráfica de los datos separándolos en valores de X (tiempo) y Y (lectura del sensor). Finalmente se trabaja en la interfaz de usuario, a la cual se le agregaron características como realizar zoom a la señal graficada, botones de desplazamiento horizontal y botones para exportar la gráfica como una imagen o una tabla en Excel.

### **6.5 Fase de pruebas de funcionamiento**

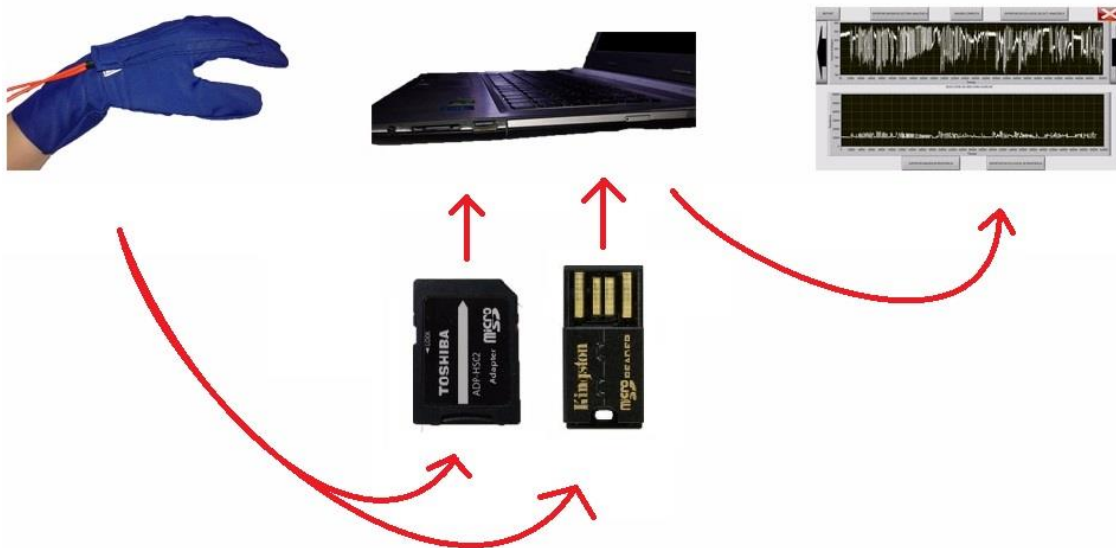
Se procede a la ejecución de las pruebas de funcionamiento del prototipo final, donde se observaron aspectos como que el sensor no se deslizará de su posición, que los cables se encontraran bien soldados y en buenas condiciones, que la memoria efectivamente guarde los datos, ausencia de ruido en la gráfica y que los botones de la IU funcionen correctamente.

## 7. Resultados

En el siguiente capítulo se expone el diagrama general, los diagramas de flujo para los códigos en Arduino y LabVIEW, una breve descripción de los componentes (hardware) y softwares a utilizar durante la realización del proyecto.

### 7.1 Arquitectura general de la solución

En la *Figura 6* se puede apreciar el progreso general del sistema propuesto



*Figura 6.* Diagrama general de la solución, por F. González y W. Vargas, 2017.

#### 7.1.1 Diagrama de flujo del programa de Arduino.

El diagrama general de la programación del Arduino para la toma y almacenamiento de los datos de la flexión de la falange del dedo se puede contemplar en la *Figura 7*.

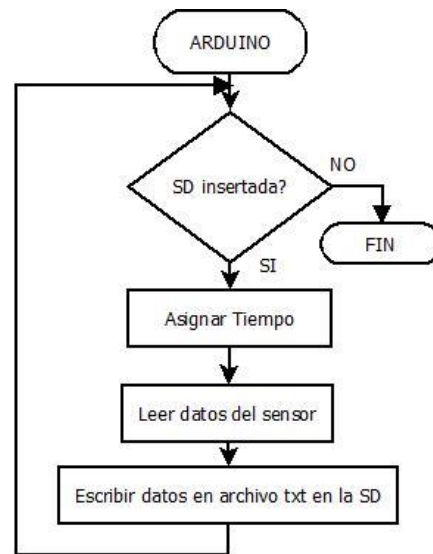


Figura 7. Diagrama del código en Arduino, por F. González y W. Vargas, 2017.

### 7.1.2 Diagrama de flujo del programa en LabVIEW.

El diagrama general de la programación en LabVIEW para la lectura y representación gráfica de los datos del sensor de flexión se puede examinar en la *Figura 8*.

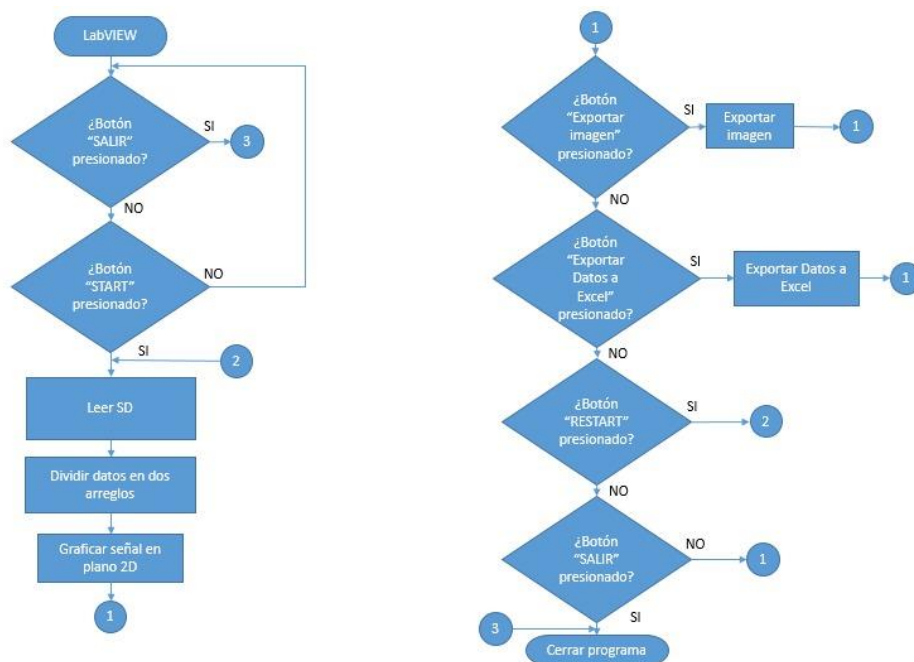


Figura 8. Diagrama del código en LabVIEW, por F. González y W. Vargas, 2017.

## 7.2 Descripción del hardware

A continuación, se presenta una breve descripción de los equipos y softwares que fueron usados durante la realización del documento.

### 7.2.1 Guante.

El guante está hecho con tela “power” el cual fue cosido a mano para tener una mejor flexibilidad a la hora de ubicar el bolsillo donde va el sensor de flexión.



Figura 9. Guante de prueba, por F. González y W. Vargas, 2017.

### 7.2.2 Sensor de flexión.

Sensor de flexión piezorresistivo ubicado en el dedo índice del guante para medir la flexión de la falange del dedo.

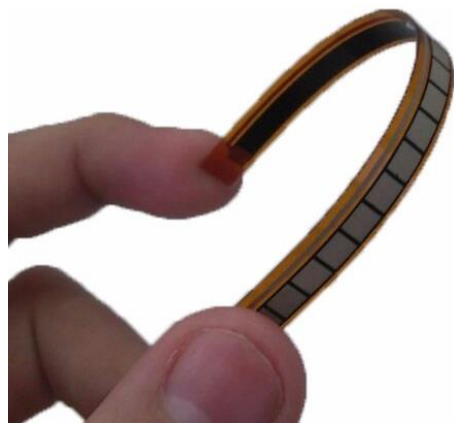


Figura 10. Sensor de flexión, por F. González y W. Vargas, 2017.

Tabla 3

*Características del sensor de flexión*

Ciclos de vida	> 1 millón
Grosor	$\leq 0.43$ mm
Rango de temperatura	$-35^{\circ}\text{C} - 80^{\circ}\text{C}$
Resistencia fija	10 $\text{K}\Omega$
Tolerancia de la resistencia	$\pm 30\%$
Rango de flexión de la resistencia	60 $\text{K}\Omega - 110 \text{K}\Omega$
Rango de consumo	0.5 W continuos. Pico de 1 W

*Nota:* Propiedades del sensor de flexión. Adaptado de <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Flex/flex22.pdf>, por Spectrasymbol (s.f.).

**7.2.3. Arduino Nano.**

Una de las versiones de Arduino, el cual es de las más pequeñas y livianas, por lo que es útil para este tipo de proyectos de espacio reducido.

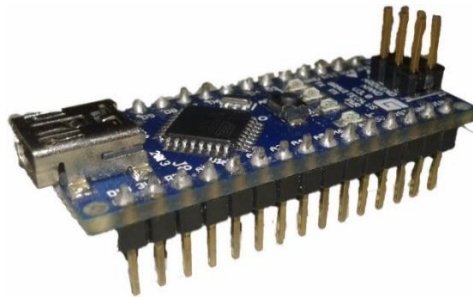


Figura 11. Arduino Nano, por F. González y W. Vargas, 2017.

Tabla 4

*Características del Arduino Nano*

Microcontrolador	ATmega328
Arquitectura	AVR
Voltaje de operación	5v
Memoria flash	32KB (2KB para el bootloader)
SRAM	2KB
Velocidad del reloj	16 MHz
Pines I/O análogos	8



EEPROM	1KB
Corriente DC por I/O pin	40mA (I/O pines)
Voltaje de entrada	7 – 12 v
Pines I/O digitales	22
Salidas PWM	6
Consumo de energía	19 mA
Tamaño del PCB	18 x 45 mm
Peso	7 g
Código del producto	A000005

*Nota:* Propiedades del Arduino Nano. Adaptado de [http://www.mouser.com/pdfdocs/Gravitech\\_Arduino\\_Nano3\\_0.pdf](http://www.mouser.com/pdfdocs/Gravitech_Arduino_Nano3_0.pdf), por Arduino (s.f.).

#### 7.2.4 Módulo SD.

Es un módulo o shield para Arduino el cual contiene una entrada para memorias micro SD.

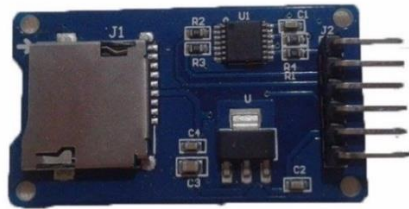


Figura 12. Shield SD, por F. González y W. Vargas, 2017.

### 7.3 Descripción del software

#### 7.3.1 Arduino.

Usado ya que las tarjetas de Arduino vienen con su propio lenguaje para ser programados.

Este software fue usado principalmente para el almacenamiento de datos en la memoria SD.

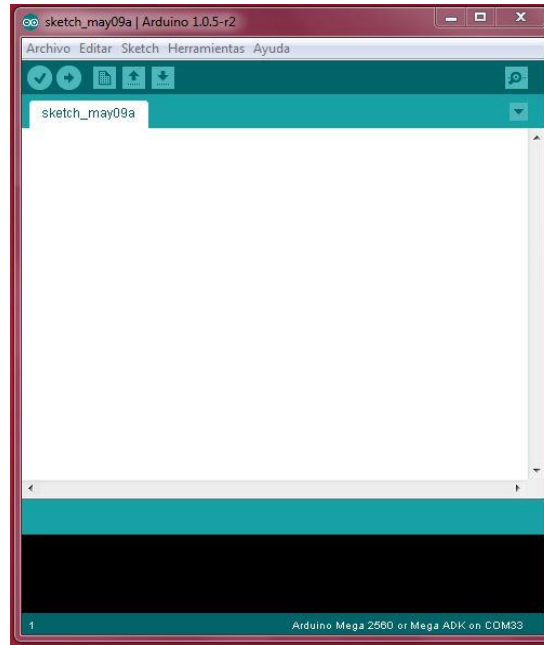


Figura 13. Software de Arduino, por F. González y W. Vargas, 2017.

### 7.3.2 LabVIEW.

Este software fue usado para la representación visual de los datos adquiridos por el sensor, elaborar la interfaz del usuario y además, para crear un archivo ejecutable único.

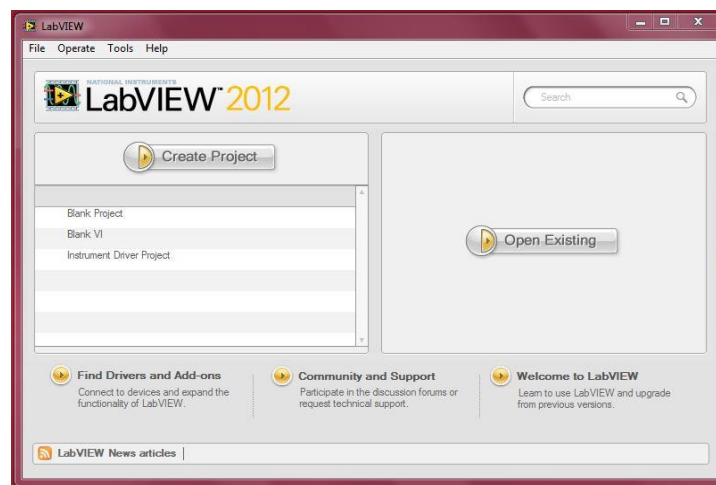


Figura 14. Software NI LabVIEW, por F. González y W. Vargas, 2017.

### 7.3.3 Interfaz de Usuario (IU).

En la interfaz se incorporaron funciones de zoom, guardado de imágenes, un botón para iniciar y otro para detener el programa, entre otros.

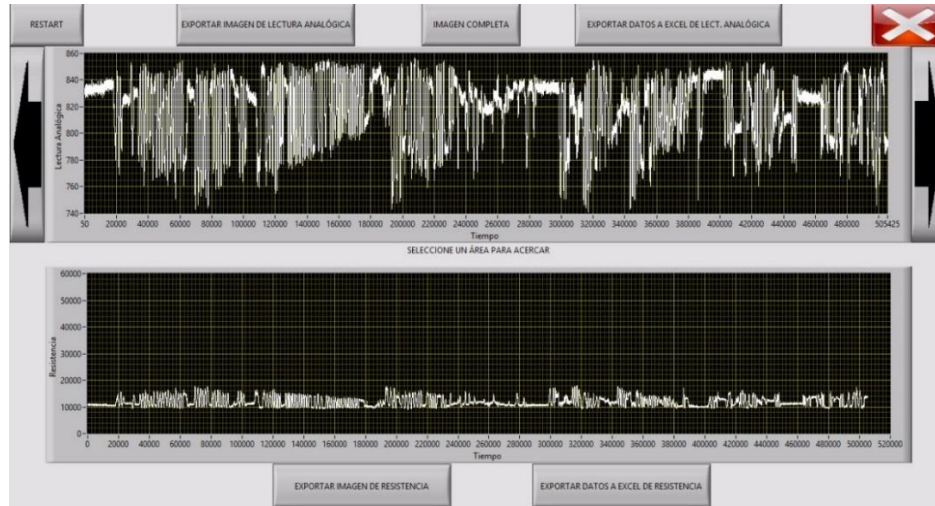


Figura 15. Interfaz de Usuario, por F. González y W. Vargas, 2017.

## 7.4 Procedimiento del diseño

Este proyecto se divide en tres etapas, las cuales son la implementación de los dispositivos en un guante, la obtención y almacenamiento de datos usando Arduino y la graficación de la señal a través del entorno LabVIEW.

### 7.4.1 Implementación del dispositivo al guante.

El guante se cosió de manera tal que éste presente un bolsillo interno en la parte superior de la mano, el cual fuera lo suficientemente largo para el sensor y adicionalmente, llegar a cubrir la primera falange del dedo índice. Al bolsillo además, le fue agregado un velcro al final para sellar mejor el guante y evitar que se saliera.

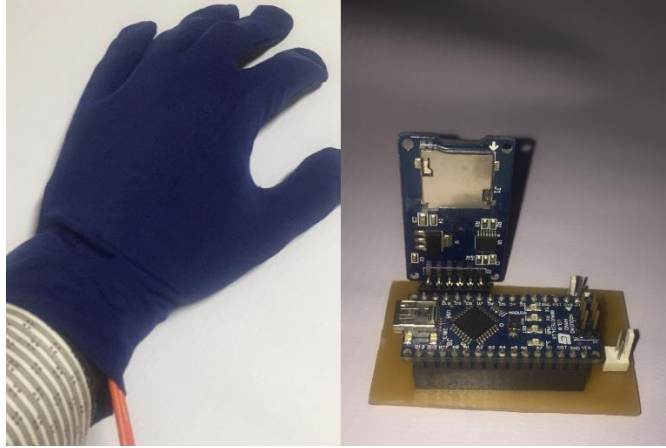


Figura 16. Guante final y circuito, por F. González y W. Vargas, 2017.

#### 7.4.2 Conexión y programación del Arduino.

Inicialmente, debido a la naturaleza que presenta el sensor de flexión de ser una resistencia variable, se decide realizar el diseño de un circuito divisor de tensión con el propósito de poder obtener un flujo de corriente y con ello, conseguir un valor en voltaje en respuesta a la flexión del sensor. Para realizar el divisor de tensión (*Figura 17*), un extremo de cada resistencia debe ir en uno de los pines analógicos del Arduino, el otro extremo de la resistencia fija va a tierra, y el otro extremo del sensor de flexión a una fuente de voltaje. Adicionalmente, se realiza el montaje del circuito sobre un guante de tela "power", pensada en la comodidad del paciente al momento de realizar las pruebas.

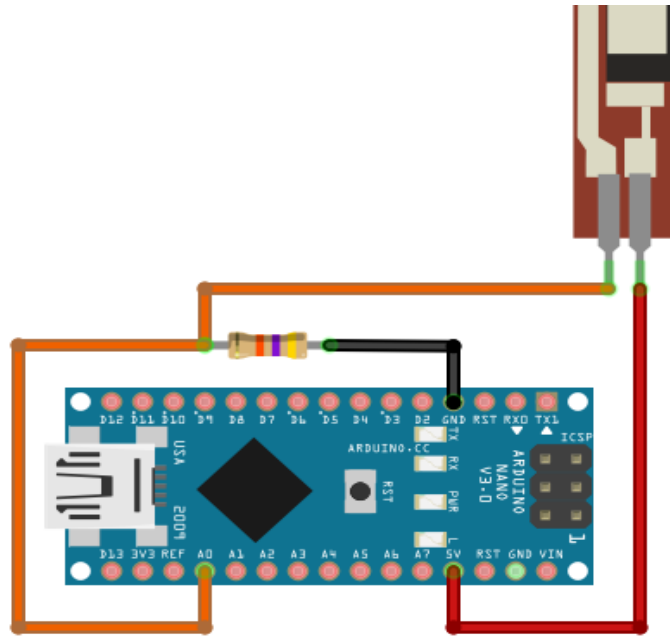


Figura 17. Conexión en el Arduino para el divisor de tensión, por F. González y W. Vargas, 2017.

Para la obtención de datos se utiliza un Arduino Nano, el cual es práctico para este tipo de proyectos que deben ser ligeros. Como primera medida, se busca tomar valores del tiempo en milisegundos, por lo que en el código se determina un tiempo de inicio mediante el uso de la función "millis()". Seguido a esto, se realiza la toma de datos del sensor de flexión, la cual se lleva a cabo leyendo el puerto analógico elegido para conectar el sensor. Esta variable obtenida comprenderá valores entre 0 y 1023, que son los valores resultantes por defecto de la conversión Analógico-Digital (Arduino, s.f.).

Teniendo las lecturas del sensor y el tiempo en que se realiza cada toma, se procede a almacenar estos datos en una memoria micro SD mediante el uso de un módulo micro SD para Arduino. La información es guardada como un documento con la extensión txt dentro de la cual, los datos son separados por tabulación, para que sean comprensibles al ser ingresadas a la plataforma LabVIEW.

### 7.4.3 Programación en LabVIEW.

Después de tener los datos almacenados en una micro SD, se procede a la graficación de la señal. Esto se logra realizando la lectura del archivo guardado en la SD y creando un arreglo de datos, los cuales, gracias a la previa tabulación, LabVIEW comprenderá estos cambios de línea como un nuevo arreglo.

Ya que se considera un interés por mostrar los datos en valores de resistencia y no en los valores que por defecto arroja la conversión Analógico-Digital, se aplica la fórmula de divisor de tensión:

$$V_{out} = \frac{R_1}{R_1 + R_2} * V_{in}$$

Fórmula 1. Divisor de tensión

En esta ecuación,  $V_{in}$  es el voltaje de la batería,  $R_2$  es la resistencia fija el cual para este proyecto fue usado una de  $47K\Omega$ ,  $V_{out}$  se obtiene de la ecuación:

$$V_{out} = dato * \frac{5v}{1024}$$

Fórmula 2. Obtención de la variable  $V_{out}$

El dato de  $V_{out}$  será un valor obtenido por la conversión análogo-digital explicado en la **sección 7.4.2** y  $R_1$  es la resistencia del sensor.

Entonces, en la Formula 1, se despeja el sensor de flexión o  $R_1$  quedando de la siguiente manera:

$$R_1 = \frac{R_2 * V_{out}}{V_{in}} - R_2$$

Fórmula 3. Sensor de flexión despejado

Y de esta forma se obtiene el valor de resistencia del sensor en cada muestra en el tiempo.

Finalmente, teniendo las variables separadas en dos arreglos correspondientes al Tiempo y a la Resistencia, estas serán representadas en una gráfica 2D, donde el Tiempo corresponde al eje X y la Resistencia al eje Y.

#### **7.4.4 Ejecución de pruebas.**

Una vez con el guante finalizado, se empezaron a realizar pruebas de funcionamiento y toma de datos. Las pruebas consistieron en abrir y cerrar la mano por cinco minutos en 4 sujetos de prueba sanos, con pausas aleatorias, así como aumento y disminución de velocidad aleatorios, con el propósito de encontrar alguna alteración del guante o incoherencia con los datos. Cada sujeto realizó la prueba dos veces.

### **7.5 Resultados**

En las siguientes figuras se puede ver el comportamiento de la señal durante la fase de la ejecución de pruebas, se puede apreciar que la señal no presenta ruido indeseado ni ausencia de la señal.

Se logra el diseño de un guante equipado con un sensor de flexión, además de un módulo SD en el que se almacenarán los datos, y un Arduino que hará posible la obtención y registro de datos. A partir de esto, se realizaron ensayos en los que se pudo apreciar la obtención de una señal comprensible y ajustable en el tiempo, señal que permite llevar a cabo estudios más profundos de los movimientos naturales o de actividades previamente descritas por quien dirige la prueba.

Teniendo una relación del movimiento del paciente y el tiempo transcurrido, se permite realizar un estudio más profundo de la señal, analizando comportamientos de esta misma y

generando un rango o valor de rigidez. Siendo posible esto, contribuiría inmensamente a la detección de la enfermedad de Parkinson, ya que se basa en resultados medidos y no en la opinión de personas, cuya información puede ser incierta.

En la siguiente figura se puede ver el comportamiento de la señal durante la fase de la ejecución de pruebas, se puede apreciar que la señal no presenta ruido indeseado ni ausencia de la señal.

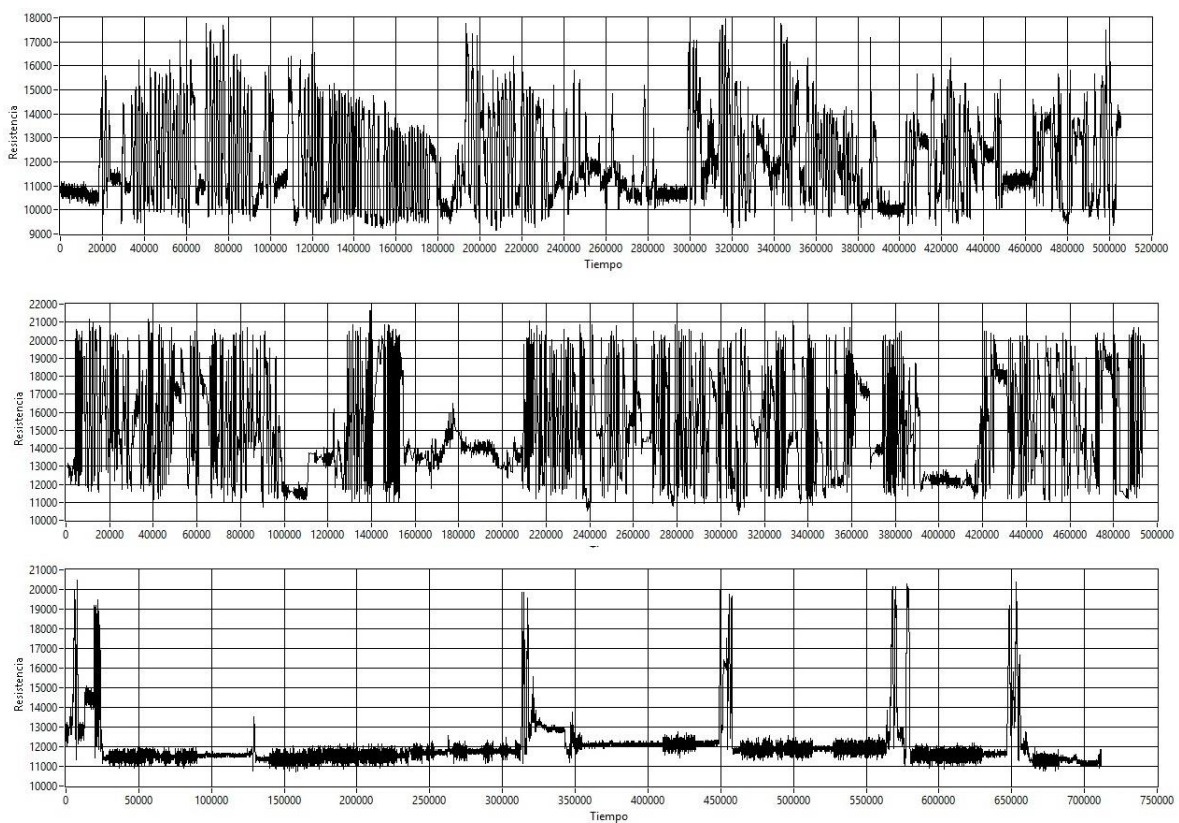


Figura 18. Señales de las pruebas realizadas, por F. González y W. Vargas, 2017.



## 8. Conclusiones

Se puede concluir durante la revisión bibliográfica que la finalidad de valorar Parkinson con un método objetivo, sea mediante sensores o equipos médicos, es un trabajo que se ha estado desarrollando desde mucho y en todas partes, donde, así como algunos obtuvieron resultados positivos, otros solo lograron resultados negativos pero aun así cualquier resultado malo o bueno es útil para este tipo de investigación.

Este proyecto propone una opción de medición de flexometría en la falange proximal del dedo índice, medida que puede tomarse en personas padecientes de la enfermedad de Parkinson, que con ayuda de una valoración médica, se puede facilitar la obtención de una variable rigidez a partir de una medida objetiva.

Los datos se obtienen en una relación de resistencia del sensor de flexión sobre el tiempo de muestra, lo cual nos permite analizar si se presenta alguna anomalía o alteración entre movimientos y el tiempo que demora esta alteración, lo que representa una información muy valiosa en el estudio de la señal.

El módulo SD nos permite el uso de cualquier micro SD de formato FAT32 (comprobado hasta 16GB), por lo cual, el espacio es suficiente para los tiempos de uso del guante, tiempo estipulado de 4 horas de uso. Debido a esto, es posible el diseño de un dispositivo portable, que brinda al paciente la comodidad de realizar el examen sin cambiar nada en su rutina.

El uso de la software LabVIEW nos permitió no solo la graficación de la señal, sino además herramientas de ayuda para mayor entendimiento de la señal, como lo es el poder acercar la señal en un rango de tiempo determinado, el poder desplazar horizontalmente la señal, exportar imágenes o datos de la señal en pantalla, y un entorno comprensible para el uso de la aplicación.

Por todo esto, el software LabVIEW resulta una herramienta muy valiosa para la programación y visualización gráfica de este tipo de proyectos.

Por último, se hace entrega de resultados de medidas realizadas con este dispositivo. Estos resultados demuestran la calidad de la medición tanto al realizar movimientos de forma constante como en movimientos más discretos. Posteriormente, estos resultados pueden ser sometidos a criterio médico, de forma que se pueda obtener un dictamen más confiable al grado de rigidez del paciente.

## Referencias

- Arduino. (s.f.). *ArduinoBoardMega2560*. Recuperado de <https://www.arduino.cc/en/Main/arduinoBoardMega2560>
- Arduino. (s.f.). *ArduinoBoardNano*. Recuperado de <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardNano>
- Arduino. (s.f.). *Introduction*. Recuperado de <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>
- Arduino. (s.f.). *ReadAnalogVoltage*. Recuperado de <https://www.arduino.cc/en/Tutorial/ReadAnalogVoltage>
- Bercoff, J. (2008). ShearWave Elastography. *Supersonic Imagine*.
- Burget, F., Maurer, C., Burgard, W. y Bennewitz, M. (2015). En IEEE/RSJ, Learning motor control parameters for motion strategy analysis of Parkinson's disease patients. *Intelligent Robots and Systems (IROS)*. Conferencia llevada a cabo en el Congress Center Hamburg, Alemania.
- Condell, J., Curran, K., Quigley, T., Gardiner, P., McNeill, M., Winder, J.,... Connolly, J. (2011). Finger movement measurements in arthritic patients using wearable sensor enabled gloves. *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*, 2(4), 276-292. <https://doi.org/10.1504/IJHFMS.2011.045000>
- CuidatePlus. (2009). *Parkinson*. Madrid, España: Unidad Editorial Revistas, S.L.U. Recuperado de <http://www.cuidateplus.com/enfermedades/neurologicas/parkinson.html>
- Du, L., He, W., Cheng, L., Li, S., Pan, Y. y Gao, J. (2016). Ultrasound Shear Wave Elastography in Assessment of Muscle Stiffness in Patients with Parkinson's disease: a Primary Observation. *Clinical Imaging*, 40(6), 1075-1080. <https://doi.org/10.1016/j.clinimag.2016.05.008>
- Family Caregiver Alliance [FCA] (2014). La Demencia con Cuerpos de Lewy. Recuperado de <https://www.caregiver.org/la-demencia-con-cuerpos-de-lewy>

- Goetz, C. G. (2003). The Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS) Status & Recommendations. *Movement Disorder Society*, 18(8), 738-750.
- Goetz, C. G. (2011). The History of Parkinson's Disease: Early Clinical Descriptions and Neurological Therapies. *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine*, 1(1), a008862. <https://doi.org/10.1101/cshperspect.a008862>
- Han, H., Jo, S. y Kim, J. (2015). Comparative study of a muscle stiffness sensor and electromyography and mechanomyography under fatigue conditions. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 53(7), 577-588. <https://doi.org/10.1007/s11517-015-1271-1>
- Han, H. y Kim, J. (2013). Active muscle stiffness sensor based on piezoelectric resonance for muscle contraction estimation. *Sensors and Actuators A: Physical*, 194, 212-219. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2013.01.054>
- Hauser, R., Lyons, K., McClain, T., & Pahwa, R. (2016). *Parkinson Disease*. New York, E.U.: WebMD LLC. Recuperado de <http://emedicine.medscape.com/article/1831191-overview>
- Ibrahim, D., Morgan, M. A. y et al. (s.f.). *Shear wave elastography*. Radiopaedia. Recuperado de <https://radiopaedia.org/articles/shear-wave-elastography>
- Illiades, C. (2014). *Motion-Sensing Technology to Monitor Parkinson's Disease*. Neurology Advisor. Recuperado de <http://www.neurologyadvisor.com/movement-disorders/motion-sensing-technology-to-monitor-parkinsons-disease/article/388420/>
- Imaging Technology News [ITN]. (2014). *GE Receives FDA Approval for Shear Wave Elastography Module*. Illinois, E.U.: Scranton Gillette Communications. Recuperado de <https://www.itnonline.com/content/ge-receives-fda-approval-shear-wave-elastography-module>
- Jasmin, L., Zieve, D., Ogilvie, I. y A.D.A.M. Editorial team. (2015). *Deep brain stimulation*. MedlinePlus. Recuperado de <https://medlineplus.gov/ency/article/007453.htm>

- Kovacs, G. G. (2014). *Neuropathology of Neurodegenerative Diseases A Practical Guide*. Recuperado de [https://books.google.com.co/books?id=kKcaBQAAQBAJ&printsec=frontcover&source=gbs\\_ge\\_summary\\_r&cad=0#v=onepage&q&f=false](https://books.google.com.co/books?id=kKcaBQAAQBAJ&printsec=frontcover&source=gbs_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false)
- Krupicka, R., Szabo, Z., Viteckova, S. y Ruzicka, E. (2014). Motion Capture System for Finger Movement Measurement in Parkinson Disease. *Radioengineering*, 23(2), 659-664.
- Little, M. (2012). *Max Little: un examen para el Parkinson con una llamada telefónica*. New York, E.U.: TED Conferences, LLC. Recuperado de [https://www.ted.com/talks/max\\_little\\_a\\_test\\_for\\_parkinson\\_s\\_with\\_a\\_phone\\_call?language=es](https://www.ted.com/talks/max_little_a_test_for_parkinson_s_with_a_phone_call?language=es)
- Marusiak, J., Jaskólska, A., Koszewicz, M., Budrewicz, S. y Jaskólski, A. (2012). Myometry revealed medication-induced decrease in resting skeletal muscle stiffness in Parkinson's disease patients. *Clinical Biomechanics*, 27(6), 632-635. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.02.001>
- Mentis, H. M., Shewbridge, R., Powell, S., Armstrong, M., Fishman, P. y Shulman, L. (2016). Co-Interpreting Movement With Sensors: Assessing Parkinson's Patients' Deep Brain Stimulation Programming. *Human-Computer Interaction*, 31(3-4), 227-260. <https://doi.org/10.1080/07370024.2015.1073592>
- Mondragón, E., Arratibel, I., Ruiz, J. y Martí, J. F. (2010). Trastornos del sueño en la enfermedad de Parkinson: insomnio y fragmentación del sueño, hipersomnia diurna, alteraciones del ritmo circadiano y síndrome de apnea del sueño. *Rev Neurol*, 50(Supl. 2), 21-6.
- National Institute of Neurological Disorders and Stroke [NINDS] y National Institutes of Health [NIH]. (2014, enero). *Parkinson's Disease: Hope Through Research*. Recuperado de [http://www.ninds.nih.gov/disorders/parkinsons\\_disease/detail\\_parkinsons\\_disease.htm](http://www.ninds.nih.gov/disorders/parkinsons_disease/detail_parkinsons_disease.htm)
- National Instruments [NI]. (s.f.). *Software de Desarrollo de Sistemas NI LabVIEW*. Recuperado de <http://www.ni.com/labview/esa/>

- Niazmand, K., Tonn, K., Kalaras, A., Fietzek, U. M., Mehrkens, J.-H. y Lueth, T. C. (2011). Quantitative Evaluation of Parkinson's Disease using sensor based smart Glove. En IEEE, *Computer-Based Medical Systems (CBMS)*, 24th International Symposium, Bristol, Reino Unido.
- Oka, H. (1996). Estimation of muscle fatigue by using EMG and muscle stiffness. En IEEE, *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS)*. 18th Annual International Conference of the IEEE, Amsterdam, Holanda.
- Park, B. K., Kwon, Y., Kim, J. W., Lee, J. H., Eom, G. M., Koh, S. B.,... Hong, J. (2011). Analysis of Viscoelastic Properties of Wrist Joint for Quantification of Parkinsonian Rigidity. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 19(2), 167-176. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2010.2091149>
- Parkinson's central. (s.f.). *Rigidity*. Recuperado de <http://central.parkinson.org/content/rigidity>
- Parkinson's Disease Foundation [PDF]. (s.f.). *Primary Motor Symptoms*. Recuperado de [http://www.pdf.org/symptoms\\_primary](http://www.pdf.org/symptoms_primary)
- Poinier, A. y Wooten, F. (2015). *Parkinson's Disease-Symptoms*. WebMD. Recuperado de <http://www.webmd.com/parkinsons-disease/tc/parkinsons-disease-symptoms>
- Prochazka, A., Bennett, D. J., Stephens, M. J., Patrick, S. K., Sears-Duru, R., Roberts, T. y Jhamandas, J. H. (1997). Measurement of rigidity in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 12(1), 24-32.
- Raspopovic, S., Capogrosso, M., Petrini, F. M., Bonizzato, M., Rigosa, J., Di Pino, G.,... Micera, S. (2014). Restoring Natural Sensory Feedback in Real-Time Bidirectional Hand Prostheses. *Science Translational Medicine*, 6(222), 222ra19. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.3006820>
- Santolaria, E. y Tomás, E. (s.f.). *Enfermedad de Parkinson, envejecimiento y función visual*. Universidad de Alicante. Recuperado de <http://web.ua.es/es/gvc/documentos/trabajos-ergonomia-visual/parkinson-efectosoculo-visuales.pdf>

- Sbernini, L., Pallotti, A. y Saggio, G. (2016). Evaluation of a Stretch Sensor for its Inedited Application in Tracking Hand Finger Movements. En IEEE. *Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, 2016 International Symposium, Benevento, Italia.
- Senesciència. (s.f.). *Más que temblor*. Revista de la Universitat de Barcelona. Recuperado de <http://www.ub.edu/senesciencia/noticia/parkinson-2/>
- Shapiro, M. B., Vaillancourt, D. E., Sturman, M. M., Metman, L. V., Bakay, R. A. E. y Corcos, D. M. (2007). Effects of STN DBS on Rigidity in Parkinson's Disease. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(2), 173-181. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2007.896997>
- Shima, K., Tamura, Y., Tsuji, T., Kandori, A., Yokoe, M. y Sakoda, S. (2009). Estimation of human finger tapping forces based on a fingerpad-stiffness model. En IEEE. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS)*. Annual International Conference of the IEEE, Mineapolis, USA.
- Síntomas. (s.f.). *Síntomas del Parkinson*. Recuperado de <http://sintomas.com.es/parkinson>
- Spectrasymbol. (s.f.). *Flex sensor*. Sparkfun. Recuperado de <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Flex/FlexSensor.pdf>
- Spectrasymbol. (s.f.). *Flex sensor*. Sparkfun. Recuperado de <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Flex/flex22.pdf>
- Tekscan. (s.f.). *Force Sensor*. Recuperado de <https://www.tekscan.com/sites/default/files/resources/FLX-A201-A.pdf>
- Un test de ojos podría detectar el Parkinson. (2016, agosto). *El Mundo*. Recuperado de <http://www.elmundo.es/salud/2016/08/18/57b5db94e2704eff6b8b461b.html>
- UNINet. (s.f.). *Escalas Neurológicas*. Recuperado de <http://www.uninet.edu/neurocon/neurologia/escalas/parkinson.html#UPDRS>

- WebMD. (s.f.). *Drug Treatment for Parkinson's Disease*. Recuperado de <http://www.webmd.com/parkinsons-disease/guide/drug-treatments>
- WISC. (2006). *Basal Ganglia*. Recuperado de <http://www.neuroanatomy.wisc.edu/coursebook/motor2.pdf>
- Wright, D., Nakamura, K., Maeda, T., Kutsuzawa, K., Miyawaki, K. y Nagata, K. (2008). Research and development of a portable device to quantify muscle tone in patients with Parkinsons disease. En IEEE. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS)*. 30th Annual International Conference of the IEEE, Vancouver, Canada.
- Xia, R., Radovic, M., Threlkeld, A. J. y Mao, Z.-H. (2010). System identification and modeling approach to characterizing rigidity in Parkinson's disease: neural and non-neural contributions. En IEEE. *Bioinformatics and Biomedical Engineering (iCBBE)*. 4th International Conference, Chengdu, China.



## Bibliografía

- Agencia Espacial Italiana [ASI]. *Hand Posture Analyzer (HPA)*. Recuperado de <http://www.asi.it/sites/default/files/HGD.pdf>
- Amazings. (2012). *Análisis de sangre para detectar la enfermedad de Parkinson antes de que aparezcan sus síntomas*. Noticias de la Ciencia y la Tecnología. Recuperado de <http://noticiasdelaciencia.com/not/3164/analisis-de-sangre-para-detectar-la-enfermedad-de-parkinson-antes-de-que-aparezcan-sus-sintomas/>
- Biometrics Ltd (s.f.) *Hand Kit*. Recuperado de <http://www.biometricsltd.com/h500.htm>
- Bundhoo, V., Haslam, E., Birch, B. y Park, E. J. (2009). A shape memory alloy-based tendon-driven actuation system for biomimetic artificial fingers, part I: design and evaluation. *Robotica*, 27(1), 131. <https://doi.org/10.1017/S026357470800458X>
- Carter, S., Ned, A., Chivers, J. y Bemis, A. (s.f.). Selecting Piezoresistive vs. Piezoelectric Pressure Transducers. *Kulite Semiconductor Products, Inc*. Recuperado de <https://pdfs.semanticscholar.org/fa81/bb8f882c1e3ca2855cb3308853c5cc622d6b.pdf>
- Centro Aeroespacial Alemán [DLR] (s.f.) *Bionics*. Institute of Robotics and Mechatronics. Recuperado de <http://www.dlr.de/rmc/rm/en/desktopdefault.aspx/tabid-3793/>
- Dai, H., Otten, B., Mehrkens, J. H. y D'Angelo, L. T. (2013). A portable system for quantitative assessment of parkinsonian rigidity. En IEEE. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 35th Annual International Conference of the IEEE, Osaka, Japón.
- De Zee, M. y Voigt, M. (2001). Moment dependency of the series elastic stiffness in the human plantar flexors measured in vivo. *Journal of Biomechanics*, 34(11), 1399-1406.
- Earhart, A. (2014). *Wearables & Apps for Parkinson's Disease: Why Big Data & Big Names May Not Be Small Enough*. Kinesia. Recuperado de <http://glneurotech.com/kinesia/products/kinesia-360/pd-wearables-apps/>

- Endo, T., Yoshikawa, N., Fujimura, H. y Sakoda, S. (2015). Parkinsonian Rigidity Depends on the Velocity of Passive Joint Movement. *Parkinson's Disease*, 2015, 1-4.  
<https://doi.org/10.1155/2015/961790>
- Espinoza, C. (2003). *Enfermedad de Parkinson* (Tesis de pregrado). Universidad Veracruzana, Xalapa, México.
- Ferraioli, G., Parekh, P., Levitov, A. B. y Filice, C. (2014). Shear Wave Elastography for Evaluation of Liver Fibrosis. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 33(2), 197-203.  
<https://doi.org/10.7863/ultra.33.2.197>
- Grand News Marketing, Inc. (s.f.) *Nuevo método de detección precoz de la enfermedad de Parkinson*. Recuperado de <https://tratamientoparkinson.com/noticias/572-nuevo-metodo-de-deteccion-precoz-de-la-enfermedad-de-parkinson>
- Hoehn, M. M. y Yahr, M. D. (1967). Parkinsonism onset, progression, and mortality. *Neurology*, 17(5), 427-427.
- Hou, F. J., Lang, S. M., Hoshaw, S. J., Reimann, D. A. y Fyhrie, D. P. (1998). Human vertebral body apparent and hard tissue stiffness. *Journal of Biomechanics*, 31(11), 1009-1015.  
[https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00110-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00110-9)
- Johns Hopkins Medicine. (s.f.). *Electromyography (EMG)*. Recuperado de [http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/test\\_procedures/neurological/electromyography\\_emg\\_92,P07656/](http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/test_procedures/neurological/electromyography_emg_92,P07656/)
- Lopez, M. (2012). *Stiffness and grip force measurement using an eccentric mass motor: a dynamic model and experimental verification*. (Tesis de grado) University of California, USA. Recuperado de <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00807081/>
- Loram, I. D. y Lakie, M. (2002). Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *The Journal of Physiology*, 545(Pt 3), 1041-1053. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2002.025049>

- Mandal, A. (2012). *Tipos de trastornos del movimiento*. News Medical Life Sciences.  
Recuperado de [http://www.news-medical.net/health/Types-of-movement-disorders-\(Spanish\).aspx](http://www.news-medical.net/health/Types-of-movement-disorders-(Spanish).aspx)
- Nordqvist, C. (2014). *What Are The Causes of Parkinson's Disease?*. Medical News Today.  
Recuperado de <http://www.medicalnewstoday.com/info/parkinsons-disease/causes-of-parkinsons-disease.php>
- O'Sullivan, S. B. y Schmitz, T. J. (Eds.). (2007). *Physical rehabilitation (5th ed)*. Recuperado de <https://www.fadavis.com/product/physical-therapy-rehabilitation-osullivan-schmitz?&RequestId=-1509312697&RequestId=987277315#/collapseFive>
- Parkinson Bizkaia. (s.f.). *La enfermedad de Parkinson*. Recuperado de <http://www.parkinsonbizkaia.org/queesparkinson/>
- Redolar, D. (2013). *Neurociencia Cognitiva*. Madrid, España: Editorial Medica Panamericana.
- Rodríguez, M. F. (s.f.). *III Exploración Neurológica*. La Habana, Cuba: Infomed. Recuperado de [http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/exploracion\\_neurologica.pdf](http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/exploracion_neurologica.pdf)
- Sahrman, S. A. (2006). *Diagnóstico y tratamiento de alteraciones del movimiento*. Badalona, España: Editorial Paidotribo.
- Salarian, A., Russmann, H., Wider, C., Burkhard, P. R., Vingerhoets, F. J. G. y Aminian, K. (2007). Quantification of Tremor and Bradykinesia in Parkinson's Disease Using a Novel Ambulatory Monitoring System. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(2), 313-322. <https://doi.org/10.1109/TBME.2006.886670>
- Silva, J., Chau, T. y Goldenberg, A. (2003). MMG-based multisensor data fusion for prosthesis control. En IEEE. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS)*. 25th Annual International Conference of the IEEE, Cancun, México.
- Suna, C. P. (2015). *To Detect the Status of the Door Using Flex Sensor for Home Application*. (Tesis de grado). Recuperado de <http://ethesis.nitrkl.ac.in/7202/>

- Taylor, C. L. y Schwarz, R. J. (1955). The anatomy and mechanics of the human hand. *Artificial limbs*, 22(2), 22-35. Recuperado de [http://www.oandplibrary.net/al/pdf/1955\\_02.pdf#page=26](http://www.oandplibrary.net/al/pdf/1955_02.pdf#page=26)
- Tekscan. (2014). *Embedded Sensing*. Recuperado de <https://www.tekscan.com/embedded-sensing>
- Thomas, B. y Beal, M. F. (2007). Parkinson's disease. *Human Molecular Genetics*, 16(R2), R183-R194. <https://doi.org/10.1093/hmg/ddm159>
- UT Southwestern Medical Center (2015). *Neurologists Find Movement Tracking Device Helps Assess Severity of Parkinson's Disease*. ScienceDaily. Recuperado de <https://www.sciencedaily.com/releases/2015/02/150203123118.htm>
- We Move. (s.f.) *Unified Parkinson's Disease Rating Scale*. Medscape. Recuperado de [http://img.medscape.com/fullsize/701/816/58977\\_UPDRS.pdf](http://img.medscape.com/fullsize/701/816/58977_UPDRS.pdf)
- Yue, H. Y., Huang, S., Chang, J., Heo, C., Yao, F., Adhikari, S.,... Lee, Y. H. (2014). ZnO Nanowire Arrays on 3D Hierarchical Graphene Foam: Biomarker Detection of Parkinson's Disease. *ACS Nano*, 8(2), 1639-1646. <https://doi.org/10.1021/nn405961p>
- Zesiewicz, T. A., Sullivan, K. L., Arnulf, I., Chaudhuri, K. R., Morgan, J. C., Gronseth, G. S.,... Weiner, W. J. (2010). Practice Parameter: Treatment of nonmotor symptoms of Parkinson disease Report of the Quality Standards Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology*, 74(11), 924-931. <https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e3181d55f24>
- Zimmerman, T. G., Lanier, J., Blanchard, C., Bryson, S. y Harvill, Y. (1987). A hand gesture interface device. En ACM. *Human Factors in Computing Systems and Graphics Interface (CHI/GI)*. Recuperado de <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=275628>