



Instituto Politécnico Nacional

Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología

Avanzada

Unidad Querétaro

Posgrado en Tecnología Avanzada

Desarrollo de un dispositivo inalámbrico medidor de fuerza de agarre de la mano humana con retorno por transducción acústica

Tesis

que para obtener el grado de
Maestría en Tecnología Avanzada

Presenta

Itzayana Duarte Rabelo

Director de Tesis

Dr. Eduardo Morales Sánchez



Santiago de Querétaro, Qro. 29 de Noviembre 2018



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

SECRETARIA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

ACTA DE REGISTRO DE TEMA DE TESIS Y DESIGNACIÓN DE DIRECTOR DE TESIS

México, D.F. a 10 de diciembre del 2018

El Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de CICATA-Qro. en su sesión ordinaria No. 181207 celebrada el día 7 del mes de diciembre conoció la solicitud presentada por el(la) alumno(a):

<u>Duarte</u> Apellido paterno	<u>Rabelo</u> Apellido materno	<u>Itzayana</u> Nombre (s)
-----------------------------------	-----------------------------------	-------------------------------

Con registro: A 1 7 0 9 2 1

Aspirante de: Maestría

1.- Se designa al aspirante el tema de tesis titulado:

Desarrollo de un dispositivo inalámbrico medidor de fuerza de agarre de la mano humana con retorno por transducción acústica

De manera general el tema abarcará los siguientes aspectos:

Desarrollo de un dispositivo electrónico inalámbrico y portátil para la medición de fuerza de agarre de Precisión de la mano humana con retorno audible proporcional a la fuerza de agarre

2.- Se designa como Director de Tesis al Profesor:

Dr. Eduardo Morales Sánchez

3.- El trabajo de investigación base para el desarrollo de la tesis será elaborado por el alumno en: CICATA-QRO-IPN

que cuenta con los recursos e infraestructura necesarios.

4.- El interesado deberá asistir a los seminarios desarrollados en el área de adscripción del trabajo desde la fecha en que se suscribe la presente hasta la aceptación de la tesis por la Comisión Revisora correspondiente:

Director(a) de Tesis

Eduardo Morales S.

Dr. Eduardo Morales Sánchez

Aspirante

Itzayana Duarte Rabelo

Itzayana Duarte Rabelo

Presidente del Colegio

Dr. Alejandro Alfredo Lozano Guzmán
DIRECCIÓN



**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO**

ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de Querétaro siendo las 12:00 horas del día 29 del mes de Noviembre del 2018 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de la Tesis, designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de CICATA-QRO para examinar la tesis titulada:

"Desarrollo de un dispositivo inalámbrico medidor de fuerza de agarre de la mano humana con retorno por transducción acústica"

Presentada por el alumno:

Duarte

Rabelo

Itzayana

Apellido paterno

Apellido materno

Nombre(s)

Con registro: A 1 7 0 9 2 1

aspirante de:

Maestría en Tecnología Avanzada

Después de intercambiar opiniones, los miembros de la Comisión manifestaron **APROBAR LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

LA COMISIÓN REVISORA

Director(a) de tesis

Eduardo Morales S.

Dr. Eduardo Morales Sánchez

Dr. Eduardo Castillo Castañeda

Dr. Antonio Hernández Zavala

Dr. Julio C. Sosa Savedra

M.en C. Maximiliano F. Ruiz Torres

PRESIDENTE DEL COLEGIO DE PROFESORES

Dr. Alejandro Alfredo Lozano Guzmán

DIRECCIÓN



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la ciudad de Querétaro, Qro.. el día 30 del mes de Noviembre del año 2018, el que suscribe Itzayana Duarte Rabelo alumna de maestría del Programa de Posgrado en Tecnología Avanzada, con número de registro A170921, adscrito al Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada del Instituto Politécnico Nacional unidad Querétaro, manifiesto que es el autor intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del Dr. Eduardo Morales Sánchez y cede los derechos del trabajo titulado Desarrollo de un dispositivo electrónico inalámbrico medidor de fuerza de agarre de la mano humana con retorno por transducción acústica, al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Si el permiso se otorga, el usuario deberá el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Itzayana Duarte Rabelo

Nombre y firma del alumno (a)

“No creo que haya alguna emoción más intensa para un inventor que ver alguna de sus creaciones funcionando. Esa emoción hace que uno se olvide de comer, de dormir, de todo”

-Nikola Tesla

Dedicatoria

Esta tesis la dedico a mi familia.

A mis padres que han sido ejemplo de lucha constante, de entrega total, de amor y de paciencia.

A mis hermanos, Isis e Ian que me han enseñado el valor de la vida y me han enseñado que nada es lo suficientemente difícil como para abandonar tus sueños. Gracias por llenarme de ese coraje y de esa fuerza para seguir adelante.

A mi novio, que me enseñó a nunca darme por vencida y apasionarme por lo que hago.

Agradecimientos

Este trabajo desarrollado en el Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada es el resultado del trabajo y esfuerzo de distintas personas y para mí es indispensable e importante agradecerles por todo lo que me han aportado.

En primer lugar, a mi director de tesis, Dr. Eduardo Morales Sánchez, mi más sincero agradecimiento por haber confiado en mí y en mi trabajo. Gracias por su paciencia, por enseñarme a ser constante, a ser humilde, a ser curiosa y en especial por enseñarme a ver siempre más allá de lo evidente. Gracias por su valiosa dirección en este proceso de aprendizaje.

Un agradecimiento a los investigadores de este centro que me compartieron durante este tiempo sus conocimientos y me brindaron su apoyo en cuestiones profesionales y personales.

A mis amigos Aldo, Erick, Lupita, Antonio y Miguel quienes me han animado en más de una ocasión durante este camino. Gracias por haberme escuchado, por darme consuelo, por apoyarme en los momentos más difíciles y también por celebrar conmigo cuando la ocasión lo ha ameritado.

Desde luego, un agradecimiento eterno a todos los que fueron mis profesores. Gracias por haber formado parte de este crecimiento profesional y personal, por compartir sin medida sus conocimientos, por su exigencia, por su firmeza y por que hoy en día gran parte de lo que soy y se es gracias a ustedes.

Gracias a cada uno de ustedes y a cada persona que ha formado parte de mi vida, sin ustedes esto no hubiese sido posible.

Las palabras nunca me alcanzaran para expresarles mi eterna gratitud, gracias.

Contenido

Resumen.....	10
Justificación.....	11
Objetivo	12
Objetivos específicos	12
Capítulo I. Introducción	13
1.2 Problema a resolver	15
1.3 Antecedentes	15
Conclusión de capítulo.....	20
Capítulo II. Marco Teórico	21
2.1 Introducción	21
2.2 Importancia de la mano humana.....	21
2.2.1 Receptores sensoriales de la piel	21
Receptores somatosensoriales de la piel	22
Mecanorreceptores.....	24
Transducción (transformación de energía mecánica en señales eléctricas)	24
2.2.2 Arquitectura de la mano.....	25
Articulaciones interfalángicas de los dedos de la mano	26
Tendones flexores	27
Vainas fibrosas digitales	28
Estructura muscular de la mano	31
Zonas flexoras de la mano humana.....	32
Manipulación y adaptación posicional: arco transversal, longitudinal y oblicuo.....	34
Agarre de fuerza y agarre de precisión.....	35
Cinemática de la mano	37
Cinemática directa por Denavit-Hartenberg.....	38
2.3 Retorno audible de fuerza.....	40
2.3.1 Generación de señales audibles.....	41
Conclusión de capítulo.....	42
Capítulo III. Desarrollo.....	44
3.1 Introducción	44
3.2 Metodología	45
3.3 Acondicionamiento eléctrico y calibración de sensores	46

Acondicionamiento eléctrico de FSR (Force Sensing Resistor/ Sensor Resistivo de Fuerza)	46
Diseño del circuito eléctrico	55
Acondicionamiento del guante de sensado	57
Programación de interfaces de usuario	58
3.4 Etapa de Transducción	61
Conclusión de capítulo.....	66
Capítulo IV. Resultados.....	67
4.1 Introducción	67
4.2 Etapa de sensado	67
Prueba con pinza trípode.....	68
Prueba con pinza bidigital.....	68
Prueba con prensa tetradigital	69
4.3 Etapa de retorno acústico	72
Capítulo V. Conclusiones y recomendaciones	76
Bibliografía	77
Apéndice	80
Apéndice I. Diagrama de flujo de programación de interfaz en LabVIEW.	80
Apéndice 2. Diagrama de flujo de programación de microcontrolador para comunicar con interfaz LabVIEW.	81
Apéndice 3. Diagrama de flujo para comunicación Android- ATMEGA328P.....	82
Anexos	83
Anexo 1. Código para interfaz en LabVIEW (ejecución automática).....	83
Anexo 2. Código para interfaz en LabVIEW (ejecución manual)	84
Anexo 3. Código para interfaz en Android utilizando App Inventor2.	85
Anexo 4.Código de microcontrolador para comunicación con LabVIEW	87
Anexo 5. Código de microcontrolador para interfaz ANDROID.....	89
Anexo 6. Congreso Nacional de Mecatrónica	93
Anexo 7. Congreso Internacional de Sistemas Mecatrónicos.....	94

Resumen

En este proyecto se presenta el diseño de un sistema inalámbrico para medición de fuerza con retorno para medir la fuerza de agarre de la mano humana. El término retorno se refiere a que el sistema envía un estímulo auditivo proporcional a la amplitud de la fuerza de agarre al usuario para que el usuario pueda mantener o controlar la fuerza aplicada. El sistema desarrollado consta de 2 etapas principales: la etapa de medición de fuerza de agarre y la etapa de retorno de la fuerza de agarre. La etapa de medición de fuerza de agarre, específicamente de agarre de precisión, comprende: el acondicionamiento y calibración de los sensores utilizados para medir la fuerza, el acondicionamiento de un guante para contener a los sensores en la posición de la yema de los dedos, el circuito controlador que adquiere el valor de la fuerza y envía los datos a una interfaz en PC y a otra interfaz desarrollada en una Tablet utilizando comunicación Bluetooth. La etapa de retorno de fuerza de agarre comprende: el acondicionamiento de un circuito zumbador piezoeléctrico y el procesamiento de la fuerza medida para asociar la fuerza a un rango de frecuencias audibles. Se diseñó e implementó un PCB de tamaño mínimo para ser incorporado al guante, se incorporó una pila recargable para que el sistema sea autónomo. El sistema desarrollado permite medir la fuerza de agarre de precisión de los dígitos de la mano humana, es totalmente portátil y por su comunicación inalámbrica y su programación en diferentes dispositivos permiten que el sistema pueda ser utilizado en el deporte, en la rehabilitación de fuerza de los dedos o para medir y/o controlar la fuerza en una prótesis haciendo uso del retorno auditivo proporcional a la fuerza de agarre, o en aplicaciones robóticas donde haga falta medir la fuerza de un efector final.

Justificación

Las lesiones de la mano pueden ocasionar múltiples afecciones, como por ejemplo la pérdida de sensibilidad, pérdida de fuerza e incluso discapacidad. La medición de la fuerza de agarre de la mano mediante un dispositivo electrónico representa una alternativa para conocer la fuerza que se aplica al agarrar o suspender objetos. En el caso de la rehabilitación ortopédica, estas mediciones ayudan al fisioterapeuta a dar seguimiento al progreso de los pacientes y cuantificar su avance. Al agregar una etapa de retorno para un dispositivo como estos, el usuario será capaz de asociar un estímulo a un nivel de fuerza sin la necesidad de estar observando todo el tiempo la PC o un dispositivo electrónico.

Un dispositivo electrónico medidor de fuerza con retorno no invasivo se convierte en un auxiliar para cuantificar la fuerza aplicada por la mano ya sea en rehabilitación, como ya se mencionó para el estudio de síndromes como por ejemplo el de túnel carpiano o túnel cubital o en otro tipo de actividades como en deportes o incluso en juegos virtuales. El uso de este dispositivo se limita a aquellas aplicaciones en donde sea necesaria la medición de fuerza y su interpretación.

Este proyecto consiste en dos etapas principales: la etapa de sensado y la etapa de transducción. Para el desarrollo y diseño del sistema de sensado se requieren conocimientos básicos de circuitos eléctricos, instrumentación, protocolos de comunicación, programación orientada a objetos y principios de programación en C. Para el diseño de la etapa de transducción se requieren conocimientos básicos sobre acústica, y los conocimientos ya anteriormente mencionados.

Objetivo

Desarrollo de un dispositivo electrónico inalámbrico y portátil para la medición de la fuerza de agarre de precisión de la mano humana con retorno audible proporcional a la fuerza de agarre.

Objetivos específicos

- Acondicionar y calibrar arreglo de sensores para medir fuerza de agarre en cada dígito.
- Adquirir y procesar las señales eléctricas del arreglo de sensores.
- Establecer comunicación inalámbrica *Bluetooth*.
- Implementar *PCB*.
- Desarrollar un protector para el arreglo de sensores y para los circuitos desarrollados.
- Desarrollar la programación para desplegar la medición de la fuerza en una *PC* y en una Tableta.
- Desarrollar la programación para implementar el retorno auditivo proporcional a la fuerza de agarre medida.

Capítulo I. Introducción

La mano por su compleja estructura anatómica nos permite realizar tareas tanto de manipulación, prensión y sujeción de objetos de variadas dimensiones. Para realizar este tipo de movimientos, la mano debe adaptarse y posicionarse al objeto en cuestión formando arcos importantes como lo son el transverso, longitudinal y oblicuo. Sin estas formas de adaptación que la mano efectúa el agarre de objetos sería imposible. La Figura 1 muestra la mano humana formando uno de los arcos antes mencionados.

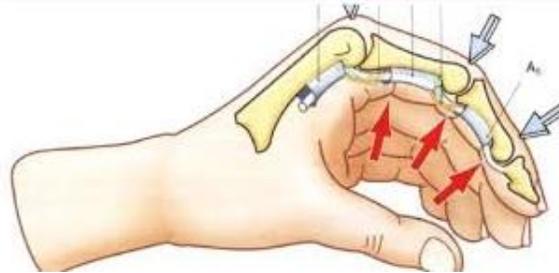


Figura 1.1. Arco oblicuo o Arco de oposición (Paniagua Lorenti & Ramos Villatoro, 2015).

La mayoría de los autores definen dos tipos de agarre: agarre de fuerza y agarre de precisión. En el agarre de fuerza la palma se ve mayormente involucrada a diferencia de los agarres de precisión en donde la fuerza es aplicada por las falanges distales en su mayoría y el apoyo de objetos se hace usando también los laterales de los dedos índice, medio y anular.

La medición de la fuerza de agarre no es algo reciente ni novedoso, sin embargo, la forma en que se mide ha ido evolucionando a través de los años gracias a los avances tecnológicos. Realizar la medición de la fuerza resulta ser de gran importancia ya que nos permite conocer la fuerza requerida para realizar tareas de agarre, prensión o sujeción. Existen dispositivos que han sido desarrollados precisamente para este propósito, comenzando por el dinamómetro diseñado por Isaac Newton en el siglo XVII.

En años recientes comenzaron a comercializarse los dinamómetros digitales para medir la fuerza total de agarre de la mano, medidores de fuerza de precisión y otros dispositivos más sofisticados que hacen uso de sensores ya sean capacitivos o resistivos para realizar la medición de distintos tipos de agarre. Sin embargo, muy pocos trabajos reportan un retorno en forma de estímulo visual o auditivo proporcional a la fuerza aplicada. El retorno que más se implementa es por estímulo visual utilizando una pantalla de computadora. En la pantalla se grafica la fuerza de cada dígito o el promedio y el usuario puede mantener o controlar un valor de fuerza constante de agarre. A nivel comercial se han desarrollado dispositivos para aplicaciones en los deportes donde se mide la fuerza de un golpe, de una patada o de choques entre cuerpos como en el fútbol americano. Otra aplicación importante donde se ha desarrollado dispositivos de medición de fuerza de choque o de inercia es en la medición de la fuerza de choque que existe en accidentes automovilísticos. La Figura 2 muestra algunos de estos dispositivos a nivel comercial.



Figura 1.2. Mostrando: a) Guante de boxeo lpunch (Haynes, 2014). b) Casco para medir fuerza de impacto en fútbol americano (Whittaker, 2018).

1.2 Problema a resolver

El problema que se busca resolver es el medir la fuerza que aplica cada dedo de la mano humana en un agarre de precisión y generar un retorno utilizando un estímulo auditivo cuya frecuencia de audio sea proporcional a la fuerza aplicada. El dispositivo podrá ser utilizado en diferentes aplicaciones donde se requiera conocer la fuerza que aplica cada dígito ya sea para controlar la fuerza de agarre (aplicaciones en prótesis de mano o en efectores finales en robótica) o para realizar ejercicios de rehabilitación de fuerza de los dedos.

1.3 Antecedentes

Existen diversos dispositivos que son capaces de medir la fuerza de agarre, el más común es el dinamómetro digital o analógico. Originalmente el dinamómetro fue inventado por Isaac Newton y basa su funcionamiento en la ley de Hooke donde las deformaciones son directamente proporcionales a la fuerza que se aplica. Existen tanto dinamómetros analógicos como digitales. En la Figura 3 se pueden observar estos dispositivos.



Figura 1.3. Mostrando: a) Dinamómetro analógico, b) Dinamómetro digital (SAUTER SPAIN, s.f.).

El dinamómetro mayormente se utiliza para medir la fuerza total de la mano en tareas de prensión, existe otra variante del dinamómetro que únicamente mide la fuerza de pinza de las manos.

A parte del dinamómetro, se han desarrollado otros sistemas capaces de medir la fuerza como por ejemplo el guante Sensor Grip. Este dispositivo consta de 18 zonas sensibles con un total de 349 elementos sensores individuales. Los sensores están ubicados de tal manera que logran cubrir las principales zonas de contacto de la mano en las tareas de agarre. Los sensores de este dispositivo son piezoresistivos y posee un *hub* de dos entradas para envío de información al ordenador a través de puerto USB (Pérez González, Jurado Tovar, & Sancho Bru, 2012) como se puede apreciar en la Figura 1.4.

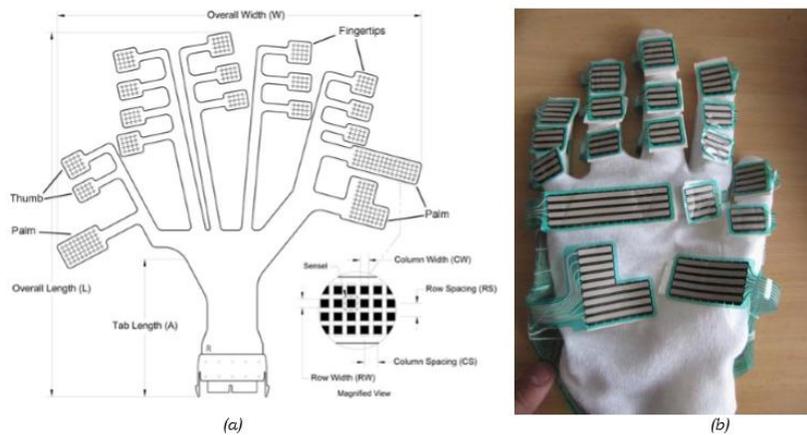


Figura 1.4. Dispositivo medidor de fuerza Sensor Grip (Pérez González, Jurado Tovar, & Sancho Bru, 2012).

Los sensores de este dispositivo pueden ser colocados en protectores textiles o pueden ubicarse directamente en la mano del usuario. Este dispositivo por su arquitectura es capaz de medir la fuerza de agarre tanto de precisión como de fuerza.

Otro dispositivo es el Finger TPS (*Tactile Pressure Sensor System*), este se compone de 8 zonas sensitivas montadas sobre soportes de tela para fijarse a la mano de forma segura. Cinco de los sensores están ubicados a la altura de la falange distal de cada dedo, dos de ellos en las falanges proximales del dedo índice y anular y un sensor en la palma de la mano. El principio de funcionamiento de los sensores es capacitivo (Pérez González, Jurado Tovar, & Sancho Bru, Fuerzas de contacto entre mano y objeto

en el agarre cilíndrico: comparación de dos técnicas de medición., 2012). La información se envía de forma inalámbrica o vía *USB* como se observa en la Figura 1.5.



Figura 1.5. Dispositivo medidor de fuerza Finger TPS (Pérez González, Jurado Tovar, & Sancho Bru, 2012).

Un dispositivo de gran relevancia es el desarrollado como auxiliar para fisioterapias por personal de la Universidad Distrital Francisco, José de Caldas (Camargo Casallas, Pinzón O., & Flórez D., Dispositivo electrónico para la medición de fuerza en falanges distales, 2017). Este dispositivo básicamente mide la fuerza que ejercen las cinco falanges de forma simultánea o selectiva en tiempo real. Las mediciones se muestran en tres tipos de indicadores: promedio, fuerza máxima y el déficit a partir del test de presión sostenida. Este dispositivo hace uso de sensores *FSR (Force Sensing Resistor)* y la visualización se hizo mediante el uso de paneles *LCD* y permite comunicación inalámbrica entre la computadora y el dispositivo medidor. Este dispositivo permite realizar una valoración muscular de la mano y así mismo es capaz de medir el desempeño de fuerza de las falanges distales de la mano, esto después de una rehabilitación adecuada a este miembro afectado. En la Figura 1.6 se puede observar una fotografía del dispositivo mencionado.

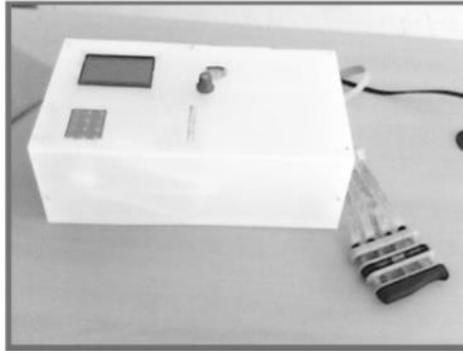


Figura 1.6. Prototipo medidor de fuerza de falanges distales (Camargo Casallas, Pinzón O., & Flórez D., 2017).

Se encuentra también el dispositivo diseñado por otros miembros igualmente de esta universidad que se diseñó para efectos de apoyo en la rehabilitación física. Este dispositivo se constituye de una férula para posicionar la mano y descansar la fisiológicamente y un dispositivo electrónico con el fin de adquirir las mediciones de la fuerza. Lo que busca como objetivo este dispositivo es apoyar a la realización de terapias a nivel distal de los dedos de la mano. En la Figura 1.7 se presenta una imagen de este dispositivo construido en el año 2018

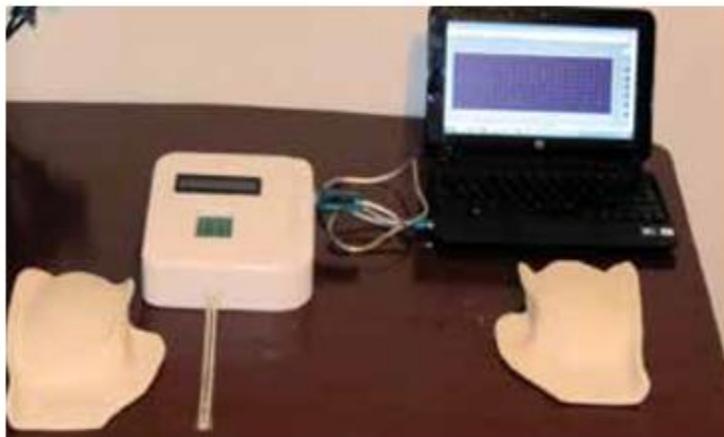


Figura 1.7. Medidor de fuerza para rehabilitación a nivel distal (Camargo Casallas, Villamil Matallana, & Camargo Casallas, 2018).

Se utilizó un sensor Flexi Force A201 y un microcontrolador para adquirir los datos de los sensores utilizados en el dispositivo. Para establecer la comunicación se utilizó un circuito de conversión serial que logra establecer la comunicación entre el prototipo con el RS232, *TTL (UART)* y viceversa (TX y RX). Se utilizó para el procesamiento de señales el entorno de programación orientado a objetos *LabVIEW* (Camargo Casallas, Villamil Matallana, & Camargo Casallas, 2018).

Los dispositivos anteriores son utilizados para rehabilitación ortopédica en su mayoría, sin embargo, hay otros dispositivos que son utilizados más para inmersión virtual y deportes, uno de ellos es Senso Glove. Senso Glove es un guante equipado con varios sensores diminutos cosidos en su interior justo en las zonas en las que la mano entran en contacto directo con el palo de Golf. Cada sensor es capaz de registrar la presión ejercida por los dedos sobre su superficie y muestra esta información en una pantalla *LED* colocada sobre el dorso de la mano. Este guante nace de la necesidad de conocer la fuerza y presión adecuadas para desarrollar una buena técnica de agarre en los jugadores de golf. Además de solamente medir fuerza, existen dispositivos que son capaces de dar un retorno físico al usuario, como por ejemplo Glove One, que a pesar de que permite la interacción con realidad virtual permite reproducir la fuerza mediante motores vibratorios en cada dedo de la mano humana (SensoGlove, 2017). En la Figura 1.8 se puede apreciar una fotografía de ambos dispositivos.



Figura 1.8. Mostrando: a) Senso Glove, b) Glove One (SensoGlove, 2017).

Todos estos dispositivos ya mencionados son solo un ejemplo de algunos de los más recientes y novedosos sistemas de medición de fuerza, que encuentran su aplicación en deportes, rehabilitación de personas que han sufrido de algún traumatismo o para juegos virtuales.

Conclusión de capítulo

Por lo anterior, se propone el diseño y construcción de un dispositivo inalámbrico medidor de fuerza de agarre de precisión de la mano humana, el cual esté constituido por cinco sensores de efecto piezoresistivos ubicados en las falanges distales de los dedos de la mano dentro de un guante textil. Además del sistema de sensado, se propone el uso un sistema de transducción el cual enviará un estímulo al usuario para que este pueda interpretar la fuerza medida por el sistema de sensado. Para la interacción entre el sistema físico y el usuario se proponen dos interfaces que sean capaz de recibir los datos de fuerza de forma inalámbrica.

Capítulo II. Marco Teórico

2.1 Introducción

En este capítulo se describirá a detalle la fisiología de la mano para entender por qué la mano humana puede realizar movimientos tan complejos como los agarres de precisión. Se explica a detalle la arquitectura ósea, las conexiones interfalángicas que permiten que las falanges se unan entre sí para formar cada dedo, los tendones que permiten la flexión de los dedos, los músculos que rodean a los huesos y músculos y por último las zonas flexibles de la mano humana logrando el movimiento de agarre de fuerza y de precisión.

2.2 Importancia de la mano humana

La mano es una de las partes más complejas y maravillosas de la ingeniería natural en el cuerpo del ser humano. Esta peculiar pieza nos permite manipular objetos de diversas dimensiones y con gran precisión. Además de las tareas de agarre, la mano contiene un gran número de receptores cutáneos que nos permiten percibir principalmente temperatura, presión profunda, dolor y luz. Es de vital importancia conocer cómo es que nuestra mano está constituida, esto porque conocer cómo funciona nos da la pauta para adaptar sistemas mecatrónicos que sean auxiliares para un sin número de actividades.

2.2.1 Receptores sensoriales de la piel

Como ya se mencionó en la sección anterior, la mano tiene un gran número de receptores cutáneos que nos dan la posibilidad de recibir información del ambiente que nos rodea. Los sentidos somatosensoriales constituyen los mecanismos nerviosos que captan la información de lo que está sucediendo en la superficie y en el interior del cuerpo. Estos sentidos somatosensoriales o somáticos comprenden cuatro modalidades como los son el tacto, la nocicepción, cinestesia y la temperatura (Soriano Mas & Guillazo Blanch, 2013).

- El tacto nos proporciona la información acerca de la forma, tamaño y textura de las cosas y como se mueven sobre la piel.
- La cinestesia informa acerca de la posición y el movimiento de las articulaciones y cuerpo, información que proviene de los receptores musculoesqueléticos y tendones.
- La nocicepción informa básicamente sobre daños en los tejidos, estos daños se manifiestan con lo que llamamos dolor.
- Finalmente, la temperatura nos informa si algo está caliente o frío.

Receptores somatosensoriales de la piel

La piel es un órgano que cumple que además de complejo es indispensable para la supervivencia de los individuos. Este órgano se encuentra conformado por tres capas principales: dermis, epidermis y tejido subcutáneo. Los receptores del sistema somático se dividen de acuerdo a su función en tres principales: mecanorreceptores, nociceptores y termorreceptores. De igual forma, estos se pueden clasificar según su grado de adaptación. Por lo anterior, tenemos dos clasificaciones: libres y encapsulados.

- Libres: terminaciones nerviosas que se encuentran libres y envían información únicamente de dolor y temperatura (frío y calor).
- Encapsulados: las terminaciones nerviosas se encuentran asociadas a células transductoras. Por mencionar un ejemplo, las sensaciones del tacto se encuentran asociadas a mecanorreceptores encapsulados.

Existe otra clasificación de los receptores somáticos según su adaptación. Los receptores de adaptación rápida transmiten la información relacionada con los cambios (movimiento, cualidades dinámicas). Responden rápido, pero de forma breve. Si los estímulos se mantienen la respuesta disminuye. Los receptores de adaptación lenta o tónicos transmiten la información relacionada a la persistencia del estímulo (cualidades estáticas). Estos receptores siguen enviando información mientras el estímulo esté presente (Soriano Mas & Guillazo Blanch, 2013). En la Tabla 1 se pueden observar los principales tipos de receptores somáticos.

Tabla 1 Receptores somáticos principales de la piel.

Tipo de Receptor	Características	Localización	Función	Tiempo de adaptación	Umbral de activación
Terminaciones nerviosas libres	Terminaciones mínimamente especializadas.	Toda la piel.	Dolor, temperatura, tacto no preciso.	Lento	Alto
Corpúsculos de Meissner	Encapsulados; entre las papilas dérmicas.	Principalmente piel glabra.	Tacto, presión (dinámica).	Rápido	Bajo
Corpúsculos de Pacini	Encapsulados	Tejido subcutáneo, membranas interóseas, vísceras.	Presión profunda, vibración (dinámica).	Rápido	Bajo
Discos de Merkel	Encapsulados	Toda la piel, folículos pilosos.	Tacto, presión (estática).	Lento	Bajo
Corpúsculos de Ruffini	Orientados a lo largo de las líneas de tensión.	Toda la piel.	Estiramiento de la piel.	Lento	Bajo
Husos musculares	Muy especializados	Músculos	Longitud muscular.	Tanto lento como rápido.	Bajo
Órganos tendinosos de Golgi	Muy especializados	Tendones	Tensión muscular.	Lento	Bajo
Receptores articulares	Muy especializados	Articulaciones	Posición articular.	Rápido	Bajo

En la Figura 2.1 se puede observar la distribución de los receptores en la piel.

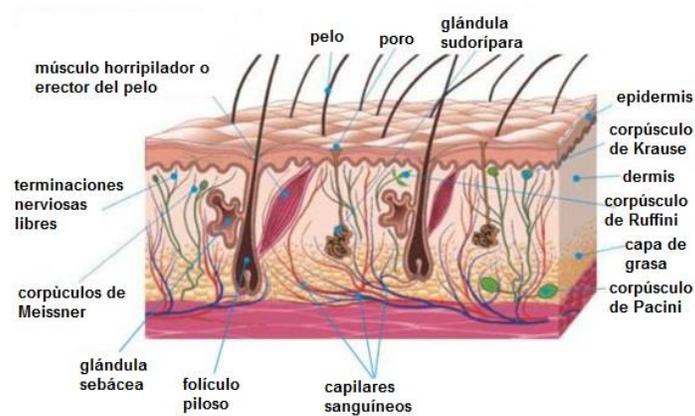


Figura 2.1. Localización de receptores en la piel.

Mecanorreceptores

Los mecanorreceptores envían al sistema nervioso central (SNC) información acerca de vibración, presión, tacto y tensión de la piel. La piel se puede clasificar en dos tipos: piel glabra y piel pilosa. La piel glabra es más sensible y podemos encontrarla en los dedos, la palma, labios y planta de los pies. En este tipo de piel se pueden encontrar: discos de Merkel, corpúsculos de Meissner, corpúsculos de Pacini y corpúsculos de Ruffini (Soriano Mas & Guillazo Blanch, 2013). Las características de estos receptores se pueden encontrar en la Tabla 1 mostrada anteriormente.

En la piel pilosa, el principal receptor es folículo piloso que responde ante el desplazamiento del pelo, estos receptores son de adaptación rápida.

Las zonas más sensibles al tacto son la punta de los dedos y lengua. Esto significa que estas zonas tienen mayor densidad de receptores, campos de recepción pequeños pero mayor densidad de inervación.

Otros dos receptores importantes termorreceptores y nociceptores. Los termorreceptores se encargan de recibir información acerca de la temperatura de los objetos (frío y calor). Los receptores térmicos son del tipo libre, es decir, terminaciones nerviosas libres. Los aumentos de temperatura disminuyen la sensibilidad de los receptores para el calor y aumentan la de los receptores del frío (e inversamente). Este tipo de receptores modulan su tasa de respuesta dependiendo de la temperatura (Soriano Mas & Guillazo Blanch, 2013). Los nociceptores inician la sensación del famoso “dolor”. Este tipo de receptores responden a estímulos térmicos, mecánicos y químicos.

Transducción (transformación de energía mecánica en señales eléctricas)

Los mecanorreceptores son los encargados de realizar un proceso de transducción, lo que se define como la conversión de la energía mecánica en señales eléctricas (potenciales receptores). El proceso de transducción es el siguiente:

1. Los estímulos aplicados sobre la piel modifican y deforman las terminaciones nerviosas, afectando la permeabilidad iónica de la membrana de las mismas.

2. Los cambios de permeabilidad generan una corriente de despolarización en la terminación nerviosa, creando un potencial receptor que desencadena potenciales de acción.
3. La información captada por los distintos mecanorreceptores llega a las neuronas de los ganglios de la raíz dorsal de la médula espinal.

En resumen, la piel nos otorga la posibilidad de sentir y percibir toda la información que se encuentra en nuestro entorno. La piel si bien cubre todo el cuerpo protegiendo los órganos y sistemas internos, tiene ciertas partes que son más sensibles a los estímulos que otras. Dentro de las partes mas sensibles se encuentran: planta de los pies, espalda, parte anterior del brazo y desde luego la mano que es lo que se detallará a continuación.

2.2.2 Arquitectura de la mano

Cada mano posee 27 huesos, 8 en el carpo, 5 metacarpianos y un total de 14 falanges como se muestra en la Figura 2.2. En conjunto forman un canal de concavidad anterior por el que se deslizan los tendones de los músculos flexores de los dedos.



Figura 2.2. Estructura anatómica de la mano humana (N/A, Smurfs, 2010).

Los metacarpianos son huesos largos que cuentan con una base cuadrática proximal, una diáfisis y una cabeza redonda distal. Cada metacarpiano tiene una forma de base distinta, por ejemplo, la base del primer metacarpiano tiene una superficie articular en forma de silla de montar. La base del segundo metacarpiano se articula con él con el trapecio, trapecoide y el hueso grande. La base del tercer metacarpiano se articula únicamente con el hueso grande. Las bases del cuarto y quinto metacarpiano se articulan con el ganchoso (Palastanga, Field, & Soames, 2000). En general, las cabezas de los metacarpianos o huesos largos son lisas y redondeadas y se extienden a lo largo de la palma central. Sin embargo, la cabeza del primer metacarpiano es más ancha que las demás, ya que cuenta con dos huesos sesamoideos que se hallan en los tendones cortos que cruzan la articulación. De la cabeza de los metacarpos surgen los cinco dedos: pulgar, índice, medio, anular y meñique. Los dedos, índice, medio, anular y meñique están compuestos por tres falanges: Falange Proximal (FP), Falange Media (FM) y Falange Distal (FD). El dedo pulgar por el contrario solamente cuenta con dos falanges, pero su metacarpiano tiene más movilidad que los demás. Las uniones entre falanges se llevan a cabo por articulaciones. La articulación metacarpofalángica proximal une el huesecillo del metacarpo con la falange proximal, la articulación interfalángica proximal une a la falange proximal con la media y por último la articulación interfalángica distal que une la falange media con la distal.

Articulaciones interfalángicas de los dedos de la mano

Los dedos largos (índice, meñique, anular y medio) cuentan con dos articulaciones interfalángicas a excepción del pulgar que solo cuenta con una. Estas articulaciones funcionan como una bisagra ya que cuentan con un solo grado de libertad. Estas articulaciones están cubiertas por una cápsula revestida con membrana sinovial y se sujetan por ligamentos colaterales y palmares. La flexión en las articulaciones interfalángicas es menor a 90°, rondan entre los 60° y 70° aproximadamente. El ángulo que se forma entre las falanges es en sí un ángulo obtuso.

Los ángulos de flexión de las articulaciones interfalángicas proximales son mayores a 90°, formando así un ángulo agudo. Lo mismo sucede con las articulaciones metacarpofalángicas, cuyos ángulos de flexión aumenta de forma progresiva desde el

primero al quinto dedo, llegando a 135° de flexión en el dedo meñique (Pereyra, 2016). En la Figura 2.3 se puede observar la estructura anatómica interna de un dedo largo de la mano humana.

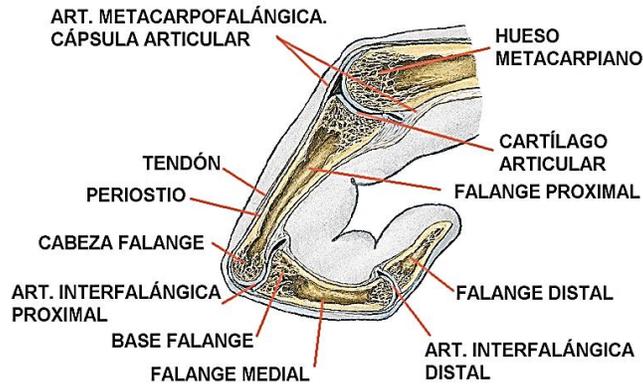


Figura 2.3. Representación de las articulaciones interfalangeales de un dedo largo (Posición de la mano, 2013).

Tendones flexores

Los tendones flexores extrínsecos de los dedos largos y el pulgar tienen vainas fibrosas con un sistema de poleas para dirigir el aparato tendinoso hacia la cadena articular sobre la que actúan. Para realizar más fácil el deslizamiento de los tendones se cuenta con vainas sinoviales, mesotendones y vinculas. Cuando los dedos están en extensión los tendones están rodeados por un tejido laxo y elástico denominado paratenon al igual que en caras posterior y anterior de la muñeca y el antebrazo. Cuando los dedos se flexionan trazando una línea curva hacia la palma central los tendones se encuentran rodeados por una membrana sinovial muy delgada, con sus capas visceral y parietal formando el llamado mesotenon cuya función es fijarlo y facilitar la irrigación sanguínea (Morro Martí, Llusá Pérez, Carrera Burgaya, Forcada Calvet, & Mustafa Gondobleu, 2015). El que se encarga de mantener retenidos los tendones de los dedos largos sobre la línea del carpo es el túnel carpiano, es gracias a él que se pueden dirigir los movimientos de los dedos correspondientes. El túnel carpiano es un paso estrecho de ligamentos y huesos en la base de la mano que contienen nervios y tendones. El

nervio principal que cruza por el túnel carpiano es el nervio mediano o mediano el cual puede comprimirse causando dolor y entumecimiento. En la Figura 2.4 se puede apreciar la ubicación de los nervios y tendones flexores de la mano.



Figura 2.4. Representación de los tendones flexores de la mano (Ulloa, 2016).

Vainas fibrosas digitales

Las vainas fibrosas se describen por su aspecto: 5 poleas anulares (A1, A2, A3, A4 y A5), que son gruesas y sirven para evitar la luxación palmar de los flexores, y 3 poleas cruciformes (C1, C2 y C3) que son un poco más finas que las anulares cuya función es que la vaina se acomode la flexión digital a su vez favoreciendo que las poleas anulares se acerquen.

Esquemáticamente, las poleas anulares se describen como:

- Polea A₁: Tiene 10mm de longitud, se extiende desde 5mm proximal a la articulación metacarpofalángica hasta la base de la falange proximal.
- Polea A₂: Tiene 20mm de longitud y es gruesa. Esta está separada por 2mm de la polea A₁. Se origina en zona proximal de la falange distal.
- Polea A₃: Tiene 3mm de longitud y se localiza a nivel de la articulación interfalángica proximal.

- Polea A₄: Tiene 12mm de longitud y está localizada en la zona media de la falange media.
- Polea A₅: Localizada en la articulación interfalángica distal.
- Polea C₁: Tiene 4mm de longitud y es distal a la A₂. Se encuentra localizada en la zona distal de la falange proximal.
- Polea C₂: Tiene 3mm de longitud y está localizada en la base de la falange media.
- Polea C₃: Solo tiene una banda oblicua, es muy corta y es distal a la polea A₄.

Lo anterior, corresponde a la descripción anatómica de las poleas de los dedos largos o trifalángicos. Para el dedo pulgar solo hay 3 poleas: dos anulares y una oblicua, que conforman la vaina fibrosa (*Ver Figura 2.5*). Siendo las descritas a continuación:

- Polea A₁: Localizada en la articulación metacarpofalángica, fija en la placa palmar y la base de la falange proximal.
- Polea A₂: Localizada a nivel de la IF, cerca de la inserción tendinosa del flexor pollicis longus. Mide aproximadamente 10mm y se encuentra fija a la placa palmar.
- Polea oblicua: Está polea se encuentra a nivel de la diáfisis en la falange proximal dirigiéndose de forma cruzada en dirección distal y radial. Mide entre 8mm y 11mm de longitud.

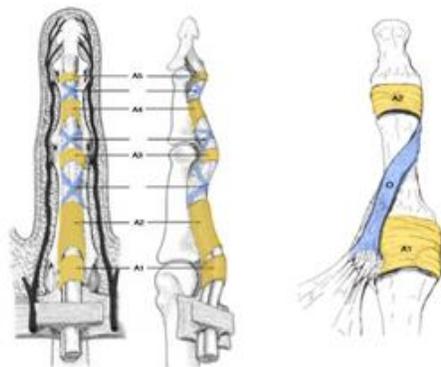


Figura 2.5. Mostrando: a) Poleas anulares y cruciformes de un dedo largo, b) Poleas anulares y oblicuas del dedo pulgar (Morro Martí, Llusá Pérez, Carrera Burgaya, Forcada Calvet, & Mustafa Gondobleu, 2015).

La vaina fibrosa está compuesta internamente por la famosa vaina sinovial, la cual tiene dos capas: la visceral y parietal. La capa visceral rodea al tendón mientras que la parietal recubre la vaina fibrosa. Las dos capas forman una cavidad que se encuentra llena de líquido sinovial. Este líquido sinovial es transparente y funge como un lubricante en las articulaciones para reducir o evitar la fricción entre cartílagos y otros tejidos. Sirve como amortiguamiento durante el movimiento. Se distinguen principalmente dos tipos de vaina sinovial: las dos digitocarpianas y las tres digitales. Las dos digitocarpianas (radial y cubital), corresponden a las vainas sinoviales de los dedos pulgar y meñique respectivamente que se extienden hasta el túnel carpiano. Las tres digitales corresponden a los dedos índice, medio y anular. Estas comienzan desde el cuello del metacarpiano y terminan un poco después de la falange distal (Morro Martí, Llusá Pérez, Carrera Burgaya, Forcada Calvet, & Mustafa Gondobleu, 2015). En la Figura 2.6 se observa una imagen con la distribución de ligamentos y tendones de la mano.

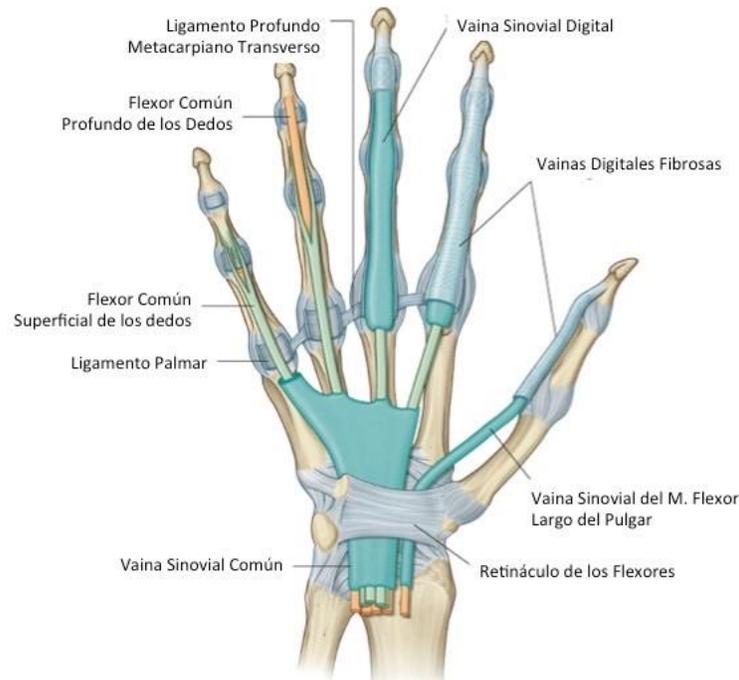


Figura 2.6. Representación de las vainas fibrosas y vainas sinoviales (Singh).

Estructura muscular de la mano

La mano se compone de ciertos músculos que le permiten realizar movimientos como la aducción, abducción y flexión de los dedos. Los músculos que mueven la mano son inervados por tres nervios: nervio radial, nervio cubital y nervio medio o mediano.

Los músculos pueden ser: intrínsecos o extrínsecos. Los músculos extrínsecos son aquellos en donde la masa muscular se encuentra ubicada en el antebrazo y los tendones se insertan en los huesos de la mano. Los músculos intrínsecos por el contrario tienen su origen e inserción dentro de la mano. Dentro de este grupo de músculos se encuentran 3 grupos más: los músculos intrínsecos de la eminencia tenar, los músculos de la eminencia hipotenar y los músculos de la región palmar media (Castro, 2005).

Los músculos de la eminencia tenar son 4: abductor corto del pulgar, flexor corto del pulgar, oponente del pulgar y aductor del pulgar. El músculo abductor corto se origina arriba del escafoides y se encuentra insertado en el lateral de la falange proximal del pulgar (primera falange). El flexor corto es el encargado de flexionar el pulgar. El músculo oponente se encuentra insertado en el lateral del primer metacarpiano (correspondiente al metacarpo del pulgar) y ayuda a realizar el movimiento de oposición del pulgar al dedo meñique. Estos tres músculos mencionados se encuentran inervados por el nervio mediano. Por último, se tiene el músculo aductor del pulgar que se inserta en el lado medial de la falange proximal del pulgar. Este músculo a diferencia de los demás se encuentra inervado por el nervio ulnar.

Los músculos de la eminencia hipotenar son 3: aductor del meñique, flexor corto del meñique y oponente del meñique. El abductor se origina en el pisiforme y se inserta en la medial de la base proximal del dedo meñique. El flexor se origina en el hueso ganchudo y se inerva por el nervio cubital, la función de este músculo es lograr la flexión de la falange proximal sobre el metacarpo. Por último, el oponente se encarga de mover el meñique hacia la región palmar media inervándose por el nervio cubital. El último grupo de músculos intrínsecos son los interóseos y lumbricales. Los interóseos son siete músculos que se inervan mediante la rama profunda del nervio cubital y se dividen en dos grupos: cuatro músculos dorsales que flexionan las articulaciones metacarpofalángicas y extienden las articulaciones interfalángicas y tres músculos

interóseos palmares que se encuentran en la parte palmar del segundo, cuarto y quinto metacarpianos. Estos tres músculos son los encargados de aducir los dedos. En la Figura 2.7 se observa la distribución de los músculos en la mano.

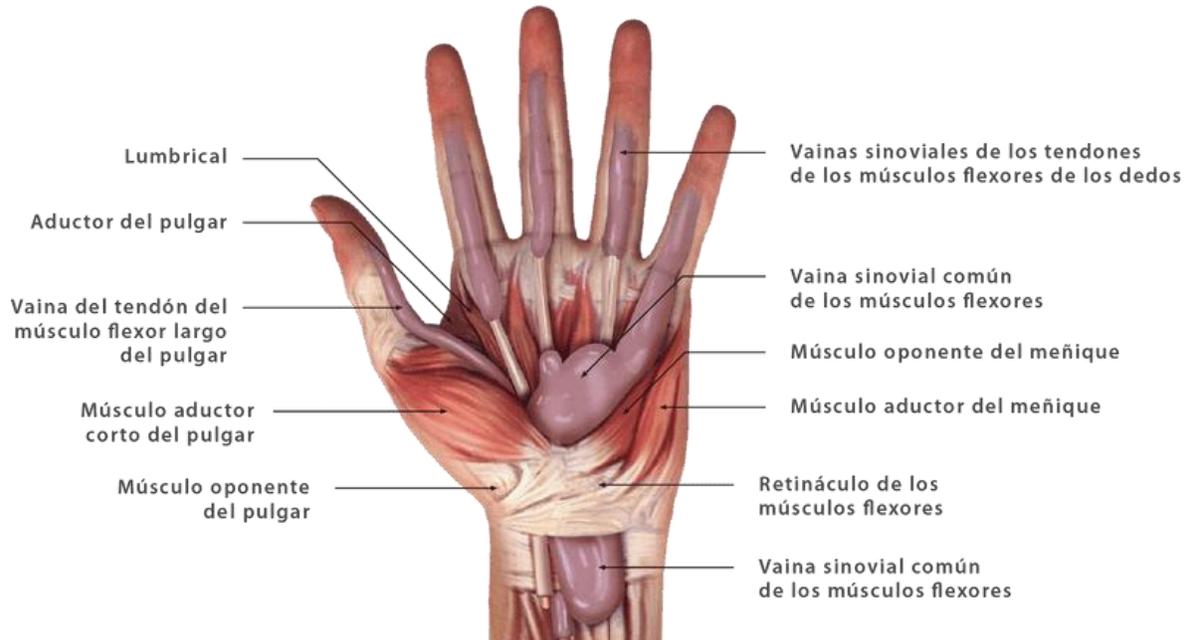


Figura 2.7. Representación de la anatomía muscular de la mano (N/A, 2018).

Zonas flexoras de la mano humana

La Federación internacional de Sociedades de Cirugía de la Mano considera 7 zonas de división de flexores de la mano como se puede apreciar en la Figura 2.8. Las zonas flexoras se describen a continuación (Morro Martí, Llusá Pérez, Carrera Burgaya, Forcada Calvet, & Mustafa Gondobleu, 2015).

En los dedos largos:

- Zona I. Segmento del flexor profundo que va desde la inserción distal del flexor superficial hasta su inserción en la falange distal.
- Zona II. Desde el pliegue de flexión palmar distal hasta la inserción del flexor superficial. Coexisten en un vaina fibrosa los dos flexores denominada la tierra de nadie.
- Zona III. Desde el borde distal del retináculo flexor hasta el pliegue palmar distal.

- Zona IV. Zona bajo el retináculo flexor.
- Zona V. Zona entre la unión miotendinosa y el borde superior del retináculo flexor.

En el pulgar:

- Zona I. Segmento distal a polea oblicua.
- Zona II. Segmento comprendido entre el borde proximal de la polea A1 y el borde distal de la polea oblicua.
- Zona III. Segmento que se sitúa en la eminencia tenar entre el límite distal del retináculo flexor y el proximal de la polea A1.
- Zona IV. Igual que en los dedos largos.



Figura 2.8. Zonas flexoras de la mano (Morro Martí, Llusá Pérez, Carrera Burgaya, Forcada Calvet, & Mustafa Gondobleu, 2015).

Manipulación y adaptación posicional: arco transversal, longitudinal y oblicuo.

Para tomar un objeto, la mano busca adaptarse a la forma de este. Cuando la mano está en contacto con una superficie plana la mano se aplanar y a su vez se extiende permitiendo así que la eminencia tenar (base del pulgar), la eminencia hipotenar (base del meñique), la cabeza de los metacarpianos (rodete dígito palmar) y la cara palmar de las falanges entren en contacto directo con la superficie. Cuando en lugar de tocar una superficie plana se requiere agarrar un objeto voluminoso, la mano se ahueca y forma arcos en diferentes direcciones: arco transversal, arco longitudinal y arco oblicuo.

En el arco longitudinal los arcos metacarpofalángicos se orientan hacia delante de la palma y el centro de la “bóveda” se localiza a la altura de la articulación metacarpofalángica. En el arco transversal la concavidad que corresponde al carpiano se prolonga hacia abajo mediante al arco metacarpiano. Por último, en el arco oblicuo, se forman arcos de oposición del pulgar con los dedos índice, medio, anular y meñique. Dos de los arcos más importantes son el arco de oposición entre el pulgar y dedo índice y el arco de oposición del pulgar con el meñique como se puede apreciar en la Figura 2.9.

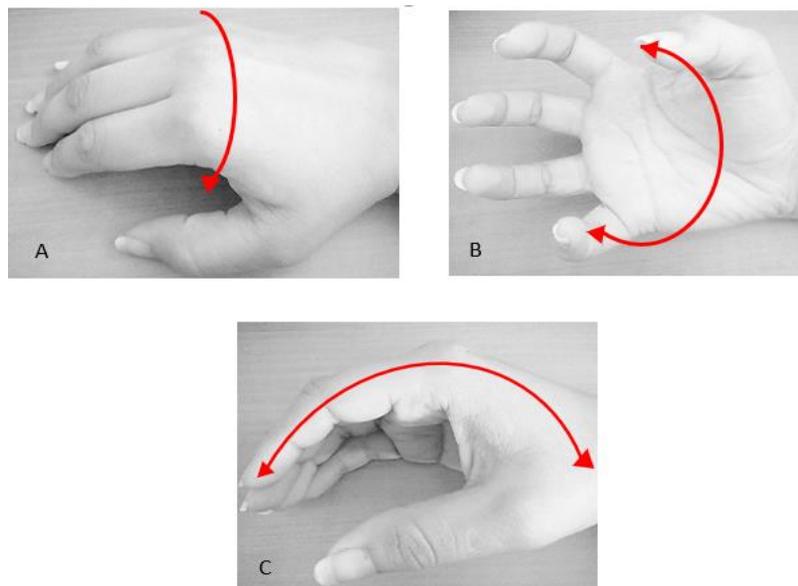


Figura 2.9. Mostrando: a) Arco transversal, b) Arco oblicuo o de oposición, c) Arco longitudinal.

Cuando hay una separación voluntaria de los dedos de la mano, el eje de cada uno de ellos converge en la base de la eminencia tenar, siendo más precisos, en el tubérculo de escafoides. Los movimientos de aducción y abducción que se realizan en el plano frontal se realizan en relación con el eje de la mano y no del cuerpo. Este eje se constituye por el tercer metacarpiano y dedo medio. Durante estos movimientos el dedo medio permanece casi inmóvil. Cuando los dedos se acercan uno a otros solamente existe un paralelismo en los dos últimos dedos y una divergencia entre los tres primeros como se puede observar en la Figura 2.10 (López, Biomecánica y patrones funcionales de la mano, 2012).

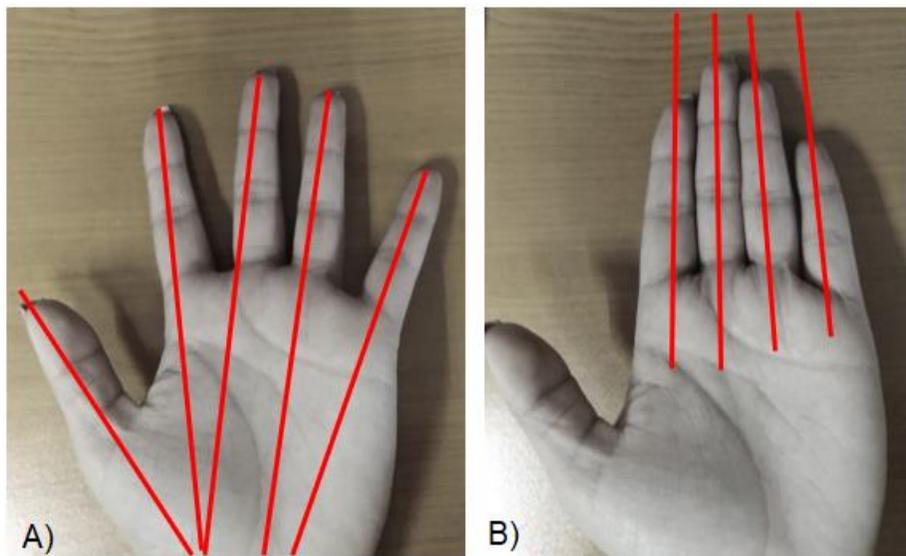


Figura 2.10. Mostrando: a) Divergencia de los dedos de la mano en movimiento de aproximación, b) Paralelismo en movimiento de separación.

Agarre de fuerza y agarre de precisión

La compleja estructura anatómica y funcional de la mano concluye finalmente en la prensión. El movimiento prensil de la mano o prensión pende directamente de la entereza de la cadena de huesos, articulaciones, músculos y tendones que la forman desde la muñeca has las falanges distales de cada uno de los dedos.

Ha existido una gran evolución en la forma en que los agarres han sido clasificados. Esta clasificación simplificada fue elaborada para dar una descripción universal de los agarres de la mano humana, obtenidos desde la perspectiva funcional y anatómica (Poplewell, Carré, & Lewis, 2017). La clasificación de los movimientos de agarre se da en dos tipos principales: el agarre de fuerza y el agarre de precisión.

El agarre de fuerza es aquel en donde los dedos se flexionan en las tres articulaciones, el objeto queda ubicada en la palma central y el pulgar se aduce quedando ubicado en la cara palmar del objeto que se está agarrando. En este tipo de agarre se requieren aplicar grandes fuerzas inexactas (Gupta & Srinivasa Chakravarthy, 2018).

El agarre de precisión se define como la oposición de la superficie del pulgar (yema del dedo) con la falange distal del índice o la falange distal de los otros 3 dedos largos: medio, anular y meñique (Viaro, y otros, 2017). La manipulación de objetos mediante un agarre de precisión requiere un control motriz fino de los dedos de la mano de acuerdo con el centro de masa de los objetos que van a ser manipulados (Hu, Li, Wei, Yue, & Yin, 2017). En la Figura 2.11 se logran apreciar los dos tipos de agarre: agarre de precisión y agarre de fuerza.

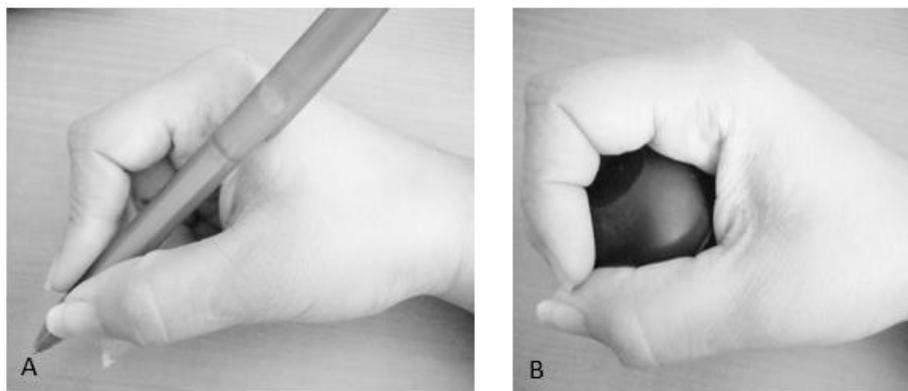


Figura 2.11. Mostrando: a) Agarre de pinza, b) Agarre de fuerza.

El tipo de agarre que utilizamos en nuestra vida cotidiana depende en su mayoría del tipo de objeto a manipular, de sus características como el peso, la dimensión y la

aplicación de los mismos. Las mediciones de la fuerza de agarre se han considerado muy importantes dentro de áreas como la medicina, en donde uno de los intereses es conocer la fuerza ejercida por la mano ante manipulación de objetos y el estudio de síndromes que afectan el funcionamiento íntegro de la mano humana.

Para comprender el funcionamiento de la mano desde el punto de vista articular, y poder definir qué tipo de posiciones esta puede efectuar, se considera el análisis cinemático directa de la mano.

Cinemática de la mano

Existen diferentes modelos cinemáticos que describen la mano humana. Por ejemplo, Bray (M.Brady, 2005) describe un modelo de la mano con 26 grados de libertad, Kuch y Huang (J. Kuch & S. Huang, 1994) describen un modelo con 23 grados de libertad, incluso otros la describen con 20 grados de libertad incluyendo dos grados de libertad en la muñeca y dos grados de libertad en el antebrazo. Uno de los modelos más sintetizados que logran describir la cinemática de la mano es la que se cita a continuación, donde se toma la mano con 24 grados de libertad. Este modelo encuentra un balance entre el realismo y la complejidad de la mano humana.

El modelo que se plantea a continuación está directamente relacionado con el sistema esquelético de la mano humana. Este modelo propuesto por Cobos (Cobos, Ferre, Sánchez Urán, Ortego, & Peña, 2008) se constituye por 19 conexiones que representan el número de huesos de la mano y 24 grados de libertad correspondientes a las articulaciones. Para resolver la cinemática de la mano, se propone dividirla en dos grupos: cinemática de los dedos largos y cinemática del pulgar.

Esta separación se da ya que los dedos largos tienen una articulación más y tienen más grados de libertad que el dedo pulgar. Para ser más precisos, los dedos largos (índice, medio, anular y meñique) constan de 4 eslabones o conexiones (huesos) y 5 grados de libertad definidos por las articulaciones. En este caso, la articulación metacarpofalángica se modela con una articulación universal de dos grados de libertad

y la carpometacarpiana, interfalángica proximal, interfalángica distal se modelan con un solo grado de libertad. En el caso del pulgar, el modelo consta de 3 eslabones o conexiones y 4 grados de libertad. La articulación trapeciometacarpiana se define por una articulación universal de dos grados de libertad, mientras que las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas se definen por un solo grado de libertad. En la Figura 2.12 se pueden observar los puntos principales del modelo.

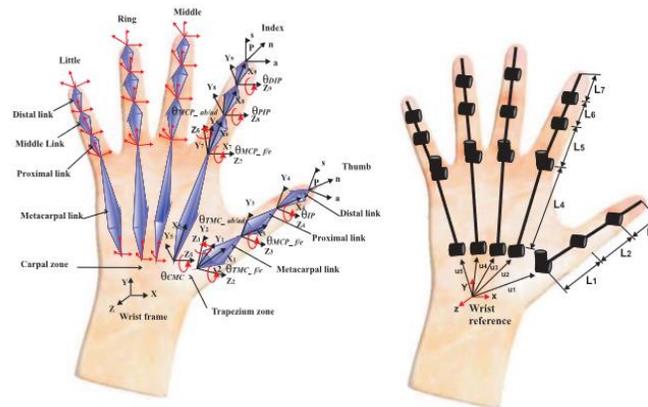


Figura 2.12. Modelo cinemático 24GDL de la mano humana (Cobos, Ferre, Sánchez Urán, Ortego, & Peña, 2008).

Cinemática directa por Denavit-Hartenberg

El cálculo de la cinemática directa es utilizado para obtener la posición y orientación de acuerdo con los ángulos de las articulaciones. El cálculo de la cinemática directa se realiza para los dedos largos y para el pulgar utilizando la convención de Denavit-Hartenberg. Para el cálculo de la cinemática de los dedos largos se toman en cuenta ciertas consideraciones de acuerdo con la anatomía de los dedos.

Los dedos índice, medio, anular y meñique constan de cuatro huesos: metacarpo, falange proximal, falange distal y falange media. Estos huesos representan la longitud del eslabón para la cadena cinemática serial analizada. Las articulaciones de los dedos son: carpometacarpiana (CMC), metacarpofalángica (MCP), articulación interfalángica proximal(PIP) y articulación interfalángica distal (DIP). La articulación metacarpofalángica se define con dos grados de libertad que describen movimientos de

aducción y abducción y los movimientos de flexo-extensión. Las articulaciones interfalángicas distal /proximal y la carpometacarpiana realizan movimientos de flexo-extensión de acuerdo con el plano sagital de la mano (Cobos, Ferre, Sánchez Urán, Ortego, & Peña, 2008). En la Tabla 2 se pueden observar los parámetros de Denavit-Hartenberg para la cinemática directa de los dedos largos.

Tabla 2. Parámetros D.H para cinemática directa de los dedos largos.

Articulación	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	θ_{CMC}	0	L4	$\pi/2$
2	$\theta_{MCPab/ad}$	0	0	$-\pi/2$
3	$\theta_{MCPf/e}$	0	L5	0
4	θ_{PIP}	0	L6	0
5	θ_{DIP}	0	L7	0

La referencia se toma desde la muñeca para cada uno de los dedos. La Ecuación 1 muestra la ecuación de la cinemática correspondiente a los dedos largos.

$$P_i = {}^0_{-1}T(U_i) {}^0_5T(\theta_j) i = {}^0_{-1}T(U_i) {}^0_1T(\theta_{CMC}) i T(\theta_{MCPab/ad}) i T(\theta_{MCPf/e}) i T(\theta_{PIP}) i T(\theta_{DIP}) i \quad (1)$$

Donde:

i= índice, medio, anular y meñique.

j= $\theta_{CMC}, \theta_{MCPab/ad}, \theta_{MCPf/e}, \theta_{PIP}$ y θ_{DIP} .

Para la cinemática directa del pulgar se consideran los cuatro huesos principales: trapecio, metacarpiano, falange proximal y falange distal. Las articulaciones son: articulación trapeciometacarpiana (TMC) que se define con dos grados de libertad con

movimientos de flexo-extensión y abducción-aducción, la metacarpofalángica(MCP) y las articulaciones interfalángicas (IP) (Cobos, Ferre, Sánchez Urán, Ortego, & Peña, 2008). En la Tabla 3 se pueden observar los parámetros de Denavit-Hartenberg correspondientes al pulgar.

Tabla 3. Parámetros D.H para cinemática directa del dedo pulgar.

Articulación	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	$\theta_{TMCab/ad}$	0	0	$\pi/2$
2	$\theta_{TMCf/e}$	0	L1	0
3	$\theta_{MCPf/e}$	0	L2	0
4	θ_{IP}	0	L3	0

La ecuación 2 muestra la ecuación de la cinemática correspondiente al dedo pulgar.

$$P_{th} = \begin{matrix} 0 & 0 \\ -1 & 4 \end{matrix} T(U_{th}) T(\theta_j) th = \begin{matrix} 0 \\ -1 \end{matrix} T(U_{th}) \begin{matrix} 0 \\ 1 \end{matrix} T(\theta_{TMCab/ad}) \begin{matrix} 1 \\ 2 \end{matrix} T(\theta_{TMCf/e}) \begin{matrix} 2 \\ 3 \end{matrix} T(\theta_{MCP}) \begin{matrix} 3 \\ 4 \end{matrix} T(\theta_{IP}) \quad (2)$$

El cálculo de la cinemática y su simulación nos ayuda a comprender los movimientos de la mano a nivel articular para posiciones de agarre de pinza en donde el objeto es prensado por las falanges distales gracias a movimientos de flexión.

2.3 Retorno audible de fuerza

El presente proyecto consta de 2 etapas: medición de la fuerza y retorno audible de fuerza. Se propone que el retorno de la fuerza sea un estímulo audible debido a que un estímulo audible permite una forma fácil de controlar una fuerza y/o realizar movimientos complicados ejerciendo fuerzas de agarre. Por ello a continuación se habla sobre las partes del oído humano como medio de sensor de audio y se concluye con el

rango audible del ser humano. A partir del rango audible se propondrán 4 frecuencias a utilizar para el retorno de la fuerza en 4 rangos definidos.

2.3.1 Generación de señales audibles

El sonido puede ser definido como la sensación auditiva producida por una alteración física en el ambiente, siendo su generador una fuente sonora. El sonido se genera cuando esta fuente sonora comienza a vibrar y ésta es transmitida a las partículas del aire adyacentes, que como consecuencia surgen variaciones en la presión del aire. Las variaciones del aire generadas se propagan en el medio dando como resultado las ondas sonoras (UNED, 2009-2010).

Cuando las ondas sonoras entran al oído, el cerebro interpreta estas variaciones de presión como sonido. La velocidad que la fuente sonora comienza a oscilar es la frecuencia de la onda sonora y es medida en Hertz (Hz).

Un oído sano y joven es sensible a las frecuencias comprendidas entre los 20Hz y los 20kHz que abarca sonidos graves, medios y agudos. En la Figura 2.13 se puede apreciar el rango de frecuencias audibles. Una frecuencia menor a los 20Hz significa que nos encontramos en el rango de los infrasonidos y por encima de los 20kHz entramos en las frecuencias de los ultrasonidos, estas frecuencias se dicen que ya están fuera del espectro audible ya que el ser humano no es capaz de percibirlos.

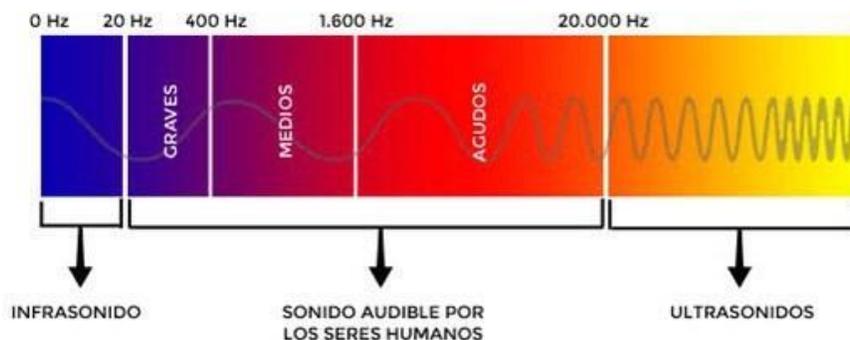


Figura 2.13. Espectro audible (Yeh, 2017).

Hay padecimientos que pueden afectar la audición como por ejemplo la aparición de la presbiacusia que es la pérdida de la audición con la edad, entre otros problemas

congénitos o adquiridos como otitis, exposición a sonidos muy elevados, traumatismos o infecciones.

Para generar señales audibles se tienen diversos dispositivos que van desde una tarjeta Arduino, un DDS ad9851 (*Digital Data Storage*), un generador de pulsos 555, un VFC32 (Convertidor Voltaje a Frecuencia), entre otros.

La generación de una señal de audio por medio de Arduino se lleva a cabo asignando una frecuencia a un pin de salida digital PWM y conectando un buzzer pasivo para poder hacer la variación de la frecuencia. El envío de frecuencias se hace utilizando programación mediante instrucciones de alto nivel. Un VFC o convertidor voltaje a frecuencia tiene la función de convertir una señal analógica a una serie de pulsos. La frecuencia resultante puede llegar hasta 100kHz dependiendo del arreglo que se considere para el circuito integrado. Este tren de pulsos generado por el convertidor puede ser utilizado para generar una señal audible. Un DDS igualmente puede ser utilizado para generar audio ya que es un sintetizador de frecuencia y un generador de señales de reloj. Este circuito puede generar desde señales sinusoidales hasta ondas cuadradas de hasta un máximo de 70MHz.

Por último, el circuito NE555 muy básico pero funcional. En este caso con un potenciómetro se puede variar la frecuencia de oscilación del temporizador el cual funciona como un multivibrador astable, logrando así una diversidad de sonidos.

Estos entre otros dispositivos son realmente útiles para generar tonos o señales audibles. Unos un poco mas complejos como el DDS y otros más básicos como el NE555 o Arduino.

Conclusión de capítulo

De acuerdo al estudio fisiológico de la mano y a los movimientos de agarre que puede desarrollar la mano humana se concluye que es importante tener herramientas que permitan medir el desempeño de una mano humana durante los movimientos de agarre. Por ello, se propone desarrollar un dispositivo que mida la fuerza que cada dedo ejerce en un movimiento de agarre de precisión. Este dispositivo servirá como una

herramienta para medir fuerza en cada dígito e indirectamente permitirá conocer el desempeño de la mano en un movimiento de agarre de precisión. La importancia de poder medir la fuerza que cada dígito ejerce en su falange distal radica en que será posible determinar si los músculos, tendones o nervios de una mano funcionan adecuadamente para desarrollar el movimiento de agarre de precisión.

En el presente proyecto se propone retornar la señal de fuerza en una señal auditiva al usuario generada por un dispositivo Arduino para que pueda servir como una señal de retroalimentación para control de fuerza o como señal de referencia para conocer la fuerza. El espectro audible es importante porque servirá para determinar las frecuencias que se utilizarán para el retorno. Se propone que existan 4 frecuencias para 4 rangos de fuerza.

Capítulo III. Desarrollo

3.1 Introducción

Se propone el diseño y la construcción de un sistema inalámbrico para la medición de fuerza de agarre de la mano humana con retorno. El término retorno hace referencia al envío de un estímulo auditivo proporcional a la amplitud de la fuerza de agarre al usuario para que el usuario pueda mantener o controlar la fuerza aplicada.

Para el desarrollo del sistema se propone dividirlo en 2 etapas principales: la etapa de medición de fuerza de agarre y la etapa de retorno de la fuerza de agarre.

La etapa de medición de fuerza de agarre, específicamente medición de fuerza de agarre de precisión comprende: el acondicionamiento y calibración de los sensores utilizados para medir la fuerza, el acondicionamiento de un guante para contener a los sensores en la posición de la yema de los dedos, el circuito controlador que adquiere el valor de la fuerza y envía los datos a una interfaz en PC y a otra interfaz desarrollada en una Tablet utilizando comunicación *Bluetooth*.

La etapa de retorno de fuerza de agarre comprende: el acondicionamiento de un circuito zumbador piezoeléctrico y el procesamiento de la fuerza medida para asociar la fuerza a un rango de frecuencias audibles. Se diseñó e implemento un PCB de tamaño mínimo para ser incorporado al guante, se incorporó una pila recargable para que el sistema sea autónomo.

El sistema desarrollado permite medir la fuerza de agarre de precisión de los dígitos de la mano humana, es totalmente portátil y por su comunicación inalámbrica y su programación en diferentes dispositivos permiten que el sistema pueda ser utilizado en el deporte, en la rehabilitación de fuerza de los dedos o para medir y/o controlar la fuerza en una prótesis haciendo uso del retorno auditivo proporcional a la fuerza de agarre, o en aplicaciones robóticas donde haga falta medir la fuerza de un efector final.

En la Figura 3.1 se puede observar la metodología empleada para el desarrollo de este dispositivo medidor de fuerza de agarre de precisión.

3.2 Metodología

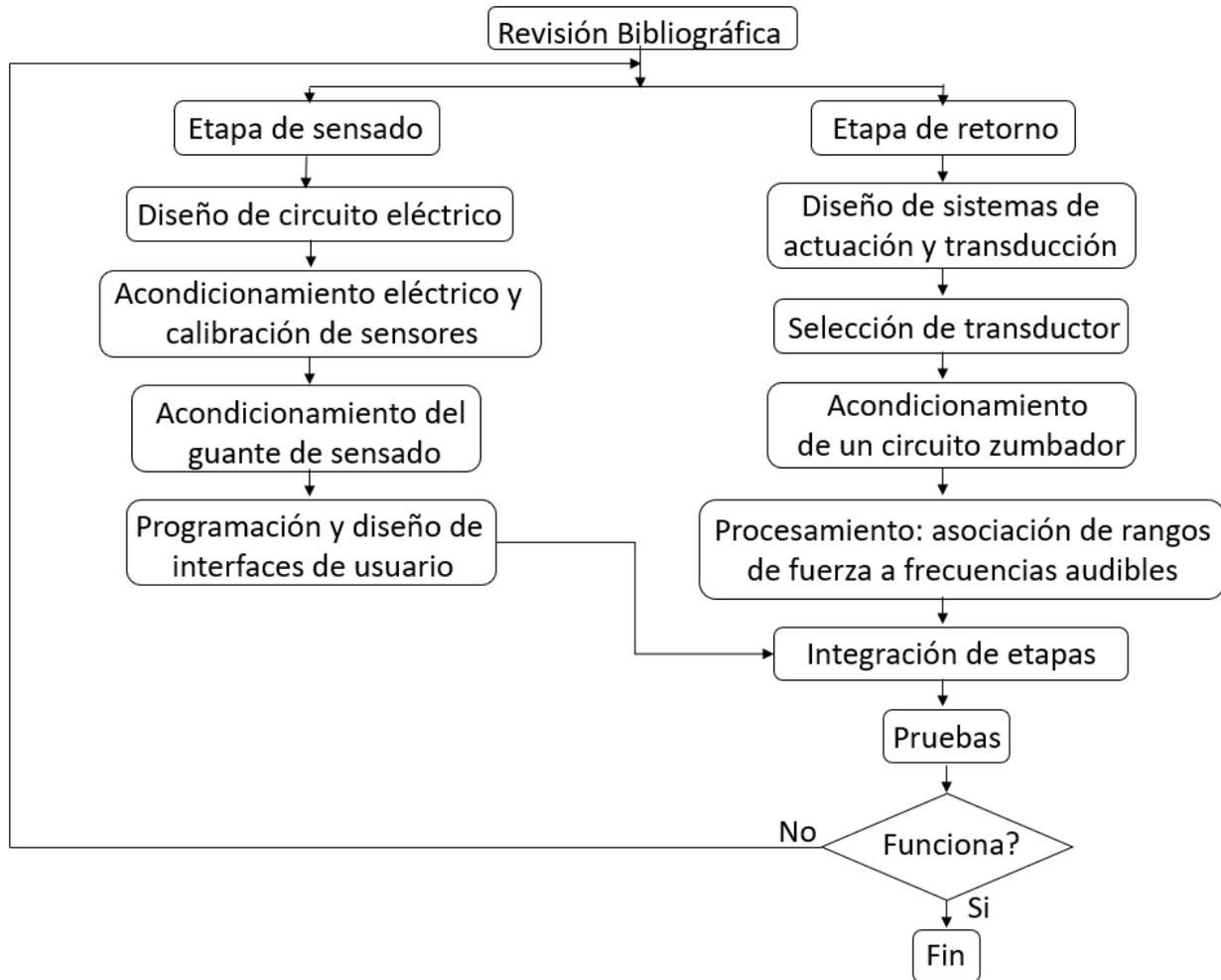


Figura 3.1. Metodología propuesta para el desarrollo del dispositivo.

Una de las actividades principales dentro de toda metodología es la revisión bibliográfica. Para este proyecto, la revisión bibliográfica se hizo en relación a los dispositivos tanto comerciales como prototipos que son utilizados para efectuar la medición de fuerza de agarre en la mano humana. Así mismo, también se realizaron búsquedas más relacionada a conceptos técnicos para llevar a cabo el desarrollo del proyecto en cuestión. Después de la revisión bibliográfica, el proyecto se decidió dividir en dos etapas: etapa de sensado y etapa de retorno.

En la etapa de sensado, se realizan las siguientes actividades: acondicionamiento eléctrico y calibración de los sensores de fuerza seleccionados, diseño de circuito eléctrico, acondicionamiento del guante de sensado y el diseño de las interfaces de usuario. Lo que se espera de esta etapa es la medición de la fuerza de agarre de precisión y el envío de datos inalámbricamente a una PC y a un dispositivo ANDROID.

Terminada la etapa de sensado, se comienza la segunda etapa que habla del retorno. En esta etapa del retorno destacan cuatro actividades principales: diseño de sistemas de actuación/transducción, selección del actuador o transductor, el acondicionamiento del transductor en este caso un zumbador y finalmente la asociación de las frecuencias audibles a rangos de fuerza definidos. Lo que se espera es un retorno auditivo con pulsos cada segundo a diferentes frecuencias audibles asociadas a rangos de fuerza para que el usuario logre interpretar la fuerza medida por etapa de sensado.

Posterior a las actividades antes planteadas, se hace la integración de ambas etapas y se realizan las pruebas pertinentes. En caso de que las pruebas fallen, existirá la necesidad de regresar hasta la etapa de sensado para descartar falla alguna.

El objetivo de esta metodología es obtener un dispositivo inalámbrico, portátil que sea capaz de medir la fuerza de agarre de precisión de la mano humana y que retorne al usuario por medio de un transductor acústico la fuerza medida por los sensores ubicados en las falanges distales.

3.3 Acondicionamiento eléctrico y calibración de sensores

Acondicionamiento eléctrico de FSR (Force Sensing Resistor/ Sensor Resistivo de Fuerza)

A continuación, se explicará la caracterización de los sensores piezoresistivos de fuerza utilizados y el acondicionamiento eléctrico de los mismos.

Los sensores de fuerza utilizados son los FSR402. Estos sensores cumplen con ciertas características que los hacen adecuados para su implementación en el dispositivo medidor de fuerza de agarre. La sensibilidad de estos sensores es de 0.1N-10N y tienen una repetibilidad del 2% en la lectura inicial con un sistema de actuación repetible. El

sensor logra medir hasta el rango propuesto que es de 70N o su equivalente a 7Kg, este valor es el máximo valor de fuerza que puede aplicar el dedo más fuerte, el pulgar en mano diestra. En la Figura 3.2 se puede observar una imagen del sensor utilizado.



Figura 3.2. Sensor de efecto piezoresistivo para medición de fuerza (Sparkfun Electronics, s.f.).

El sensor basa su funcionamiento en el efecto piezoresistivo, efecto que fue descubierto por el científico británico Lord Kelvin en el año 1856. Este efecto explica la variación de la resistencia de un conductor o semiconductor cuando es sometido a un esfuerzo mecánico (Areny, 2003). Para acondicionar este tipo de sensores existen dos circuitos eléctricos fundamentales: uno de ellos es el puente de Wheatstone y la otra opción es utilizar un divisor de tensión. El puente de Wheatstone está conformado por cuatro resistencias que forman un circuito cerrado y es utilizado para medir resistencias que no son conocidas mediante el balance de las tres resistencias restantes que lo conforman. Un puente de Wheatstone se encuentra balanceado cuando se satisface lo mostrado en la Ecuación 3 (Malvino, 2000).

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_4} \quad (3)$$

A pesar de ser uno de los circuitos más utilizados para acondicionamiento eléctrico de sensores, se encuentra una gran desventaja. La desventaja es que pueden

existir calentamientos en diversas partes del circuito eléctrico y por consecuencia, aparecen FEM (Fuerzas Electromotriz) termoeléctricas provocando que circule una corriente indeseada dando como resultado errores en la medición. Por lo anterior, se decide utilizar un circuito divisor de tensión cuya única condición en este caso es que las dos impedancias conectadas en serie sean resistivas, de ser así tenemos la Ecuación 4.

$$V_{out} = \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2}\right)V_{in} \quad (4)$$

Donde:

V_{out} = Voltaje de salida.

R_2 = Resistencia de referencia (conectada a tierra/3.3k Ω).

R_1 = Sensor piezoresistivo de fuerza (10M Ω /100k Ω).

V_{in} = Voltaje de entrada (5V).

En la Figura 3.3 se puede observar el diseño de los circuitos divisores de tensión utilizados para esta aplicación. El resultado del divisor de tensión será voltaje, y es este dato importante para establecer la relación con la fuerza en la etapa de calibración.

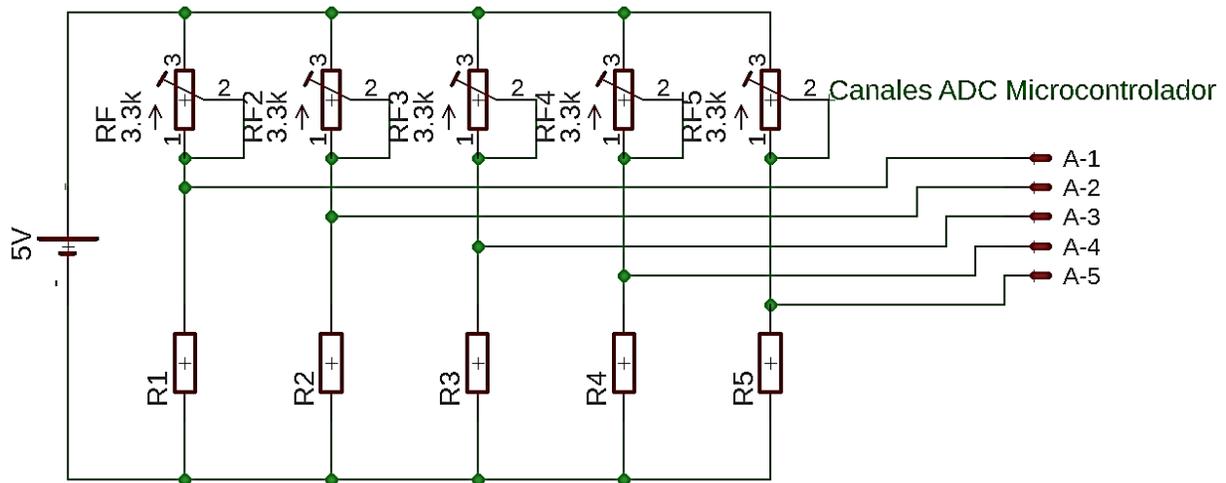


Figura 3.3. Circuito divisor de tensión propuesto para acondicionamiento eléctrico de sensores FSR.

Para determinar el consumo de esta etapa del circuito, se realiza un análisis de malla haciendo uso de la ley de ohm. Para este análisis tenemos dos casos: cuando el sensor tiene carga y cuando no. Analizamos primero cuando la resistencia es máxima y el sensor no tiene carga alguna. Lo primero a realizar es la síntesis de las resistencias en serie lo cual implica una suma de las resistencias fijas con las resistencias variables (sensor).

Determinando la resistencia equivalente del circuito resolviendo resistencias en serie, se procede a calcular la resistencia equivalente sintetizando la malla de resistencias en paralelo,

$$R_{eq} = \frac{1}{\frac{1}{10,003,300\Omega} + \frac{1}{10,003,300\Omega} + \frac{1}{10,003,300\Omega} + \frac{1}{10,003,300\Omega} + \frac{1}{10,003,300\Omega}} \quad (5)$$

$$R_{eq} = \frac{1}{499.8 \times 10^{-9}}$$

$$R_{eq} = 2,000,800.32\Omega$$

Sustituyendo las resistencias en paralelo y serie por la resistencia equivalente, se calcula por ley de ohm la corriente total que circula por la malla simplificada,

$$I_{min} = \frac{V}{R_{eq}} \quad (6)$$

$$I_{min} = 2.49\mu A$$

En el caso contrario, se realiza el mismo cálculo, pero con una resistencia mínima del sensor de 100kΩ.

$$R_{eq} = \frac{1}{\frac{1}{103,300\Omega} + \frac{1}{103,300\Omega} + \frac{1}{103,300\Omega} + \frac{1}{103,300\Omega} + \frac{1}{103,300\Omega}}$$

$$R_{eq} = \frac{1}{48.4 \times 10^{-6}}$$

$$R_{eq} = 20,661.15\Omega$$

Calculando la corriente máxima de consumo de la malla resistiva por ley de ohm,

$$I_{max} = \frac{V}{R_{eq}}$$

$$I_{min} = 242\mu A$$

Como puede observarse en los resultados de corriente, el valor es mínimo, casi despreciable.

Antes de tomar la respuesta en voltaje de los sensores, se realizan pruebas para obtener el comportamiento resistivo de los sensores ante una fuerza aplicada conocida. Para esto, se omite la etapa de acondicionamiento y se mide la variación de resistencia natural de cada uno de los sensores. En la figura 3.4 se puede observar estos resultados.

Para realizar estas pruebas, se utiliza un analizador de texturas *Texture Analyzer Lloyd TA Plus*. El analizador de texturas permite aplicar una fuerza conocida sobre el área activa del sensor, la cual es de aproximadamente un centímetro. La fuerza que se aplica en este caso con el analizador de texturas hacia el área activa del sensor entra en un rango de 10N a 70N. Para ejercer la presión, se baja una sonda de Nylamid a 2mm/s de forma manual, esto para asegurar la fuerza con la que se presiona el sensor. El analizador de texturas se constituye de una celda de carga de 1000N y un sistema que permite que una sonda baje a velocidades deseadas y ejerza una fuerza conocida a un objeto ya sea de forma automática o manual.

Cada sensor de fuerza se coloca sobre una base delgada de cartón que funciona como amortiguador y evita a su vez el contacto directo con la placa de aluminio del aparato. Entre cada medición se tiene un tiempo de espera de 20 segundos sin carga para que el sensor vuelva a su forma y valores de resistencia nominales. Por cada valor de fuerza se tomaron 10 mediciones con relación a la resistencia y se promediaron. Como resultado de la calibración se obtienen dos curvas importantes. Las primeras curvas arrojan el resultado del comportamiento del sensor en resistencia aplicando una fuerza conocida y a es a través de la medición de esta que se calcula el voltaje para obtener entonces las curvas de comportamiento en fuerza con respecto al voltaje medido.

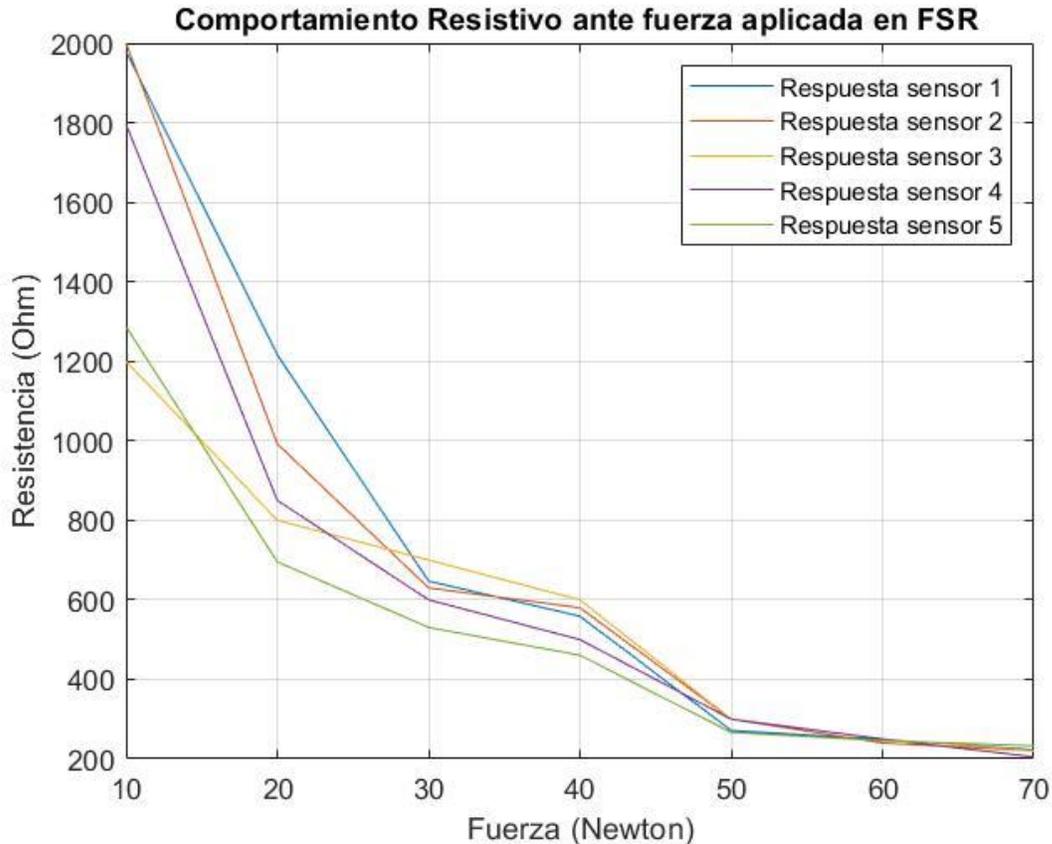


Figura 3.4. Gráfico de comportamiento resistivo de los cinco sensores FSR.

Las gráficas anteriores demuestran que el comportamiento de los sensores es similar, sin embargo, no es el mismo, esta diferencia es notable en los valores nominales máximos de resistencia. Tres de los sensores tienen un valor máximo cercano a los 2000Ω , mientras que los dos sensores restantes llegan como máximo a los 1200Ω . Las variaciones se dan por que dos de los sensores tuvieron que ser reemplazados, siendo estos de un lote diferente a los otros tres. Al ser sensores de un lote diferente, las características eléctricas, principalmente resistencia, pueden variar y es por esta razón que se calibraron los sensores de forma independiente.

Teniendo estas primeras gráficas con respecto al comportamiento de los sensores tomando la relación resistencia-fuerza, se procede a determinar las curvas de comportamiento en relación al voltaje. Para obtener estas gráficas es necesaria la etapa

de acondicionamiento eléctrico que se mencionó con anterioridad, ya que lo que interesa medir es la variación del voltaje en función de la fuerza.

En las Ecuaciones 7, 8, 9, 10 y 11 se mencionan los polinomios resultantes de la aproximación y en la Figura 3.5 se pueden observar los comportamientos de Voltaje Vs. Fuerza aplicada. En color azul se puede observar la respuesta de la fuerza respecto al voltaje y en línea de color rojo se observa la aproximación. Para esto, en Matlab se utiliza la función *plot* para graficar y *polyfit* para determinar el polinomio aproximante que explica el comportamiento de la curva.

Polinomio para sensor 1,

$$p = 29.290x^3 - 261.3993x^2 + 794.5174x - 796.6513 \quad (7)$$

Polinomio para sensor 2,

$$p = 19.2539x^3 - 160.6689x^2 + 462.5290x - 435.7838 \quad (8)$$

Polinomio para sensor 3,

$$p = 20.9513x^3 - 173.8940x^2 + 495.2162x - 462.0346 \quad (9)$$

Polinomio para sensor 4,

$$p = 29.7775x^3 - 254.6353x^2 + 735.9603x - 696.2379 \quad (10)$$

Polinomio para sensor 5,

$$p = 17.0715x^2 - 71.4820x + 84.8207 \quad (11)$$

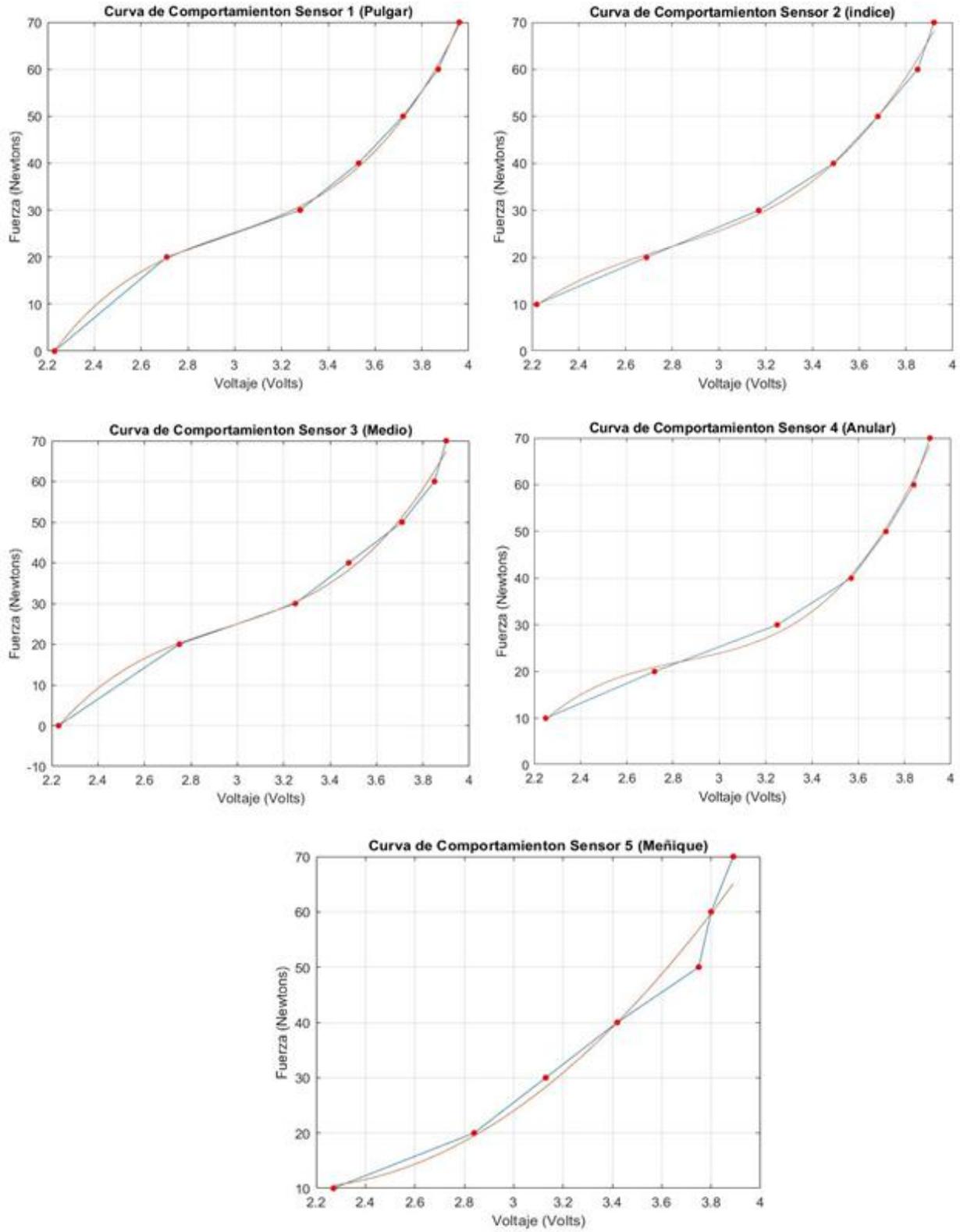


Figura 3.5. Gráfico de comportamiento en voltaje de los cinco sensores FSR.

Los polinomios que describen el comportamiento de los cinco sensores en su mayoría son de grado 3, a excepción del sensor 5 cuyo polinomio se expresa en el orden 2. Se decidió subir el orden de los polinomios de los sensores 1,2,3 y 4 debido a que no ajustaban lo suficiente al comportamiento original y en las pruebas realizadas con el dispositivo el error era un poco más grande de lo que se tiene con un orden polinómico mayor. En el caso del sensor 5 no hubo necesidad de subir el orden ya que al hacerlo el ajuste se pierde y el error aumenta.

Como conclusión de la calibración podemos decir que es necesario la calibración independiente de los sensores de fuerza y se puede asegurar que los sensores no se comportaran de la misma manera. Lo anterior, se puede demostrar con las curvas obtenidas, con las mediciones y con las variaciones de los polinomios obtenidos. Teniendo los polinomios que describen el comportamiento de los sensores en función del voltaje, se introducen en el código del microcontrolador para hacer la conversión a fuerza teniendo como unidades finales los Newtons.

Diseño del circuito eléctrico

El circuito eléctrico comprende 4 módulos: alimentación, acondicionamiento eléctrico de señales, el transductor y el dispositivo Bluetooth. En la Figura 3.6 se muestra un diagrama de bloques en donde se pueden observar lo anterior.

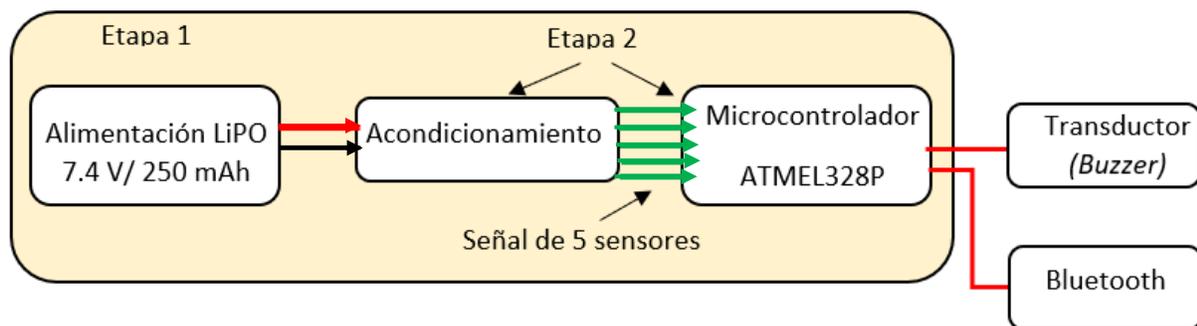


Figura 3.6. Diagrama a bloques del circuito eléctrico.

En este apartado se explican solamente las tres etapas: Alimentación, Acondicionamiento y Bluetooth.

Para la etapa de alimentación se proponen 2 baterías de tipo LiPO de 3.7 V a 250 mAh conectadas en serie para evitar el uso de convertidores *booster* DC-DC para elevar la tensión de 3.7 V a 5 V. Naturalmente, la salida de las baterías será de 7.4 V / 250 mAh lo que implica incluir un regulador para bajar la tensión a 5V y así no dañar el microcontrolador. Al estar conectadas las baterías conectadas en serie lo único que se suma es el voltaje, la corriente permanece igual. Para regular el voltaje, se propone el uso de un regulador lineal 7805 y un microcontrolador ATMEGA328P para la adquisición de datos.

Posterior a la etapa de la alimentación, se incluyen los cinco circuitos divisores de tensión en donde el sensor de fuerza se conecta en serie con una resistencia de 3.3 k Ω . El sensor se conecta a 5 VDC y la resistencia de referencia a tierra. El nodo en común se conecta al canal analógico del microcontrolador, de esta manera se puede adquirir la variación del canal analógico por medio del microcontrolador y se pueden realizar las conversiones a voltaje y a fuerza respectivamente.

El dispositivo Bluetooth utilizado para establecer la comunicación inalámbrica con la computadora y con un dispositivo ANDROID es el HC-05 en modo esclavo, considerando una velocidad de transmisión de 9600 baudios o 9600 bits por segundo, sin paridad y con clave de acceso para establecer paridad entre dispositivos que deseen conectarse a este. En la Figura 3.7 se puede apreciar el diseño del circuito electrónico propuesto.

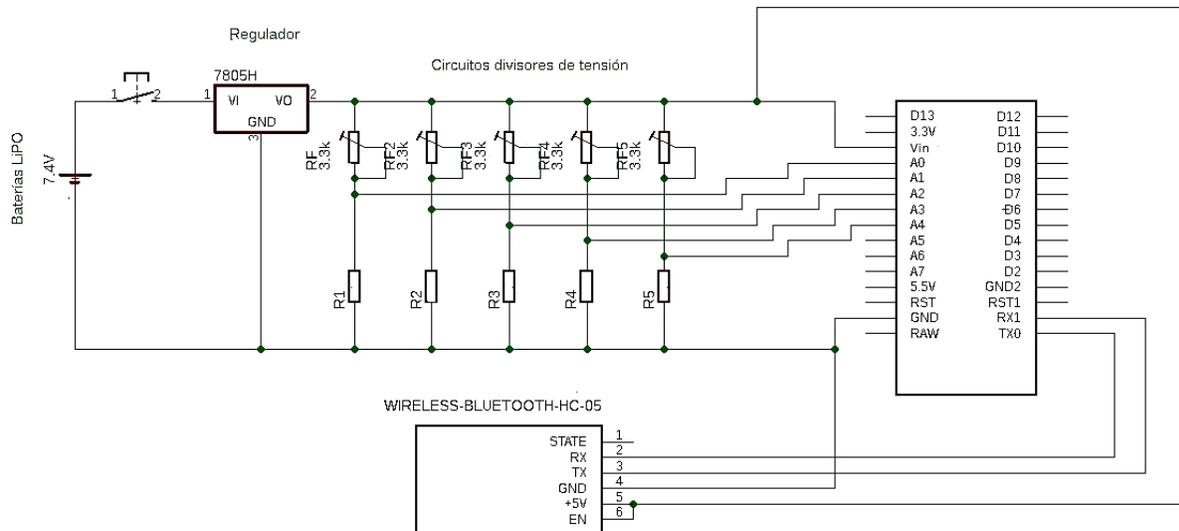


Figura 3.7. Circuito eléctrico sin contemplar transductor.

Acondicionamiento del guante de sensado

Una vez acondicionados los sensores de fuerza y desarrollado el circuito eléctrico se realiza el montaje de los sensores de fuerza en un guante sintético. Los sensores se recubren con tela elástica y se adhieren con costuras al guante a la altura de las falanges distales de los dedos de la mano. Esta forma de adherir los sensores al guante ayuda a que estos no se muevan y se mantengan en la posición deseada. Los sensores dan la vuelta a la yema del dedo pasando por encima de la uña, permitiendo que solamente el área activa del sensor entre en contacto con la distal de cada dedo. Las conexiones de los sensores hacia la tarjeta electrónica se realizan utilizando cable plano, esto porque es un cable flexible y da libertad para ejercer los movimientos de agarre sin que este resulte dañado.

El cableado pasa por la parte posterior de cada dedo hasta llegar al dorso de la mano en donde se encuentra ubicada la tarjeta electrónica. La tarjeta electrónica con sus componentes se encuentra ubicada dentro de una caja impresa con plástico PLA y las baterías se encuentran alojadas dentro del guante sintético para que no sean visibles y de igual forma para evitar el uso de un accesorio adicional para contenerlas. En la Figura 3.8 se observa una imagen de la construcción y adaptación del dispositivo.

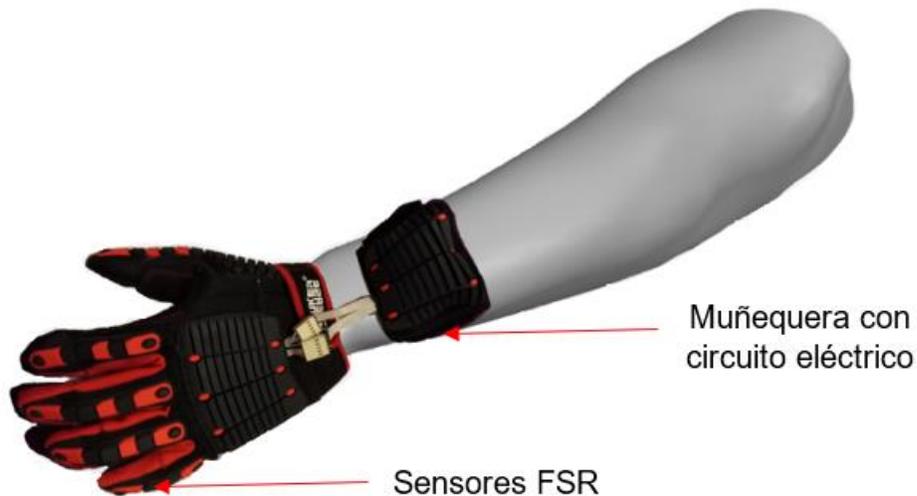


Figura 3.8. Diseño conceptual del sistema de sensado (Herrera, 2014).

El guante cubre los dedos de la mano por la parte posterior y anterior, la palma se deja descubierta para no tener problemas de movilidad y de igual forma para que no existan complicaciones al colocar el guante en la mano. Si el guante estuviese completo (palma cubierta), al momento de tratar de ponerlo en la mano pueden estirarse los cables y ocasionar un daño en el dispositivo.

Programación de interfaces de usuario

El uso de interfaces en computadora o en dispositivos móviles es realmente útil para poder establecer una interacción de sistemas físicos con el usuario. En este caso, se desarrolla un instrumento virtual que precisamente funge como interfaz para usuario y una aplicación para sistemas Android (*Ver Anexo 3*), específicamente para tabletas y celulares.

El instrumento virtual se desarrolló en el programa LabVIEW de National Instruments. La programación que utiliza este software es gráfica, por medio de bloques, lo que hace verdaderamente interactivo el desarrollo de interfaces para control, adquisición y monitoreo de sistemas físicos. *LabVIEW* cuenta con dos ventanas principales: el panel frontal y el panel de bloques.

Algunos de los objetos que incluye el panel de bloques o diagrama de bloques son terminales, subVIs, funciones, constantes, estructuras y cables los cuales permiten la transferencia de información junto con otros objetos incluidos en el diagrama. Cuando hablamos del panel de bloques o diagrama de bloques nos referimos a la ventana en donde se iniciará a programar de forma gráfica haciendo uso de los elementos ya mencionados y otros adicionales.

El panel frontal de *LabVIEW* es básicamente la interfaz del usuario, en este panel se tienen tanto indicadores numéricos, gráficos y controles. En este panel el usuario puede observar lo que está pasando en el sistema físico del cual está adquiriendo información. El panel frontal permite la interacción del sistema físico con el usuario.

El instrumento virtual desarrollado permite dos modos de ejecución: manual y automático. En modo manual el usuario tiene la bondad de elegir el sensor que desea monitorear de los cinco existentes correspondientes a cada dedo de la mano. En el modo automático, por el contrario, se monitorean los cinco sensores de forma simultánea. El tiempo de ejecución es controlable, de esta forma se le da al usuario la virtud de poder observar con detenimiento los gráficos resultantes. Cuando se está realizando el sensado de la fuerza se crea un archivo de Excel, en el cual se puede observar el valor de la fuerza aplicada por dedo, la fecha y la hora en la cual el dato fue adquirido. Esto sirve como una base de datos para el usuario que se encuentra utilizando el sistema. Se tiene un botón de paro con el cual se puede parar la ejecución del instrumento virtual de tal forma que se evita el presionar el botón de abortar de la ventana de *LabVIEW*. En la Figura 3.9 se puede observar el panel frontal desarrollado en *LabVIEW*. (Ver Anexo 1 para ver diagrama de flujo).



Figura 3.9. Diseño de interfaz de usuario en LabVIEW.

Adicional a lo que es el código desarrollado en *LabVIEW*, se creó un archivo ejecutable y un instalador para que la interfaz pueda ser utilizada en otras computadoras sin necesidad de tener *LabVIEW* instalado junto con otros programas como NI-VISA o *Run Time Engine*. El archivo ejecutable o aplicación una vez instalado a través del instalador creado puede ser visible en el buscador de Windows como archivo .exe.

En la aplicación desarrollada para dispositivos Android el usuario puede observar gráficos de las fuerzas medidas por dedo y de igual manera puede observar el valor numérico con indicadores. La programación utilizada para el desarrollo de la aplicación es programación en bloques. Ambas interfaces envían o reciben información de forma inalámbrica utilizando módulo *Bluetooth*. Ver *Figura 3.10*. El hecho de que la comunicación sea inalámbrica le da portabilidad al dispositivo ya que este módulo puede enviar y recibir información incluso a una distancia de 10 metros como máximo.

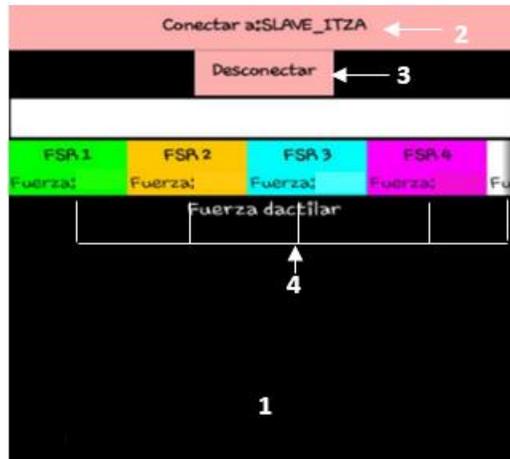


Figura 3.10. Diseño de interfaz de usuario en ANDROID.

A continuación, se mencionan las partes que conforman a esta interfaz de usuario.

- 1- Pantalla de visualización de gráficos de fuerza.
- 2- Selector de dispositivo Bluetooth a vincular.
- 3- Botón para conectar o desconectar dispositivo vinculado.
- 4- Indicadores numéricos de fuerza (Newtons).

3.4 Etapa de Transducción

La etapa de transducción tiene el objetivo de enviar un estímulo al usuario para que este pueda ser capaz de interpretar la fuerza que genera con su mano en un acto de agarre de precisión. Existen diversos tipos de actuadores y/o transductores que pueden ser utilizados para efectuar lo anterior desde actuadores mecánicos como los motores, zumbadores para un retorno auditivo o incluso diodos LED para un retorno visual.

Dentro de los transductores que en un inicio se consideraron fueron motores de corriente directa, motorreductores, servomotores y motores vibratorios. Una de las grandes desventajas técnicas de estos dispositivos es el consumo de corriente y la complejidad de sus estructuras de diseño. En la Tabla 4 se muestra una tabla comparativa de los actuadores propuestos inicialmente.

Tabla 4. Tabla comparativa de los actuadores inicialmente propuestos.

Tipo de actuador	V _{in}	I _{max}	I _{min}	Desventaja	Ventaja
Servomotor	5 V	190 mA	170 mA	Alto consumo de corriente.	El retorno sería de fuerza.
Motor DC	5 V	120 mA	130 mA	Alto consumo de corriente. Diseño mecánico más complejo.	El retorno sería de fuerza.
Neumático	9 V a 12 V	----	----	Costoso y diseño mecánico más complejo.	Se establecería una relación fuerza-fuerza.
Motor vibrador	1.7 V a 3.3 V	100 mA	60 mA	El cuerpo puede presentar trastornos de sensibilidad.	El retorno es contacto directo en la piel. Consumo de corriente más bajo.

Sin embargo, el problema de la corriente no suele ser el mayor problema ni la mayor desventaja. La gran desventaja de utilizar actuadores mecánicos para enviar estímulo al usuario es que se pueden presentar trastornos de sensibilidad, especialmente con los motores vibratorios.

El trastorno de sensibilidad es una alteración en la percepción de estímulos externos relacionados al tacto como lo son en este caso las vibraciones. Estos trastornos de sensibilidad pueden manifestarse de diferentes maneras: sensaciones erróneas, sensaciones intensificadas, debilitadas o anuladas por completo. En el caso particularmente de las vibraciones, lo que más suele generarse es una sensación nula o debilitada. Este problema no es algo que se resuelve con métodos técnicos ya que es más que nada una cuestión biológica.

Por lo anterior, se propone el uso de un transductor auditivo que transmitirá una serie de pulsos a intervalos de 1 segundo con distintas frecuencias audibles. Esto con la finalidad de que el usuario pueda asociar la fuerza con distintos tonos.

Este transductor auditivo tiene la bondad de que su consumo de corriente es mínimo, alrededor de 12mA, menos corriente de consumo que los actuadores mecánicos planteados en un inicio. Para establecer la relación de la fuerza con el transductor, se asignan cuatro diferentes frecuencias audibles a cuatro rangos distintos de fuerza. Para tomar estos rangos de fuerza, la fuerza medida por cada uno de los sensores se promedia, obteniendo entonces una fuerza promedio como salida del sistema. Las frecuencias elegidas se encuentran dentro del espectro audible para el ser humano y se eligen conforme a las notas musicales del piano. El espectro audible nos indica básicamente el rango de frecuencias que el oído del ser humano puede ser capaz de percibir. En la Tabla 5 se puede observar esta relación de frecuencia y fuerza.

Tabla 5. Asociación de frecuencias a rangos promediados de fuerza.

Rango de Fuerza	Frecuencia Fundamental (Hz)	Nota Musical(Escala)
10N-20N	523,251	Do ₄
22N-35N	783,991	Sol ₄
36N-50N	1174,66	Re ₅
51N-70N	1567,98	Sol ₅

Los sonidos emitidos tienen una duración de un segundo en alto y un segundo en bajo. En la Figura 3.11 puede observarse el diagrama que muestra los pulsos.

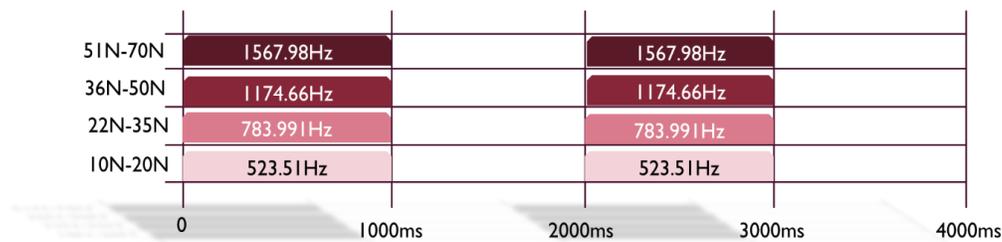


Figura 3.11. Diagrama de pulsos emitidos a distintas frecuencias.

El transductor se conecta directamente en uno de los pines digitales del microcontrolador, no se considera el uso de una etapa de potencia ya que la corriente de

salida de los pines digitales es de 20 mA, lo cual es más que suficiente para alimentar al transductor cuyo consumo es de 12 mA. En la Figura 3.12 se puede observar el circuito electrónico completo, incluyendo el transductor.

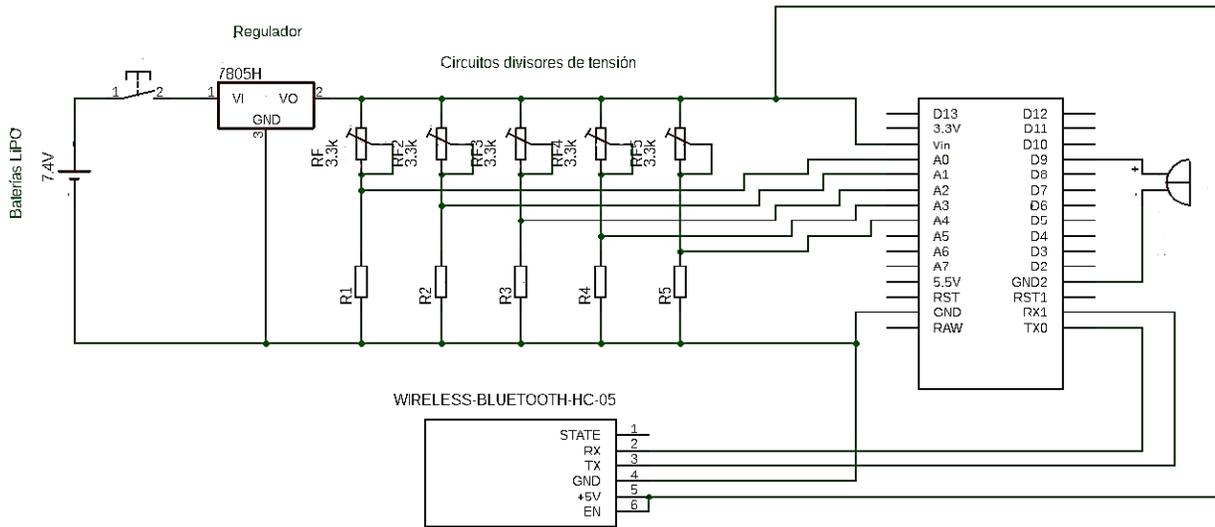


Figura 3.12. Circuito electrónico completo del sistema.

Teniendo el circuito electrónico completamente diseñado, este se hace en montaje superficial para el ahorro de espacio y eficiencia misma del dispositivo. En las Figuras 3.13 y 3.14 se puede observar el diseño de la placa en PCB usando el software *EAGLE* y la construcción respectivamente.

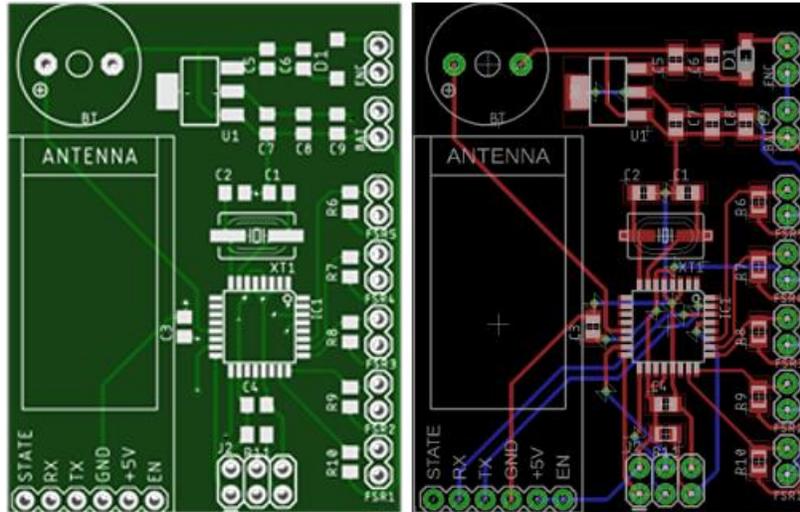


Figura 3.13. Diseño de PCB con componentes de montaje superficial.

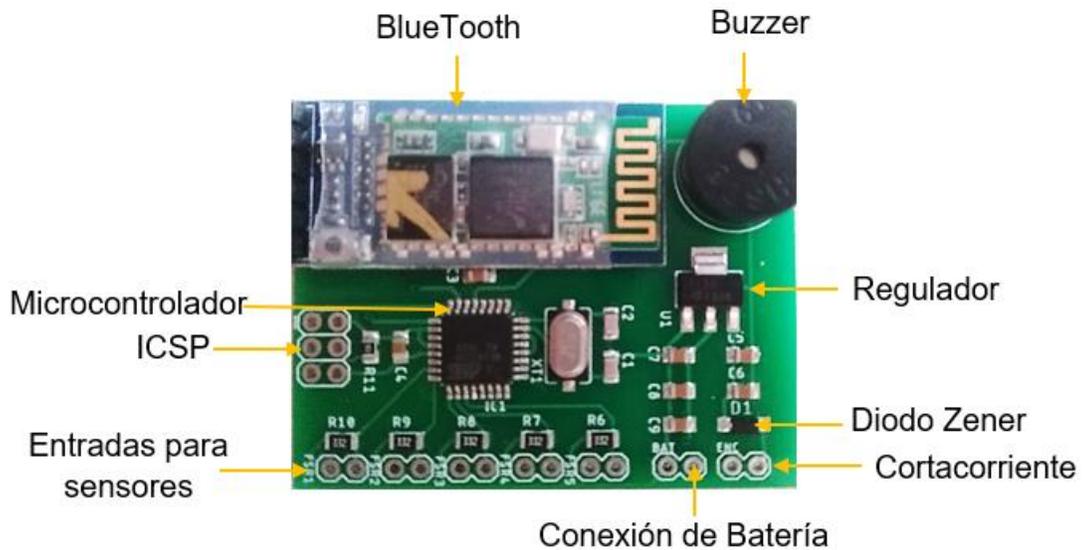


Figura 3.14. Ensamble de PCB.

La programación del microcontrolador se realiza utilizando un programador NOMADA compatible únicamente con microcontroladores ATMEL. Debido a que el código para la adquisición se realizó en la plataforma de ARDUINO, se tuvo que migrar el código en hexadecimal a ATMEL STUDIO para iniciar la programación por medio de ICSP (*In- Circuit Serial Programming*). Al ser un dispositivo inalámbrico, para la programación del microcontrolador debe ser desconectado el dispositivo Bluetooth ya

que interfiere con el procedimiento de descarga del archivo HEX al microcontrolador por sus conexiones a RX y TX.

Conclusión de capítulo

Con lo expresado en este capítulo se asegura el funcionamiento del dispositivo, cumpliendo el objetivo de medir la fuerza de agarre de precisión de la mano humana en las cinco falanges y proporcionar un retorno auditivo al usuario para la interpretación de la misma asociando frecuencias audibles a cuatro rangos definidos de fuerza. Con el desarrollo de las dos interfaces de usuario diseñadas, se asegura que el usuario podrá monitorear la fuerza de forma individual o promediada del sistema de sensado.

Capítulo IV. Resultados

4.1 Introducción

En este apartado se explican los resultados finales obtenidos del desarrollo del dispositivo. Se podrán observar las pruebas realizadas para demostrar que el sistema de sensado inalámbrico de fuerza con retorno por transducción acústica es funcional.

4.2 Etapa de sensado

Se construyó el dispositivo de sensado ubicando los sensores de fuerza en las falanges distales de los dedos de la mano. Estos sensores se ubican en un guante sintético para no tenerlos expuestos al medio ambiente y para poder adaptar el sistema a una mano humana diestra. El circuito electrónico se ubica en el dorso de la mano y las dos baterías se encuentran dentro de una capa de esponja sintética que cubre la muñeca y a su vez ajusta el guante a esta. En la Figura 4.1 se puede observar el sistema construido.



Figura 4.1. Sistema de sensado con retorno acústico construido.

Después de tener el dispositivo construido, se realizan pruebas con la interfaz desarrollada en LabVIEW para corroborar que el envío inalámbrico de datos se lleve a

cabo de forma correcta. Se realizan diversos tipos de agarres para observar la respuesta en fuerza del sistema de sensado. En las Figuras 4.2, 4.3 y 4.4 se puede observar el comportamiento del sistema. Los agarres de precisión propuestos son: pinza trípode, pinza bidigital y prensa tetradigital.

Prueba con pinza trípode

Los agarres de precisión se caracterizan por ser aquellos en donde el contacto en su mayoría es con las falanges distales de los dedos (yemas de los dedos), la palma no se ve involucrada. La pinza trípode se caracteriza por el contacto de tres falanges sobre un objeto. Generalmente los dedos comúnmente más utilizados en este tipo de agarre son el pulgar, el índice y el dedo medio. Para estas pruebas se utilizó un vaso de vidrio cilíndrico lo cual facilita la adaptación posicional de la mano sobre él. En la Figura 4.2 se observa la primera postura: pinza trípode y sus gráficas en LabVIEW.



Figura 4.2. Prueba del sistema de sensado generando una pinza trípode.

Prueba con pinza bidigital

La pinza bidigital involucra el contacto de únicamente dos dedos sobre una superficie de contacto. La pinza bidigital más común es la que se da con el pulgar y el

dedo índice, sin embargo, también existen sus variantes como las que se dan con los laterales de los dedos medio e índice o medio y anular.

Para esta prueba se realiza un agarre de pinza bidigital involucrando los dedos pulgar e índice. En la Figura 4.3 se pueden observar la medida de fuerza de los dedos involucrados en una pinza bidigital.

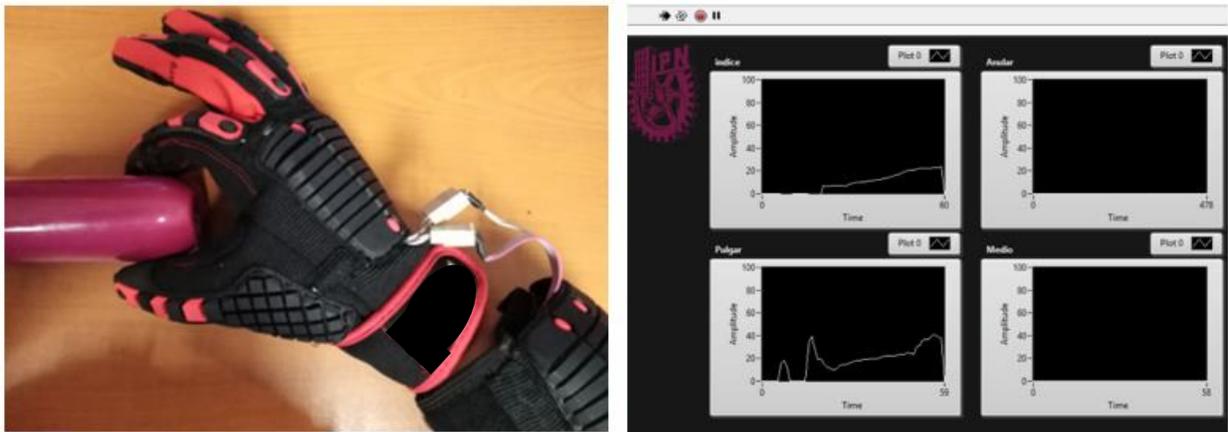


Figura 4.3. Prueba del sistema de sensado generando una pinza bidigital.

Prueba con prensa tetradigital

La pinza o prensa tetradigital involucra el contacto de cuatro dedos en contacto sobre una superficie. Los dedos en contacto que comúnmente caracterizan este agarre son: dedo pulgar, índice, medio y anular. Esta pinza se puede generar con la palma cóncava hacia arriba o cóncava hacia abajo. No debe confundirse con la prensa antigravedad, en la cual la palma si se ve involucrada y entra en contacto con el objeto en cuestión al igual que la parte anterior de los dedos. En la Figura 4.4 se observa el comportamiento de los sensores involucrados en un agarre de pinza tetradigital.

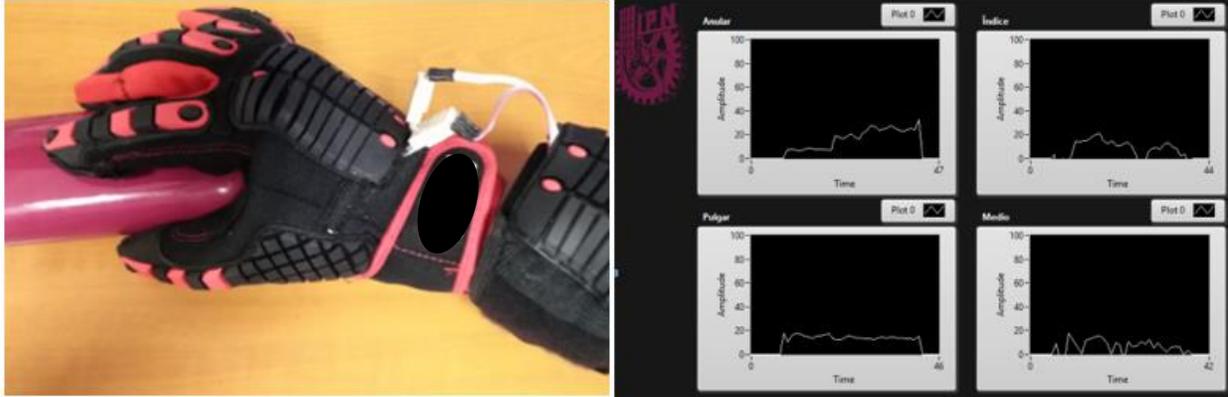


Figura 4.4. Prueba del sistema de sensado generando una pinza tetradigital.

Una vez realizada la comunicación inalámbrica para evaluar el funcionamiento del sistema de sensado, se realizan mediciones para comparar el resultado medido de la fuerza del sistema con una báscula de precisión. La báscula de precisión utilizada es de marca Santul con una capacidad de 1 gramo hasta 5 kilogramos con un valor límite de medida de 7.5 kilogramos. Su clase de exactitud es III, lo que significa que tiene una precisión media ($0.1g \leq e \leq 2g \dots 5g \leq e$). El experimento consistió en vestir el guante y ejercer presión sobre cada uno de los sensores ubicados en las distales de cada uno de los dedos. Lo anterior se realiza sobre la superficie de la báscula de precisión, es así como ejercemos una fuerza conocida y esta es comparada con la medición de fuerza resultante de los sensores. En la Figura 4.5 se puede observar una fotografía del experimento realizado, el cual tuvo como objetivo comparar la fuerza medida por la báscula y por cada uno de los sensores utilizando *LabVIEW* para la visualización de la información.

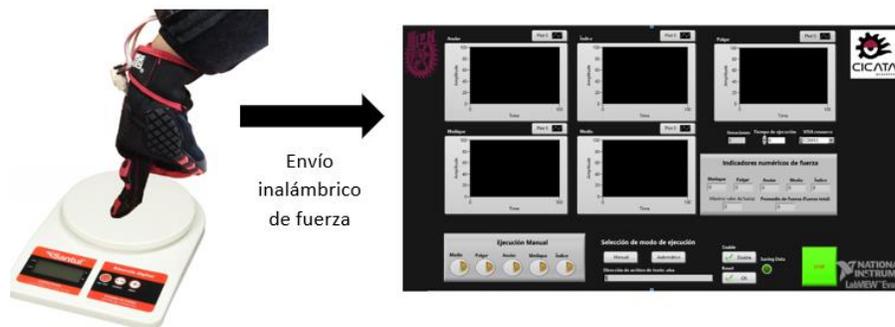


Figura 4.5. Imagen descriptiva del experimento para medir fuerza.

En la Tabla 6 se pueden observar los resultados medidos por la báscula y el sistema de sensado. Cabe mencionar, que la prueba se realiza en superficies de contacto rígidas, misma condición bajo la cual se realizó la calibración. En este caso, se mide la fuerza por dígito en un rango de 1 kilogramo (1000 gramos) hasta 5 kilogramos (5000 gramos), esto porque la báscula no nos permite medir más de este valor máximo propuesto.

Tabla 6. Comparación entre dos sistemas de medidas: báscula y sistema de sensado.

Fuerza aplicada medida por báscula	Resultados de la fuerza medida por sistema de sensado				
	Índice	Medio	Anular	Meñique	Pulgar
10	10.48N	10.4N	10.17N	9.998N	9.96N
20	20.106N	20.15N	19.975N	19.752N	19.92N
30	30.21N	30.47N	29.10N	30.84N	29.37N
40	40.32N	40.46N	39.127N	40.67N	40.026N
50	50.69N	51.17N	49.76N	50.31N	50.148N

Con relación a la tabla anterior, nos podemos dar cuenta que el error de medida es mínimo. En dos de los sensores se tiene una desviación de 0.1N aproximadamente, mientras que en los otros tres varía desde 0.4 N hasta 0.5 N.

En el grafico que se muestra en la Figura 4.6 se pueden observar los errores graficados mediante el uso de la desviación estándar y los datos tomados de la Tabla 5. El grafico muestra el error en cada una de las mediciones de los sensores en cuestión.

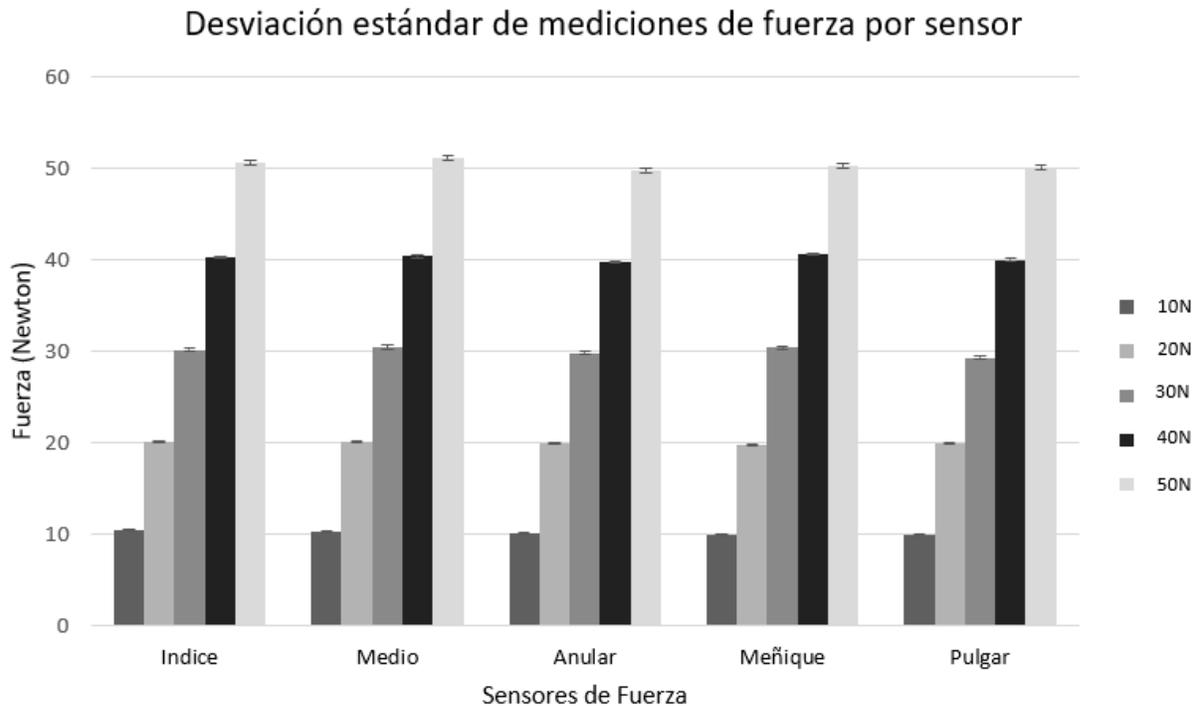


Figura 4.6. Gráfico del error en las mediciones del sistema de sensado.

Comprobando que el sistema efectúa las mediciones de fuerza correctamente con relación a la comparación realizada con una báscula de precisión, entonces se procede a verificar que el retorno se esté dando de forma eficaz midiendo con un osciloscopio las frecuencias designadas a los rangos de fuerza.

4.3 Etapa de retorno acústico

Para comprobar que el retorno auditivo se esté dando de forma correcta, con un osciloscopio se miden las frecuencias de los pulsos enviados hacia el transductor. La medición se realiza utilizando un osciloscopio digital UNI-T, sin utilizar atenuación en la punta de prueba. La tierra se conectó a la tierra de la tarjeta PCB y la punta de prueba en lo que corresponde al pin PWM del microcontrolador. Las mediciones de la frecuencia se realizaron mientras se efectuaron mediciones de fuerza. La forma de comprobar que los rangos correspondieran a las frecuencias era observar simultáneamente las gráficas de fuerza y los pulsos medidos en frecuencia con el osciloscopio.

En la Figura 4.7 se puede observar el tren de pulsos enviado con una frecuencia de 523Hz que corresponde a un nivel de fuerza dentro del rango de 10N a 20N. Hablando de tonos musicales del piano, estaríamos hablando de la nota Do₄.

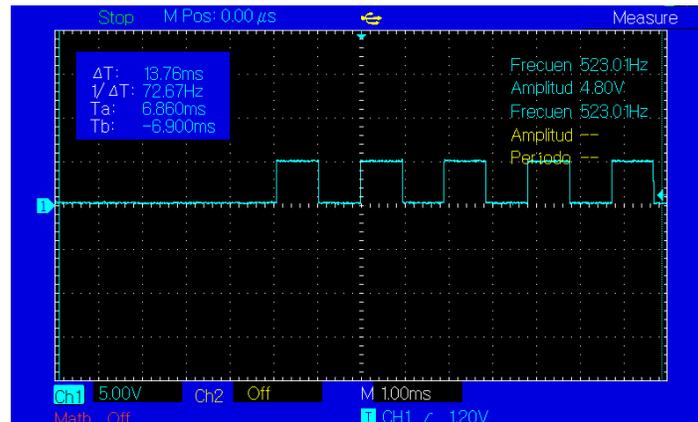


Figura 4.7. Lectura de pulsos a 523Hz.

En la Figura 4.8 se observa el tren de pulsos enviado con una frecuencia de 783.251Hz, sin embargo, puede observarse que se sobrepasa el valor definido y llega hasta 785.92 ≈ 786 Hz aproximadamente. Este fenómeno puede ser ocasionado por ruido o por que las frecuencias indicadas no son fácilmente modulables.

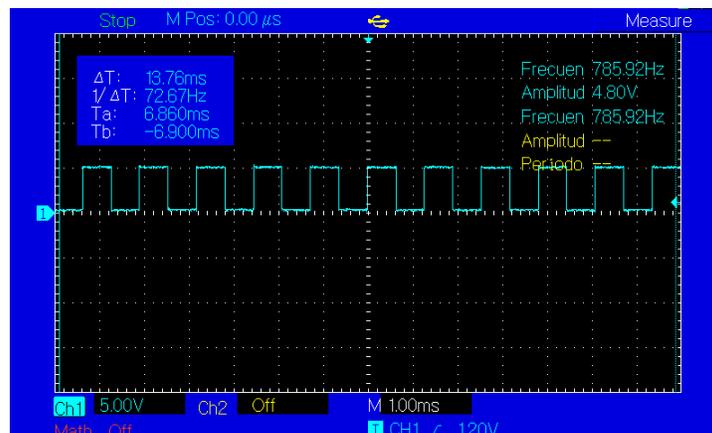


Figura 4.8. Lectura de pulsos a 784Hz.

En la Figura 4.9 se observa el envío de pulsos a una frecuencia de 1174.66Hz (nota musical Re₅), lo equivalente a un rango de fuerza de 36N a 50N. De igual forma se presenta un aumento de 1 Hz en la frecuencia medida por el instrumento.

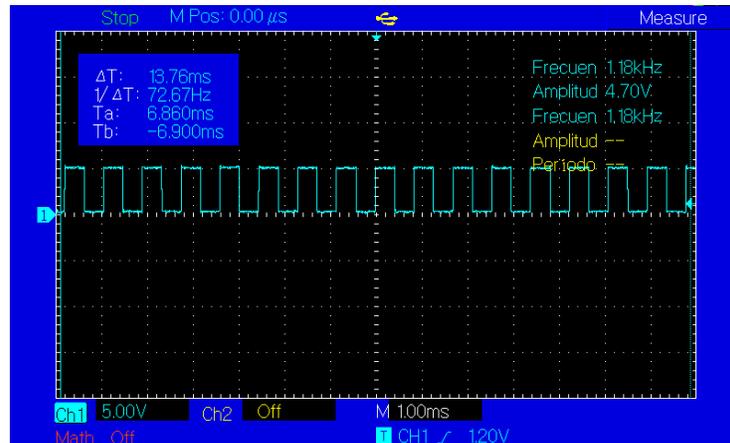


Figura 4.9. Lectura de pulsos a 1174Hz.

En la Figura 4.10, finalmente, se observa el envío de pulsos a una frecuencia de 1567.98Hz (nota musical Sol₅), lo equivalente a un rango de fuerza de 51N a 70N.

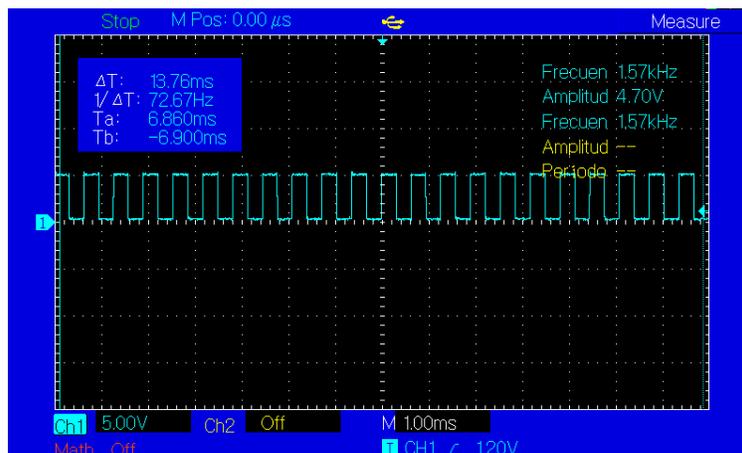


Figura 4.10. Lectura de pulsos a 1568Hz.

Nótese en los resultados mostrados en las figuras anteriores que lo único que se modifica es la frecuencia, la amplitud permanece invariable. Con estas mediciones queda comprobado que las frecuencias enviadas son aproximadamente iguales que las frecuencias medidas.

El dispositivo en su totalidad funciona correctamente. El dispositivo envía de forma inalámbrica la medición de la fuerza a *LabVIEW* o a ANDROID según sea el caso. Al ser los códigos del microcontrolador diferentes para establecer la comunicación y envío de datos inalámbrico a las interfaces, un solo código por el momento no es funcional para ambas, por lo cual se desarrollaron dos códigos distintos: uno para ANDROID y uno para *LabVIEW*. *LabVIEW* se dedica a realizar la lectura de los canales analógicos y al procesamiento de la señal analógica adquirida con el microcontrolador. Por otro lado, ANDROID únicamente se dedica a desplegar la información ya previamente procesada por el microcontrolador, he aquí la notable diferencia de funcionalidad de ambas interfaces. La razón de esta incompatibilidad de códigos se debe principalmente a la carga de un firmware diferente al microcontrolador por medio de programación para establecer la comunicación con una de las interfaces, es por esto primordialmente que la integración de los códigos del microcontrolador no es posible. Ambas interfaces son, finalmente, robustas y no presentan fallo en la recepción o envío de información.

Capítulo V. Conclusiones y recomendaciones

Se obtuvo un dispositivo inalámbrico para medición de fuerza de agarre de precisión de la mano humana. El rango de fuerza que se definió para efectuar las mediciones es de 10N hasta 70N como máximo, siendo este último valor la fuerza máxima aplicable por el dedo pulgar de una mano diestra femenina. Como resultado de las mediciones de fuerza, se tiene una desviación estándar de dos de los cinco sensores de 0.1N y en los tres restantes se obtiene un error en el rango dentro de 0.4N y 0.6N, los cuales son errores mínimos en las mediciones efectuadas. El dispositivo logra enviar de forma inalámbrica la información de la fuerza medida por los sensores hacia dos interfaces: LabVIEW o ANDROID por medio de un dispositivo *Bluetooth* cuyo alcance es de alrededor de 10 metros como máximo.

El consumo total del dispositivo es de 79mA con medición y 57mA sin mediciones, lo que implica descartar la corriente de consumo del bluetooth y de los sensores. La duración de la batería es de 2.21horas con transmisión continua de información.

Como recomendación para trabajos futuros, se recomienda sustituir el sensor de fuerza por uno que ofrezca mayor precisión y que con ello el error de medida disminuya al mínimo posible. A parte de sustituir los sensores, sería ideal el colocar un sensor de fuerza en la palma de la mano, para que la medición no solamente se efectúe en las falanges de los dedos, si no también pueda el dispositivo medir agarres de fuerza involucrando la palma. De igual forma, se recomienda mejorar la estética del dispositivo buscando así la robustez del mismo.

Bibliografía

- (2013). Obtenido de Posición de la mano: <http://precisionmano.blogspot.com/2013/>
- Aguilera González, J., Romo Aliste, M. E., López Real, D., & López Bravo, I. (s.f.). ¿Eres visual, auditivo o kinestésico? Estilos de aprendizaje desde el modelo de la Programación Neurolingüística. *Revista iberoamericana de educación*.
- Areny, R. P. (2003). *Sensores y acondicionadores de señal*. Barcelona: Marcombo.
- C. Chapra, S., & P. Canale, R. (2007). *Métodos Numéricos para Ingenieros*.
- Camargo Casallas, L. H., Pinzón O., O. A., & Flórez D., D. F. (2017). Dispositivo electrónico para la medición de fuerza en falanges distales. *Lámpsakos*(18), 28-33.
- Camargo Casallas, L. H., Villamil Matallana, J., & Camargo Casallas, E. (2018). Diseño de dispositivo de apoyo en terapias de rehabilitación a nivel distal de los dedos de la mano. *ITECKNE*, 15(1), 43-50.
- Castro, C. I. (2005). *Lesiones de la mano y muñeca*. Barcelona: Paidotribo.
- Cirlos, G. G. (2004). *Principios de anatomía fisiología e higiene: educación para la salud*. México: Limusa.
- Cobos, S., Ferre, M., Sánchez Urán, M. A., Ortego, J., & Peña, C. (2008). Efficient Human Hand Kinematics for Manipulation Tasks. *International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Nice, France.
- Gonzalez, R. C., G. Lee, C. S., & Fu, K. S. (s.f.). *Robótica: Control, detección, visión e inteligencia*. McGraw-Hill.
- Gupta, A., & Srinivasa Chakravarthy, V. (2018). Modelling precision grip force in controls and Parkinson's disease patients. En *Computational Neuroscience Models of the Basal Ganglia* (págs. 131-151). Springer.
- Haynes, S. (1 de Julio de 2014). The technology behind the iPunch glove aims to provide tools to make better strikers.
- Herrera, R. (15 de Abril de 2014). *GRABCAD*. Obtenido de <https://grabcad.com/library/brazo-arm-mano-hand-1>
- Hu, W., Li, K., Wei, N., Yue, S., & Yin, C. (2017). Chinese Automation Congress. *Visual effects on grip force control for two-digit manipulation of objects with different center of mass*. Jinan, China: IEEE.
- J. Kuch, J., & S. Huang, T. (1994). Human Computer Interaction via the human hand: A hand model and forearm system in highly realistic simulation. *Conference Record of the Twenty Eight -asilomar Conference*.
- J.Napier. (1956). The prehensile movements of the human hand. *The journal of bone and joint surgery*, 38B(4), 902.
- L. Burden, R., & Douglas Faires, J. (2011). *Numerical Analysis*. Canada: Richard Stratton.
- López, L. A. (2012). Biomecánica y patrones funcionales de la mano. 4(1), 14-24.

- López, L. A. (2012). Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfología*, 4(1), 15-24.
- M.Brady, E.-M. P. (2005). Stochastic optimization for high-dimensional tracking in dense range maps. *IEEE*, 501-512.
- Malvino, A. P. (2000). *Principios de Electrónica*. Madrid: McGraw Hill.
- Morro Martí, M. R., Llusá Pérez, M., Carrera Burgaya, A., Forcada Calvet, P., & Mustafa Gondobleu, A. (2015). Anatomía Aplicada a la Cirugía de los Tendones de la Mano. *Revista iberoamericana de cirugía de la mano*, 129-133.
- N/A. (30 de Julio de 2010). *Smurfs*. Obtenido de <http://smurfdff.blogspot.com/2010/07/dibujos-de-manos-y-fotos.html>
- N/A. (7 de Febrero de 2018). *Universidad de Guanajuato*. Obtenido de Contenidos didácticos. Licenciatura en enfermería y obstetricia: <https://blogs.ugto.mx/enfermeriaenlinea/unidad-didactica-10-el-sistema-muscular/>
- Nelson, K. N. (1998). *Multiple Intelligences*. New York: Scholastic Professional Books.
- Ortegón, I., Alba Baena, N., Martínez, E., Ñeco Caberta, R., Quezada Carreón, A., & Salazar Álvarez, M. C. (2015). Prototipo inalámbrico para medición de la fuerza de la mano. *CUCyT*, 1(57), 107-115.
- Palastanga, N., Field, D., & Soames, R. (2000). *Anatomy & Human Movement*. Barcelona: Paidotribo.
- Paniagua Lorenti, F. A., & Ramos Villatoro, M. A. (Mayo de 2015). Prótesis de mano robótica adaptada para movimientos simples útil a pacientes con amputación transradial. Guatemala.
- Pereyra, J. F. (2016). *Sistema robótico para asistencia en terapias de rehabilitación de los dedos de la mano*. Querétaro, Querétaro.
- Pérez González, A., Jurado Tovar, M., & Sancho Bru, J. L. (2012). Fuerzas de contacto entre mano y objeto en el agarre cilíndrico: comparación de dos técnicas de medición. *XIX Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica*. Asociación Española de Ingeniería Mecánica.
- Pérez González, A., Jurado Tovar, M., & Sancho Bru, J. L. (2012). Fuerzas de contacto entre mano y objeto en el agarre cilíndrico: comparación de dos técnicas de medición. *XIX Congreso nacional de ingeniería mecánica de la asociación española de ingeniería mecánica*. España.
- Popplewell, H., Carré, M., & Lewis, R. (2017). Measurement of finger pad forces and friction using finger nail mounted strain gauges. *Elsevier*, 295-3.04.
- SAUTER SPAIN. (s.f.). *SAUTER*. Obtenido de <https://www.sauter-spain.es/Dinamometros-Digitales-Sauter-FL500>
- SensoGlove*. (2017). Recuperado el 26 de Julio de 2018, de www.sensoglove.com
- Singh, A. P. (s.f.). *Bone Spine*. Obtenido de Hand Anatomy and Function: <https://boneandspine.com/hand-anatomy-and-function/>
- Soriano Mas, C., & Guillazo Blanch, G. (2013). *Fundamentos de la neurociencia*. Elsevier.

Sparkfun Electronics. (s.f.). Obtenido de <https://www.sparkfun.com/products/9375>

Ulloa, J. (12 de Diciembre de 2016). *Dr. Jaime Ulloa Ortopedia*. Obtenido de Síndrome de Túnel Carpal: <http://www.jaimeulloa.com/editorial/2016/12/12/sndrome-de-tnel-carpal>

UNED. (2009-2010). Señal de Audio.

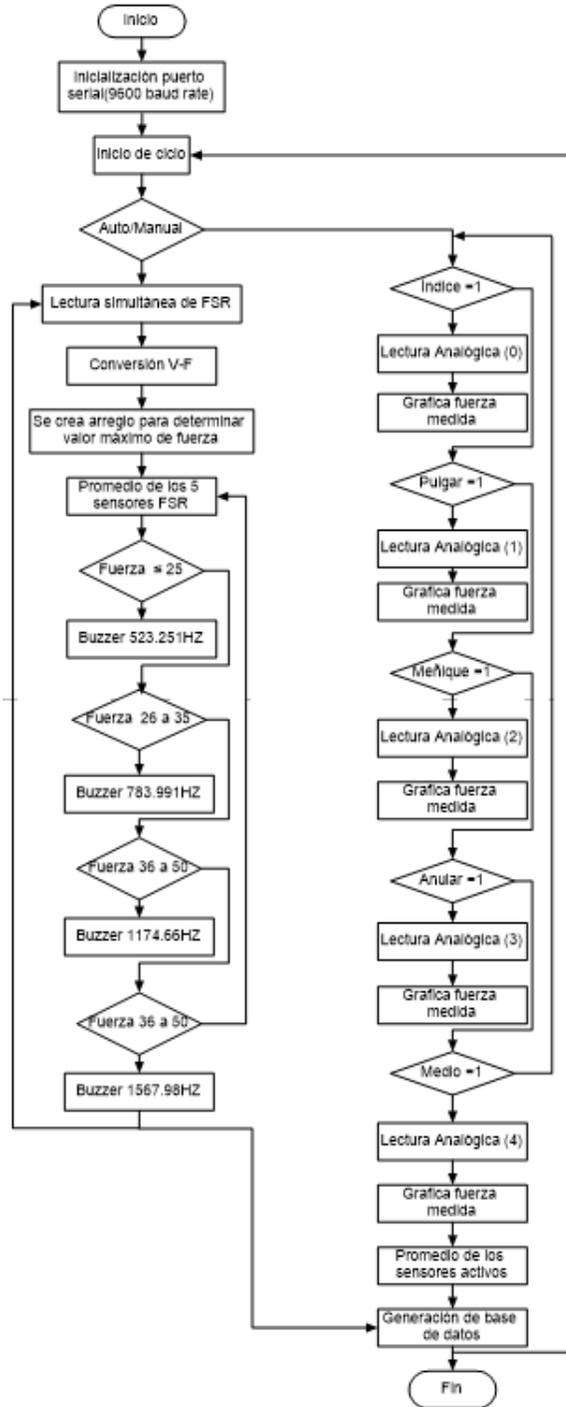
Viaro, R., Tía, B., Coudé, G., Canto, R., Andriy Oliynyk, Salmas, P., . . . Fadiga, L. (2017). Finger pressure adjustments to various object configurations during precision grip in humans and monkeys. *European Journal of Neuroscience*, 1473-1484.

Whittaker, D. (2 de Febrero de 2018). The future of the NFL helmet is going to change everything.

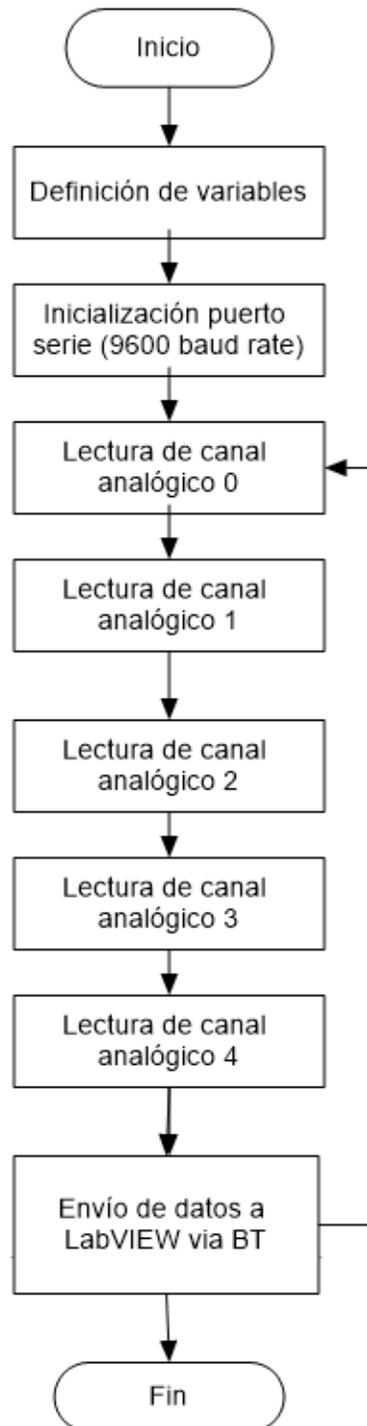
Yeh, D. E. (10 de Octubre de 2017). *Blog de física y matemáticas*. Obtenido de <http://danielesquivel.net/2017/10/10/espectro-de-frecuencias/>

Apéndice

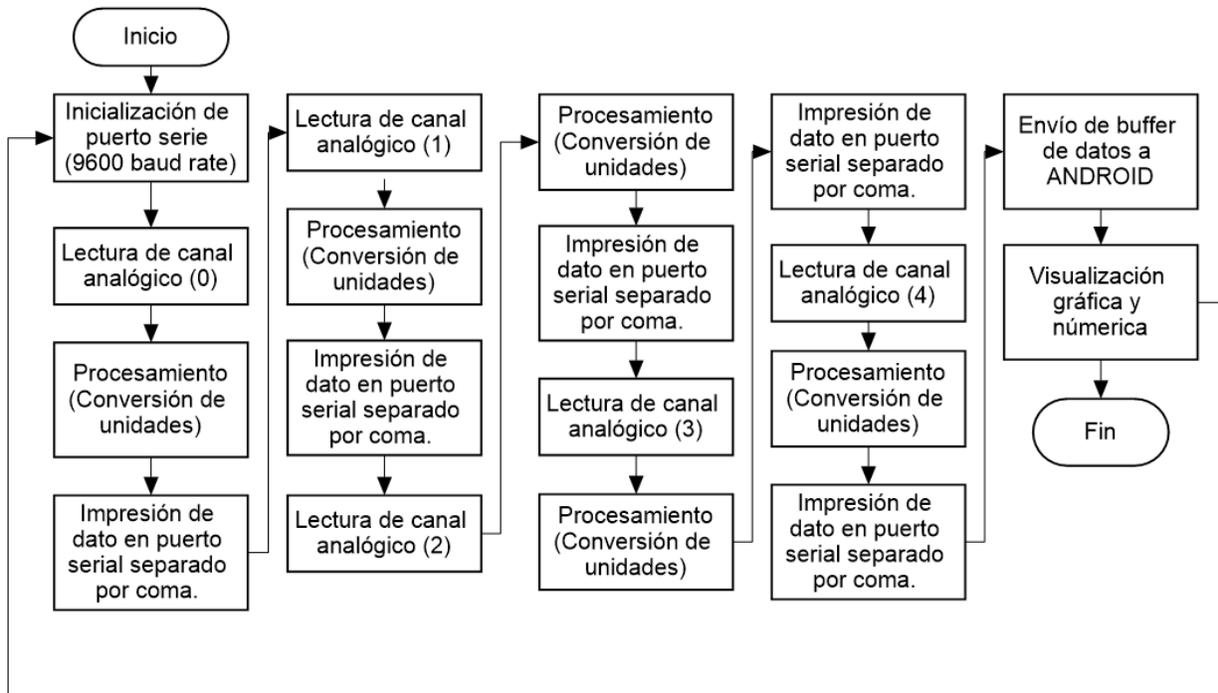
Apéndice I. Diagrama de flujo de programación de interfaz en LabVIEW.



Apéndice 2. Diagrama de flujo de programación de microcontrolador para comunicar con interfaz LabVIEW.

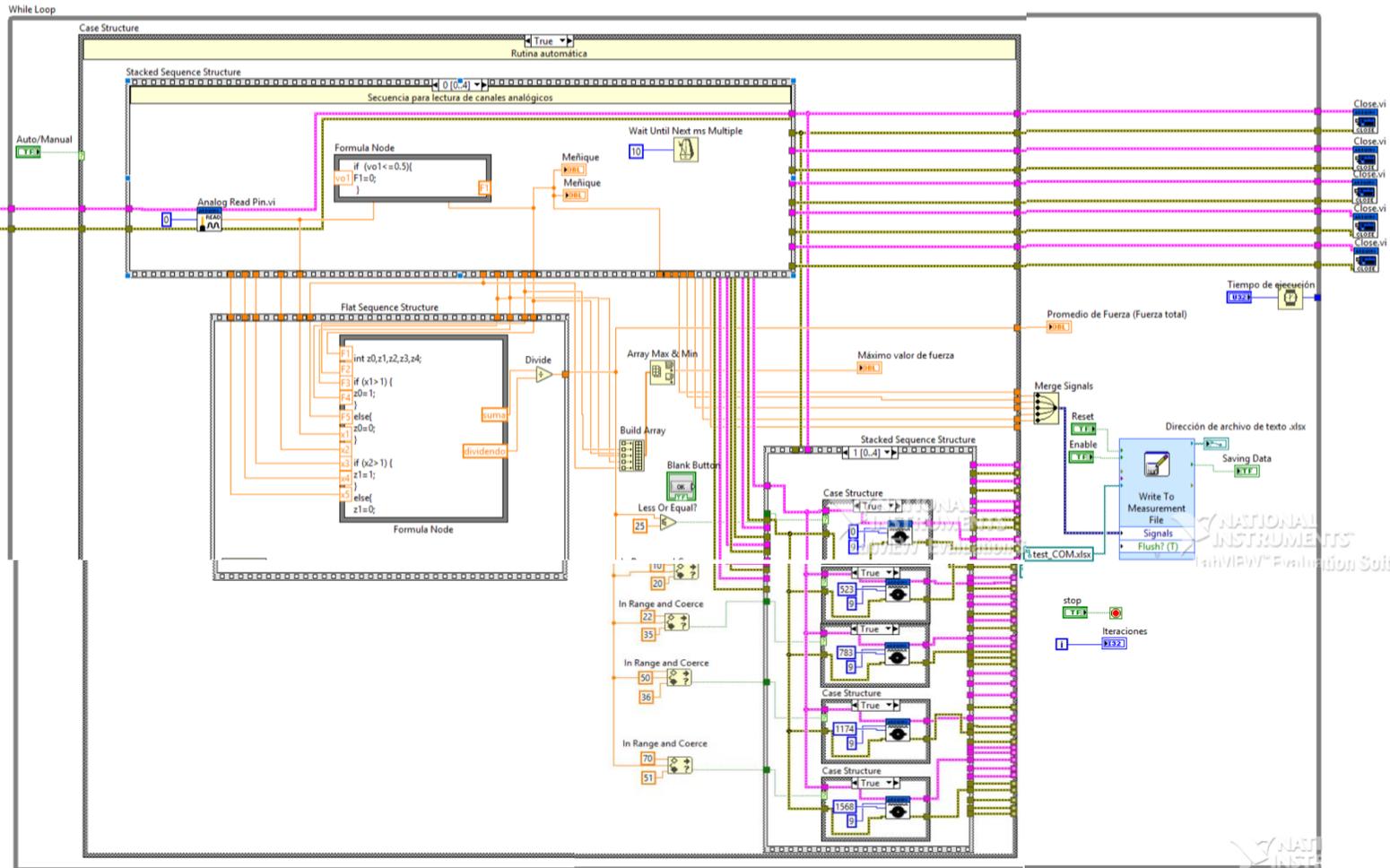


Apéndice 3. Diagrama de flujo para comunicación Android- ATMEGA328P.

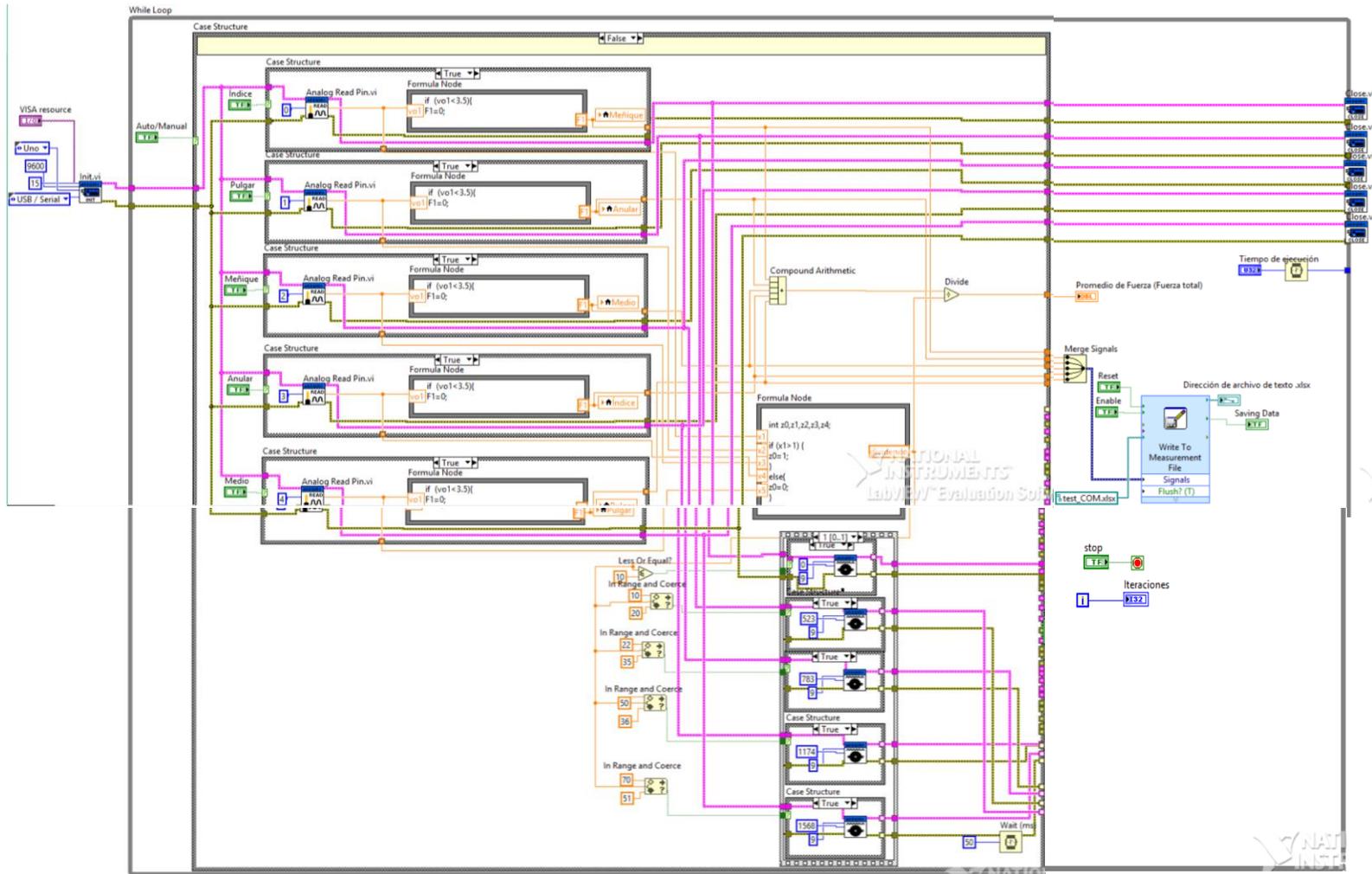


Anexos

Anexo 1. Código para interfaz en LabVIEW (ejecución automática)



Anexo 2. Código para interfaz en LabVIEW (ejecución manual)



Anexo 3. Código para interfaz en Android utilizando App Inventor2.

```
to InicializarFuerza
do
  set global factorEscalaFuerza to 10 / 70

initialize global SensoresVaiAnt to
  make a list
  make a list 0 0 1
  make a list 0 0 1

when Screen1.Initialize
do
  set BtCliente.DelimiterByte to 10
  if not BtCliente.Enabled
  then call as HabilitarBT.StartActivity

when LsDispositivosBT.BeforePicking
do
  set LsDispositivosBT.Elements to BtCliente.AddressesAndNames

to LeerSensor mensaje
result
  split text get mensaje
  at 0

initialize global factorEscalaFuerza to 0

initialize global pasoX to 5

initialize global MAC to AA-AA-AA-AA-AA-AA

to ColocarDatos sensor Fuerza
do
  if get sensor = 1
  then
    set LblFuerza1.Text to join Fuerza
    call graficarpunto y get Fuerza
  else if get sensor = 2
  then
    set LblFuerza2.Text to join Fuerza
    get Fuerza
  else if get sensor = 3
  then
    set LblFuerza5.Text to join Fuerza
    call graficarpunto5 y get Fuerza

when Screen1.ScreenOrientationChanged
do
  call InicializarFuerza

when LsDispositivosBT.AfterPicking
do
  set LsDispositivosBT.Text to join Conectar
  trim segment text LsDispositivosBT.Selection
  start 0
  length length LsDispositivosBT.Selection - 17
  set global MAC to segment text LsDispositivosBT.Selection
  start 1
  length 17
  call InicializarFuerza
```

```
when BtConectarBT.Click
do
  if not BtCliente.IsConnected
  then
    if call BtCliente.Connect address get global MAC
    then
      set BtConectarBT.Text to Desconectar
      evaluate but ignore result call BtCliente.ReceiveText
      numberofBytes call BtCliente.BytesAvailableToReceive
      set BtRead.TimerEnabled to true
    else
      call BtCliente.Disconnect
      set BtConectarBT.Text to Conectar
      set BtRead.TimerEnabled to false

when BtRead.Timer
do
  if BtCliente.IsConnected
  then
    initialize local mensaje to call BtCliente.ReceiveText
    numberofBytes
    in
      if starts at text get mensaje
      piece 0
      then
        initialize local datosSensor to call LeerSensor mensaje
        segment text get mensaje
        start 0
        length length get mensaje - 2
        initialize local numSensor to 1
        initialize local valFuerza to 1
        initialize local valorTemperatura to 1
        initialize local xAnt to 1
        initialize local antFuerza to 1
        initialize local antTemperatura to 1
        initialize local color to 0
        in
          set numSensor to select list item list get datosSensor
          index 1
          set valFuerza to select list item list get datosSensor
          index 2
          set antFuerza to select list item list get global SensoresVaiAnt
          index 1
          set color to select list item list get global SensoresVaiAnt
          index 3
          set xAnt to select list item list get global SensoresVaiAnt
          index 4
          call ColocarDatos sensor
          Fuerza
          get valFuerza
          get valorTemperatura
          if get isAnt = 0 Screen1.Width
          then
            set xAnt to 1
            replace list item list select list item list get global SensoresVaiAnt
            index 1
            replacement get valFuerza
            replace list item list select list item list get global SensoresVaiAnt
            index 3
            replacement get isAnt
          else
```

```

initialize global Xaant1 to 0
initialize global Yaant1 to 0
initialize global factorEscala1 to 0
to graficarpunto1 y1
do
  initialize local x1 to get global Xaant1 + 1
  in call FSR1 DrawLine
    x1 get global Xaant1
    y1 FSR1 Height - get global Yaant1
    x2 get x1
    y2 FSR1 Height - get y1
  set global Yaant1 to get y1
  if get x1 <= FSR1 Width
  then call FSR1 Clear
    set global Xaant1 to 1
  else set global Xaant1 to get x1

```

```

to graficarpunto5 y5
do
  initialize local x5 to get global Xant5 + 1
  in call FSR5 DrawLine
    x1 get global Xant5
    y1 FSR5 Height - get global Yant5
    x2 get x5
    y2 FSR5 Height - get y5
  set global Yant5 to get y5
  if get x5 <= FSR5 Width
  then call FSR5 Clear
    set global Xant5 to 1
  else set global Xant5 to get x5

```

```

initialize global Xant2 to 0
initialize global Yant2 to 0
initialize global factorEscala2 to 0
to graficarpunto2 y2
do
  initialize local x2 to get global Xant2 + 1
  in call FSR2 DrawLine
    x1 get global Xant2
    y1 FSR2 Height - get global Yant2
    x2 get x2
    y2 FSR2 Height - get y2
  set global Yant2 to get y2
  if get x2 <= FSR2 Width
  then call FSR2 Clear
    set global Xant2 to 1
  else set global Xant2 to get x2

```

```

initialize global Xant3 to 0
initialize global Yant3 to 0

```

```

initialize global factorEscala3 to 0
to graficarpunto3 y3
do
  initialize local x3 to get global Xant3 + 1
  in call FSR3 DrawLine
    x1 get global Xant3
    y1 FSR3 Height - get global Yant3
    x2 get x3
    y2 FSR3 Height - get y3
  set global Yant3 to get y3
  if get x3 <= FSR3 Width
  then call FSR3 Clear
    set global Xant3 to 1
  else set global Xant3 to get x3

```

```

initialize global Xant4 to 0
initialize global Yant4 to 0
initialize global factorEscala4 to 0

```

```

to graficarpunto4 y4
do
  initialize local x4 to get global Xant4 + 1
  in call FSR4 DrawLine
    x1 get global Xant4
    y1 FSR4 Height - get global Yant4
    x2 get x4
    y2 FSR4 Height - get y4
  set global Yant4 to get y4
  if get x4 <= FSR4 Width
  then call FSR4 Clear
    set global Xant4 to 1
  else set global Xant4 to get x4

```

```

initialize global Xant5 to 0
initialize global Yant5 to 0
initialize global factorEscala5 to 0

```

Anexo 4.Código de microcontrolador para comunicación con LabVIEW

```
int a=0;
int b=1;
int c=2;
int d=3;
int e=4;
float vol, voltage, lectura, F1, F2, F3, F4, F5, vo2, vo3, vo4, vo5, x1, x2, x3, x4, x5;
const int pinBuzzer=9;

void setup()
{
    noTone(pinBuzzer);
    // Initialize Serial Port With The Default Baud Rate
    syncLV();

    // Place your custom setup code here
    Serial.begin(9600);
    // myserial.begin(9600);
}
void loop()
{
    checkForCommand();
    |
    x1= analogRead(a);
    voltage= map(lectura,1023,0,5000,0);
    vol=voltage/1000;

    if (vol<2.15){
    F1=0;
    }
    else {
        if (vol>=4.1){
            F1=70;
        }
        else{ F1=((21.6366*vol*vol)-(101.5428*vol)+(131.248));
        }
    }

    x2= analogRead(b);
    voltage= map(lectura,1023,0,5000,0);
    vo2=voltage/1000;

    if (vo2<2.15){
    F2=0;
    }
    else {
        if (vo2>=4.1){
            F2=70;
        }
        else{ F2=((17.0715*vo2*vo2)-(71.4820*vo2)+(84.8201));
        }
    }
}
```

Anexos

```
x3= analogRead(c);
voltage= map(lectura,1023,0,5000,0);
vo3=voltage/1000;

if (vo3<3.5){
F3=0;
}
else {
    if (vo3>=4.1){
        F3=70;
    }
    else{ F3=((20.0676*vo3*vo3)-(90.9641*vo3)+(114.5992));
    }
}

x4= analogRead(d);
voltage= map(lectura,1023,0,5000,0);
vo4=voltage/1000;

if (vo4<3.5){
F4=0;
}
else {
    if (vo4>=4.1){
        F4=70;
    }
    else{ F4=((17.5165*vo4*vo4)-(75.6711*vo4)+(93.3537));
    }
}

x5= analogRead(e);
voltage= map(lectura,1023,0,5000,0);
vo5=voltage/1000;

if (vo5<3.5){
F5=0;
}
else {
    if (vo5>=4.1){
        F5=70;
    }
    else{ F5=((19.6606*vo5*vo5)-(90.1921*vo5)+(115.4250));
    }
}

if(acqMode==1)
{
    sampleContinuously();
}
}
```

Anexo 5. Código de microcontrolador para interfaz ANDROID

```
float vol, voltage, lectura, F1, F2, F3, F4, F5, vo2, vo3, vo4, vo5;
float lectura3, lectura4, lectura5, voltage3, voltage4, voltage5, lectura2, voltage2;
int analogpin=(0,1,2,3,4);
const int pinBuzzer=9;

void setup()
{
    // Place your custom setup code here
    Serial.begin(115200);
}
void loop(){
    ////////////////////////////////////////
    Serial.print("#S1");
    Serial.print(",");

    lectura= analogRead(A0);
    voltage= map(lectura,1023,0,5000,0);
    vol=voltage/1000;

    if (vol<2.15){
F1=0;
Serial.println(F1);
Serial.println(vol);
    }
}

else {
    if (vol>=4.1){
        F1=70;
        Serial.println(F1);
        Serial.println(vol);
    }
    else{ F1=((19.6606*vol*vol)-(90.1921*vol)+(115.4250));
        Serial.println(vol);}
}

if (vol>=2.15 && vol<=2.60) {
    tone(pinBuzzer, 523);
    delay(100);
    noTone(pinBuzzer);
    delay(1000);
}
```

```

if (vo1>=2.65 && vo1<=3.05){
    tone(pinBuzzer,783.99);
    delay(100);
    noTone(pinBuzzer);
    delay(1000);
}

if (vo1>=3.07 && vo1<=3.88){
    tone(pinBuzzer,1174.66);
    delay(100);
    noTone(pinBuzzer);
    delay(1000);
}

if (vo1>=3.9 && vo1<=4.5){
tone(pinBuzzer,1567.98);
    delay(100);
    noTone(pinBuzzer);
    delay(1000);
}

Serial.println(F1);

    Serial.print(F1);
    Serial.print(",");
    Serial.println("10");

    //////////////////////////////////////

Serial.print("#S2");
    Serial.print(",");

lectura= analogRead(A1);
voltage= map(lectura,1023,0,5000,0);
vo2=voltage/1000;

if (vo2<2.15){
F2=0;
Serial.println(F2);
    Serial.println(vo2);
}

else {
    if (vo2>=4.1){
        F2=70;
        Serial.println(F2);
        Serial.println(vo2);
    }
    else{ F2=((17.0715*vo2*vo2)-(71.4820*vo2)+(84.8201));
        Serial.println(vo2);}
}

if (vo2>=2.15 && vo2<=2.60) {
    tone(pinBuzzer,523);
    delay(100);
    noTone(pinBuzzer);
    delay(1000);
}

if (vo2>=2.65 && vo2<=3.05){
    tone(pinBuzzer,783.99);
    delay(100);
    noTone(pinBuzzer);
    delay(1000);
}

if (vo2>=3.07 && vo2<=3.88){
    tone(pinBuzzer,1174.66);
    delay(100);
    noTone(pinBuzzer);
    delay(1000);
}

if (vo2>=3.9 && vo2<=4.5){
tone(pinBuzzer,1567.98);
    delay(100);
    noTone(pinBuzzer);
    delay(1000);
}

Serial.println(F2);

    Serial.print(F2);
    Serial.print(",");
    Serial.println("10");
    .....
```

```

Serial.print ("#S3");
Serial.print ("");

lectura= analogRead(A2);
voltage= map(lectura,1023,0,5000,0);
vo3=voltage/1000;

if (vo3<2.15){
F3=0;
Serial.println(F3);
Serial.println(vo3);
}

else {
if (vo3>=4.1){
F3=70;
Serial.println(F3);
Serial.println(vo3);
}
else{ F3=((20.0676*vo3*vo3)-(90.9641*vo3)+(114.5992));
Serial.println(vo3);}
}

if (vo3>=2.15 && vo3<=2.60) {

tone(pinBuzzer,523);
delay(100);
noTone(pinBuzzer);
delay(1000);
}

if (vo3>=2.65 && vo3<=3.05){

tone(pinBuzzer,783.99);
delay(100);
noTone(pinBuzzer);
delay(1000);
}

if (vo3>=3.07 && vo3<=3.88){

tone(pinBuzzer,1174.66);
delay(100);
noTone(pinBuzzer);
delay(1000);
}

if (vo3>=3.9 && vo3<=4.5){
tone(pinBuzzer,1567.98);
delay(100);
noTone(pinBuzzer);
delay(1000);
}
Serial.println(F3);

Serial.print (F3);
Serial.print ("");
Serial.println("10");

Serial.print ("#S4");
Serial.print ("");

lectura= analogRead(A3);
voltage= map(lectura,1023,0,5000,0);
vo4=voltage/1000;

if (vo4<2.15){
F4=0;
Serial.println(F4);
Serial.println(vo4);
}

else {
if (vo4>=4.1){
F4=70;
Serial.println(F4);
Serial.println(vo4);
}
else{ F4=((17.5165*vo4*vo4)-(75.6711*vo4)+(93.3537));
Serial.println(vo4);}
}

if (vo4>=2.15 && vo4<=2.60) {

tone(pinBuzzer,523);
delay(100);
noTone(pinBuzzer);
delay(1000);
}

if (vo4>=2.65 && vo4<=3.05){

tone(pinBuzzer,783.99);
delay(100);
noTone(pinBuzzer);
delay(1000);
}

if (vo4>=3.07 && vo4<=3.88){

tone(pinBuzzer,1174.66);

delay(100);
noTone(pinBuzzer);
delay(1000);
}

if (vo4>=3.9 && vo4<=4.5){
tone(pinBuzzer,1567.98);
delay(100);
noTone(pinBuzzer);
delay(1000);
}
}
Serial.println(F4);

Serial.print (F4);
Serial.print ("");
Serial.println("10");
////////////////////////////////////
Serial.print ("#S5");
Serial.print ("");

lectura= analogRead(A4);
voltage= map(lectura,1023,0,5000,0);
vo5=voltage/1000;

```

Anexos

```
    if (vo5<3.5){
F5=0;
Serial.println(F5);
Serial.println(vo5);
    }

else {
    if (vo5>=4.1){
F5=70;
Serial.println(F5);
Serial.println(vo5);

    }
    else{ F5=((19.6606*vo5*vo5)-(90.1921*vo5)+(115.4250));
Serial.println(vo5);}
}

if (vo5>=2.15 && vo5<=2.60) {

tone(pinBuzzer,523);

tone(pinBuzzer,523);
delay(100);
noTone(pinBuzzer);
delay(1000);
}

if (vo5>=2.65 && vo5<=3.05){

tone(pinBuzzer,783.99);
delay(100);
noTone(pinBuzzer);
delay(1000);
}

if (vo5>=3.07 && vo5<=3.88){
tone(pinBuzzer,1174.66);
delay(100);
noTone(pinBuzzer);
delay(1000);
}

if (vo5>=3.9 && vo5<=4.5){
tone(pinBuzzer,1567.98);
delay(100);

noTone(pinBuzzer);
delay(1000);
}

Serial.println(F5);
Serial.print(F5);
Serial.print(",");
Serial.println("10");
//delya de 200ms para celule
delay(50);
//promedio de la señal de ci
float total=F1;
total += F2;
total += F3;
total += F4;
total += F5;
total /= 5;
Serial.println(total);
// el promedio s manda a la
```

Anexo 6. Congreso Nacional de Mecatrónica

Aplicaciones de Mecatrónica y Robótica
ISBN: 978-607-9394-xx-x, Asociación Mexicana de Mecatrónica A.C., 2017



Construcción de dispositivo inalámbrico para medición de fuerza de agarre de mano humana.

Duarte Rabelo, Itzayana ⁽¹⁾; Morales Sánchez, Eduardo ⁽¹⁾; Quintero Valdez, Guadalupe ⁽²⁾

¹Instituto Politécnico Nacional. CICATA-IPN. Cerro Blanco No. 141. C.P. 76090, Qro, Qro, Mex.

²Universidad de Celaya. Carretera Panamericana km 269, Rancho Pinto, CP. 38080 Celaya, Gto
Email: itzi.duarte.r@gmail.com

Resumen

En este trabajo se reporta la construcción de un dispositivo inalámbrico para medir la fuerza que aplica cada uno de los dedos de la mano humana durante el agarre. El dispositivo consta de un guante con un arreglo de cinco sensores piezoresistivos ubicados a la altura de la falange distal (yema de los dedos). Los sensores piezoresistivos fueron calibrados utilizando un equipo analizador de textura, mediante el cual se aplicaba una fuerza conocida sobre el área activa del sensor, de esta manera se obtuvo la relación entre el voltaje de los sensores y la fuerza en Newtons. Se utilizó una plataforma Arduino para la adquisición de los voltajes de los sensores piezoresistivos y su conversión a Newtons. Los valores de fuerza se enviaron por medio de Bluetooth (BT) a una PC. En LabVIEW se diseñó un instrumento virtual que recibe por BT los datos de fuerza de cada uno de los sensores graficándolos de forma separada. Así mismo se diseñó una aplicación en Android para visualizar el comportamiento de los sensores. El resultado obtenido es un dispositivo inalámbrico medidor de fuerza de agarre de cada dedo de la mano humana.

Palabras clave: Fuerza, piezoresistivo, falange.

1. Introducción

La medición de fuerza dactilar permite determinar la fuerza mínima necesaria para suspender, elevar o mover objetos de alguna posición específica. La fuerza dactilar corresponde a medir la fuerza que aplican cada una de las falanges de los dedos de la mano en un acto de agarre. Los movimientos de la mano se dividen en dos grupos principales: movimientos de prensión y de no prensión. En los movimientos de prensión un objeto es capturado y mantenido parcial o totalmente dentro de la cavidad de la mano, mientras que en los movimientos no prensiles no se trata de agarrar o sostener un objeto si no de empujarlos con la mano completa o con los dedos de forma individual. A su vez se determinan dos tipos de agarre pinza principales: agarre de fuerza y de precisión [1]. Existen dispositivos que son capaces de medir la fuerza de agarre digital o multidigital que involucran necesariamente la fuerza que aplican las falanges distales. El dispositivo más común para medir fuerza dactilar y fuerzas de agarre de la mano humana es el dinamómetro digital, sin embargo, se han desarrollado otros dispositivos

Anexo 7. Congreso Internacional de Sistemas Mecatrónicos.



Ingeniería Mecatrónica
Celaya, Gto; 13/Septiembre/2018

Estimados:

Itzayana Duarte Rabelo,
Eduardo Morales Sánchez.

El comité editorial técnico del Congreso Internacional en Sistemas Mecatrónicos 2018 ha tomado la decisión de **Aceptar** su artículo "Dispositivo Medidor de Fuerza de Agarre de los Dígitos de la Mano Humana con Retorno por Transducción Acústica" para su publicación en el número especial de la revista Pistas Educativas.

Es importante recordar que tiene desde este momento y hasta el próximo 10 de Octubre para realizar el pago correspondiente a la publicación del mismo. La información relacionada con el pago y organización del evento se encontrará disponible en la página del evento: <http://cismecatronica.itcelaya.edu.mx/>

En cuanto se tenga fecha para realizar su ponencia se la haremos saber.

Quedo a sus órdenes.

Comité Editorial Técnico del CISMe 2018

