



FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA

ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**Diseño y construcción de un prototipo de equipo para
neurorrehabilitación de mano hemipléjica.**

**Trabajo de graduación previo a la obtención del título de:
INGENIERO ELECTRÓNICO.**

Autor:

ÁLVAREZ CORONEL JUAN FELIPE.

Director:

ALVARADO CANDO OMAR SANTIAGO.

CUENCA, ECUADOR

2016

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quisiera agradecer a Dios
por guiarme durante mi vida universitaria.
A mis padres por ser mi inspiración y modelo
a seguir, por demostrarme su gran fortaleza
con la que enfrenta la vida.
A mis hermanos que son un pilar
muy importante de la familia.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

AGRADECIMIENTOS	ii
ÍNDICE DE CONTENIDOS	iii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	vi
ÍNDICE DE TABLAS	ix
ÍNDICE DE ANEXOS.....	x
RESUMEN.....	xi
ABSTRACT.....	xii
INTRODUCCIÓN.	1

CAPÍTULO 1: NEURORREHABILITACIÓN ASISTIDA POR ROBOTS..... 3

1.1. Introducción.....	3
1.2. Accidente cerebrovascular	3
1.2.1. Definición.....	3
1.2.2. Clasificación.....	4
1.2.3. Efectos.....	5
1.2.4. Neurorrehabilitación después de un ACV.....	5
1.3. Sistemas robotizados comerciales para rehabilitación	7
1.3.1. Robot Amadeo	7
1.3.2. Robot Armeo.....	8
1.4. Sistemas robotizados no comerciales para rehabilitación	10

CAPÍTULO 2: HARDWARE Y SISTEMA DE CONTROL. 14

2.1. Amplificador instrumental	14
2.2. Filtros activos	16
2.2.1. Filtro pasa bajo.....	16
2.2.2. Filtro pasa alto.....	17

2.2.3.	Filtro pasa banda	17
2.2.4.	Filtro elimina banda	18
2.2.5.	Cálculos filtro pasa banda	19
2.2.6.	Cálculos filtro notch.....	20
2.3.	Amplificación	21
2.4.	Simulación.....	22
2.5.	Motor	26
2.5.1.	Características motor L12-R	27
2.5.2.	Control	27
2.6.	Sistema de control	28
2.6.1.	Arduino micro	28
2.6.2.	Diagrama de flujo.....	30
2.6.3.	Programa	31
CAPÍTULO 3: DISEÑO MECÁNICO.		34
3.1.	Anatomía de la mano.....	34
3.1.1.	Huesos	34
3.1.2.	Músculos de la mano.....	35
3.1.3.	Movimientos de la mano.....	36
3.1.4.	Movimientos de los dedos.....	39
3.1.5.	Movimientos dedo pulgar	41
3.2.	Planos piezas mecánicas.....	43
3.3.	Ensamblaje.	45
3.4.	Diagrama de fuerzas.	48
CAPÍTULO 4: PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO Y RESULTADOS.....		49
4.1.	PCB (Printed Circuit Board, placa de circuito impreso)	49
4.2.	Adquisición señal muscular.....	51

4.2.1.	Colocación electrodos	51
4.2.2.	Programa LabVIEW.....	52
4.2.3.	Resultados Adquisición de la Señal Muscular	53
4.3.	Señal PWM con Arduino	54
4.4.	Flexión y extensión de la mano del paciente.....	55
4.5.	Costos de materiales	57
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....		58
BIBLIOGRAFÍA		59

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1.	Accidente Cerebrovascular Isquémico.....	4
Figura 1.2.	Accidente Cerebrovascular Hemorrágico.	5
Figura 1.3.	Robot Amadeo.	8
Figura 1.4.	Armeo Therapy Concept.....	9
Figura 1.5.	Prototipo exoesqueleto dedo índice.	10
Figura 1.6.	Diseño mecánico Prototipo para rehabilitación.	11
Figura 1.7.	Prototipo Guante Robótico.....	12
Figura 1.8.	Exoesqueleto mecanismo de resorte deslizante de tres capas.....	13
Figura 2.1.	Amplificador instrumental.....	14
Figura 2.2.	INA128.....	15
Figura 2.3.	Filtro activo pasa bajo de primer orden.....	16
Figura 2.4.	Filtro activo pasa alto de primer orden.	17
Figura 2.5.	Respuesta filtro pasa banda.	18
Figura 2.6.	Respuesta filtro notch.....	18
Figura 2.7.	Filtro notch.	19
Figura 2.8.	Amplificador no inversor.	21
Figura 2.9.	Simulación circuito pasa banda.....	23
Figura 2.10.	Respuesta en frecuencia del filtro pasa banda.....	23
Figura 2.11.	Simulación circuito notch.....	23
Figura 2.12.	Respuesta en frecuencia del filtro notch.....	24
Figura 2.13.	Respuesta en frecuencia del filtro completo.....	24
Figura 2.14.	Simulación circuito INA128.	25
Figura 2.15.	Respuesta en voltaje del circuito INA128.....	26
Figura 2.16.	Actuador L12-R Firgelli.....	27
Figura 2.17.	Señales PWM.	28
Figura 2.18.	Pines del Arduino Micro.	29
Figura 2.19.	Diagrama de flujo.	31
Figura 2.20.	Código para inicializar las variables.	32
Figura 2.21.	Código para configuración pines.....	32
Figura 2.22.	Código control servo.	33
Figura 3.1.	Huesos de la mano.....	34
Figura 3.2.	Huesos de la mano.	35

Figura 3.3.	Esquema de los músculos interóseos.	36
Figura 3.4.	Flexión de la mano.	37
Figura 3.5.	Extensión de la mano.	37
Figura 3.6.	Abducción cubital de la mano.	38
Figura 3.7.	Abducción radial de la mano.	38
Figura 3.8.	Rotación de la mano.	39
Figura 3.9.	Movimiento de Flexión-extensión de los dedos.	40
Figura 3.10.	Movimiento de Abducción.	40
Figura 3.11.	Movimiento de aducción.	41
Figura 3.12.	Movimiento de aducción.	42
Figura 3.13.	Movimiento de abducción.	42
Figura 3.14.	Flexión del dedo.	42
Figura 3.15.	Oposición del dedo.	42
Figura 3.16.	Plano de la base.	43
Figura 3.17.	Plano del tensor.	43
Figura 3.18.	Plano del anillo.	44
Figura 3.19.	Plano del actuador.	44
Figura 3.20.	Montaje de las piezas.	45
Figura 3.21.	Montaje del actuador y la base.	45
Figura 3.22.	Montaje del tensor.	46
Figura 3.23.	Ajuste del equipo.	46
Figura 3.24.	Colocación primer anillo.	47
Figura 3.25.	Colocación segundo anillo.	47
Figura 3.26.	Colocación tercer anillo.	48
Figura 3.27.	Diagrama de fuerza.	48
Figura 4.1.	Vista 3D del diseño de PCB.	49
Figura 4.2.	Pistas del PCB.	50
Figura 4.3.	Pistas de cobre.	50
Figura 4.4.	PCB terminado.	51
Figura 4.5.	Colocación electrodos.	52
Figura 4.6.	Diagrama de bloques LabVIEW.	52
Figura 4.7.	Panel frontal LabVIEW.	53
Figura 4.8.	Señal EMG músculo en relajación.	53
Figura 4.9.	Señal EMG músculo en contracción.	54

Figura 4.10.	Señal PWM visualizada en el osciloscopio.	55
Figura 4.11.	Extensión mano del paciente sin el equipo.	56
Figura 4.12.	Extensión mano del paciente con el equipo.	56
Figura 4.13.	Flexión mano del paciente con el equipo.	57

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1. Efectos de un ACV.	6
Tabla 2.1. Especificaciones Técnicas Arduino.	30
Tabla 4.1. Detalle de costos.	57

ÍNDICE DE ANEXOS

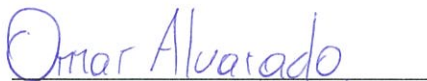
ANEXO 1: Certificado..... 62

“DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN PROTOTIPO DE EQUIPO PARA NEURORREHABILITACIÓN DE MANO HEMIPLEJICA”

RESUMEN

Este trabajo está enfocado a la neurorrehabilitación para personas que han sufrido de un ACV (accidente cerebrovascular) y que tienen la condición de mano hemipléjica. El proyecto tiene como objetivo principal la construcción de un prototipo que ayude en el proceso de rehabilitación. El equipo capta la señal muscular del brazo por medio de electrodos, pasa a una etapa de acondicionamiento de la señal y posteriormente se adquiere dicha señal para finalmente controlar un actuador que está adaptado a la mano. Lo que se pretende alcanzar es un diseño que no tenga un elevado costo de fabricación para que sea accesible a las personas.

Palabras Clave: Neurorrehabilitación, accidente cerebrovascular, hemipléjica, prototipo y electrodos.



Omar Santiago Alvarado Cando

Director del Trabajo de Titulación



Hugo Marcelo Torres Salamea

Director de Escuela



Álvarez Coronel Juan Felipe

Autor

**"DESIGN AND CONSTRUCTION OF A PROTOTYPE EQUIPMENT FOR THE
NEUROREHABILITATION OF AN HEMIPLEGIC HAND FUNCTION"**

ABSTRACT

This work is focused on neuro-rehabilitation for people who have suffered a CVA (Cerebrovascular Accident) or stroke, and have a hemiplegic hand status. The main objective of this project is to build a prototype to help in the rehabilitation process. The equipment captures through electrodes the arm's muscle signal; which then goes to a signal conditioning step. After that, the signal is acquired so as to finally control the actuator hand. The aim is to achieve a design that does not have a high manufacturing cost so that it can be accessible to people.

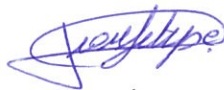
Keywords: Neuro-rehabilitation, Stroke, Hemiplegic, Prototype and Electrodes.



Omar Santiago Alvarado Cando
Thesis Director



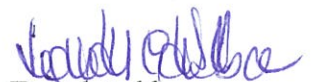
Hugo Marcelo Torres Salamea
School Director



Juan Felipe Álvarez Coronel
Author



UNIVERSIDAD DEL
AZUAY
Dpto. Idiomas



Translated by,
Lic. Lourdes Crespo

Álvarez Coronel Juan Felipe

Trabajo de Titulación

Ing. Omar Santiago Alvarado Cando, Mst.

Julio, 2016

“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE EQUIPO PARA NEURORREHABILITACIÓN DE MANO HEMIPLEJICA”

INTRODUCCIÓN.

El objetivo principal del presente trabajo consiste en lograr un equipo que sea accesible económicamente para las personas en el medio local y así puedan tener una la rehabilitación. Y de alguna forma incentivar a otras personas para que realicen estudios para conseguir nuevas tecnologías que ayuden a las personas que sufren de esta condición.

Entre algunos de los datos estadísticos importantes se tiene que en el Ecuador la tasa de mortalidad por causa de un accidente vascular es del 1.37% con 863 casos confirmados en el 2013 (Ecuador en Cifras, 2013). Y los casos que no llegan al grado de mortalidad dejan secuelas tanto temporales como permanentes. Además otro dato importante es que el porcentaje de personas con alguna discapacidad física en el Ecuador llega al 48%, en Agosto del 2015 (Consejo de Discapacidades, 2015). En este último porcentaje se encuentran las personas que tienen algún tipo de discapacidad después de sufrir un accidente cerebrovascular.

En cuanto a Los problemas que tienen que sobrellevar este tipo de personas están los elevados costos de las terapias que se requieren para poder superar su discapacidad, ya

que es un proceso lento para la recuperación. Además el tiempo que requieren para asistir a los centros de rehabilitación públicos ya que necesitan un turno para ser atendidos, puede volverse tedioso.

Otro de los inconvenientes es el alto costo de los equipos robotizados que se encuentran disponibles en el mercado para la rehabilitación de mano hemipléjica, ya que uno de estos puede llegar a un costo de \$50.000 como es el caso del robot Amadeo (Domínguez, 2014).

CAPÍTULO 1

NEURORREHABILITACIÓN ASISTIDA POR ROBOTS.

1.1. Introducción

Para poder realizar este trabajo es necesario tener claro algunos conceptos básicos como por ejemplo: ¿Qué es un accidente cerebrovascular? y ¿Qué efectos provoca?, etc. Por lo que en este primer capítulo se abordará todos estos temas referentes a los accidentes cerebrovasculares.

Posteriormente se abordará el tema principal sobre los diferentes equipos para neurorrehabilitación de la mano. Aquí se realizará una investigación sobre estos equipos tanto a nivel nacional como a nivel internacional. Realizando una breve descripción de estos artefactos, detallando sus características principales y los resultados que obtuvieron con los pacientes.

1.2. Accidente cerebrovascular

1.2.1. Definición

Los accidentes cerebrovasculares (ACV) o ictus son trastornos clínicos súbitos derivados de una isquemia o hemorragia del Sistema Nervioso Central (SNC), es decir se presentan cuando el suministro de sangre que debe recibir el SNC se ve interrumpido o es insuficiente. Los ACV en España representan la primera causa de mortalidad femenina y la segunda en mortalidad masculina, además son la principal causa de secuelas neurológicas en los adultos (Rozman & Cardellach, 2012).

Entre otros datos estadísticos importantes referentes a la incidencia de esta enfermedad es que en los Estados Unidos ocupa el tercer lugar como causa de muerte, después de las cardiopatías y el cáncer. En este país cada año se presentan unos 700000 casos de

accidentes cerebrovasculares, causando unas 175000 muertes. (Ropper & Samuels, 2009).

1.2.2. Clasificación

Dentro de los accidentes cerebrovasculares se distinguen dos grandes grupos de lesiones vasculares y se las clasifica por la forma en que se presenta la enfermedad. Y estas son: Lesiones Vasculares Isquémicas y las Lesiones Vasculares Hemorrágicas.

Se denomina ACV de tipo isquémico cuando se presenta una obstrucción en el flujo sanguíneo que va hacia el cerebro. Este tipo de enfermedad representa el 80% de todos los casos de ACV. Pueden clasificarse como: Accidente isquémico transitorio, cuando el déficit neurológico dura menos de 24 horas; *Ictus o stroke*, cuando el déficit neurológico dura más de 24 horas; Ictus progresivo, cuando el déficit neurológico progresa mientras el paciente permanece bajo observación (Rozman & Cardellach, 2012) (Grupo CTO). En la figura 1.1 se observa cómo se un ACV de tipo isquémico.



Figura 1.1. Accidente Cerebrovascular Isquémico.

Fuente: (Vid, 2014)

Y el otro tipo de ACV se denomina hemorrágico cuando se produce una ruptura en las arterias o venas que conducen el flujo sanguíneo. Este tipo de accidente representa el 20% de los casos de ACV. Pueden clasificarse como: Hemorragia Intracerebral, cuando la sangre sale por una arteria de poco calibre y pasa directamente al cerebro; y el otro tipo de hemorragia proviene de la dilatación de grandes arterias del polígono de Willis (Ropper & Samuels, 2009) (Grupo CTO). En la figura 1.2 se ilustra cómo es un ACV de tipo hemorrágico

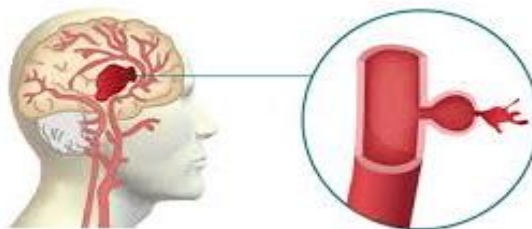


Figura 1.2. Accidente Cerebrovascular Hemorrágico.

Fuente: (Vid, 2014).

1.2.3. Efectos

En la tabla 1.1 se ilustran los efectos que puede provocar un ACV dependiendo de la zona del cerebro que se ve afectada [7]. Una de las secuelas más comunes que se presentan en los pacientes después de sufrir un ACV es la hemiplejía, que se define como un trastorno en la que la mitad del cuerpo del paciente está paralizada. Además, la hemiplejia puede producirse por diversos factores como un tumor cerebral, un traumatismo craneal, encefalitis, meningitis o una patología en la espina dorsal. Cuando la persona presenta disminución de la fuerza motora se habla de hemipararesia, por lo tanto, es menos grave que la Hemiplejia. Los pacientes con hemiplejia pueden tener inconvenientes con actividades como agarrar objetos y caminar (NINDS, Junio).

1.2.4. Neurorrehabilitación después de un ACV

La neurorrehabilitación es un proceso asistencial complejo dirigido a restituir, minimizar y/o compensar en la medida posible los déficits funcionales aparecidos en la persona como consecuencia de una lesión del sistema nervioso central. (Universidad Autonoma de Barcelona, 2016)

La rehabilitación es uno de los tratamientos que puede ayudar a los pacientes a mejorar las capacidades motoras y funcionales. La eficacia también es difícil de evaluar, razón por la cual es importante tratar de distinguir los componentes de la intervención que pueden tener algún efecto, de aquellos que no tienen ninguno. Entre algunas de las técnicas de rehabilitación se destacan: Estimulación eléctrica, talleres y rehabilitación en grupo, terapia ocupacional, etc. (Robertson & Regnaud, 2012).

Tabla 1.1. Efectos de un ACV

Área afectada	Movimiento y sensibilidad	Comunicación	Pensamiento y memoria	Visión	Comportamiento y emociones
Lóbulo frontal	Perdida de la fuerza o movilidad de un lado del cuerpo. Parálisis facial en un lado de la cara. Problemas para tragar. Pérdida del control de los movimientos	Problemas para hablar o entender lo que dicen. Problemas para leer o escribir.	Confusión o pensamiento desorganizado. Dificultades para resolver problemas y conectar ideas.	o hay efectos.	Problemas para hacer planes u organizarse. Falta de criterio. Depresión. Falta de motivación. Irritabilidad. Repetición de acciones.
Lóbulo parietal	Olvidar usar un lado del cuerpo. Dificultad al distinguir los dedos de la mano. Problemas de coordinación.	Dificultad al recordar palabras Problemas para leer o escribir.	Dificultad al hacer cálculos o usar números Confundir Izquierda/derecha, Abajo/arriba.	Pérdida parcial de la visión. Dificultad al abrir los ojos. Dificultad al ver objetos a los lados.	Dificultad al presta atención Falta de motivación.
Lóbulo temporal	Problemas auditivos Mareos, problemas de equilibrio.	Problemas para hablar. Dificultad al encontrar palabras adecuadas.	Problemas de aprendizaje Pérdida de la memoria	No hay efectos.	Negar los efectos del ACV. Sentirse frustrado con más facilidad.
Lóbulo occipital	No hay efectos.	No hay efectos.	No hay efectos.	Pérdida parcial o total de la visión en uno o ambos ojos. Dificultad para reconocer objetos.	No hay efectos.
Tallo cerebral	Perdida de la fuerza, movilidad o sensibilidad. Problemas para tragar. Movimientos bruscos Problemas de equilibrio.	Debilidad de los músculos de la boca y la lengua lo que dificulta poder hablar.	Disminución en el nivel de alerta o conciencia	Visión doble. Párpados caídos o problemas para cerrar los ojos.	No hay efectos.
Cerebelo	Dificultad al coordinar movimientos. Dificultad al caminar Mareos, problemas de equilibrio Problemas para tragar	Dificultad al hablar	No hay efectos.	Movimientos rápidos de los ojos	No hay efectos.

Fuente: (Intermountain Healthcare, 2013).

1.3. Sistemas robotizados comerciales para rehabilitación

Dentro de la investigación sobre las diferentes técnicas de rehabilitación para mejorar la motricidad y movilidad de los pacientes después de un ACV, se ha centrado en los estudios relacionados a los sistemas robotizados en neurorrehabilitación. Como por ejemplo en un artículo sobre “Avances tecnológicos en neurorrehabilitación” de la Revista de Investigación Clínica concluyen que la rehabilitación con la ayuda de los sistemas robotizados mejoran la función motora y la fuerza del miembro superior del cuerpo (Gutierrez, Nuñez, & Carrillo, 2014).

Entre los sistemas robotizados comerciales utilizados en la actualidad para neurorrehabilitación están: el robot Amadeo y robot Armeo, el primero es utilizado para rehabilitación específicamente de la mano y el segundo se emplea para rehabilitación del brazo. A continuación, se detallarán cada uno de estos sistemas, exponiendo sus características principales, además de los estudios y resultados que se obtuvieron con estos sistemas en pacientes con algún tipo de discapacidad.

1.3.1. Robot Amadeo

El Amadeo es fabricado por la empresa Tyromotion y es utilizado para rehabilitación neurológica, ortopédica y pediátrica, ya que se puede adaptar a las necesidades de cada paciente. Para los casos de movilidad limitada está dotado de ejercicios específicos que ayudan a mejorar la terapia.

El principio de funcionamiento de este equipo es que simula el movimiento de agarre natural de la mano, además ejecuta secuencias de movimientos automatizados. Este equipo utiliza un *software* denominado Tyros, que ofrece a los médicos y terapeutas un control total sobre el proceso de rehabilitación (Tyromotion, 2015).



Figura 1.3. Robot Amadeo.

Fuente: (Tyromotion, 2015)

Aparte de los estudios realizados por parte de la empresa fabricante, se han realizado algunas investigaciones donde ponen a prueba la eficacia de este robot, además se exponen los resultados y conclusiones obtenidos con los pacientes. Como por ejemplo, en un estudio realizado por Mariano Gonzalo Domínguez (2014), Terapeuta Ocupacional, en el que se evalúa la rehabilitación en pacientes con la ayuda del Robot Amadeo. Se ha llegado a la conclusión de que es un elemento más que puede contribuir en la recuperación de la mano, pero con la aclaración de que no tiene por finalidad la recuperación de la funcionalidad de la mano, sino su movilidad.

1.3.2. Robot Armeo

La terapia con Armeo mejora la eficacia de los tratamientos de terapia porque los ejercicios son por iniciativa propia, auto-dirigido, funcional e intenso. Incluso los pacientes severamente deteriorados pueden practicar de forma independiente, sin la presencia constante de un terapeuta, permitiendo a los pacientes explotar todo su potencial para la recuperación. La retroalimentación sobre el desempeño aumentada proporcionada por la plataforma de software común, anima y motiva a los pacientes para

lograr un mayor número de repeticiones, y esto conduce a mejores resultados, más rápidos y a largo plazo. (Hocoma, 2014)



Figura 1.4. Armeo Therapy Concept

Fuente: (Hocoma, 2014)

La terapia Armeo incluye cuatro productos distintos, la Armeo Power, el Armeo Spring, Armeo Spring Pediátrica y la Armeo Boom, cada uno diseñado para una etapa particular en el proceso de recuperación. Los pacientes, que no tienen la activación voluntaria de los músculos del brazo, sin embargo, pueden comenzar su terapia con el Armeo Power. Una vez que comienzan a recuperar el movimiento activo del brazo y la mano, pueden empezar a entrenar con el Armeo Spring. Por último, los pacientes pueden utilizar el Armeo Boom para aumentar aún más los movimientos del brazo activos y mejorar el control motor. El Armeo Spring Pediátrica fue diseñado específicamente para satisfacer las necesidades de los niños.

En cuanto a los estudios realizados a este equipo, sin considerar las pruebas hechas por el fabricante, se tiene que en el país se efectuó un análisis para determinar la eficacia del equipo con respecto a la terapia convencional para mejorar la funcionalidad del miembro superior. El estudio fue realizado con pacientes en un hospital de la ciudad de Ambato en el año 2015 como parte de un trabajo de titulación elaborado por Ángela Guzmán. Los resultados de la investigación arrojaron que la terapia con el robot Armeo es más eficaz que la terapia convencional ya que en el grupo de pacientes que utilizar el robot se vio una mejoría del 11% mientras que los demás pacientes presentaron una mejoría del 7%. Además, es importante mencionar que una de las recomendaciones que realiza la autora es que los pacientes deben recibir los dos tipos de tratamientos para obtener mejores resultados.

1.4. Sistemas robotizados no comerciales para rehabilitación

Continuando con la investigación en esta parte se expondrán algunos de los equipos diseñados para rehabilitación de la mano, principalmente tomando en cuenta el diseño mecánico como por ejemplo la forma, los materiales utilizados y como realiza la transmisión de la fuerza, ya que esta información se utilizará como base para la elaboración del diseño de las piezas mecánicas del equipo que se realizará posteriormente.

El primer equipo que se expondrá fue realizado en el año 2012 por un grupo de miembros de la IEEE y trata sobre el diseño y desarrollo de un exoesqueleto accionado por cables para el dedo índice, este prototipo proporciona tres grados de libertad sobre el dedo. En la figura 1.5 se muestra el prototipo ya construido. El inconveniente que presenta este diseño es que el equipo es muy robusto por lo que su construcción no es viable y además está diseñado solo para mover un dedo.

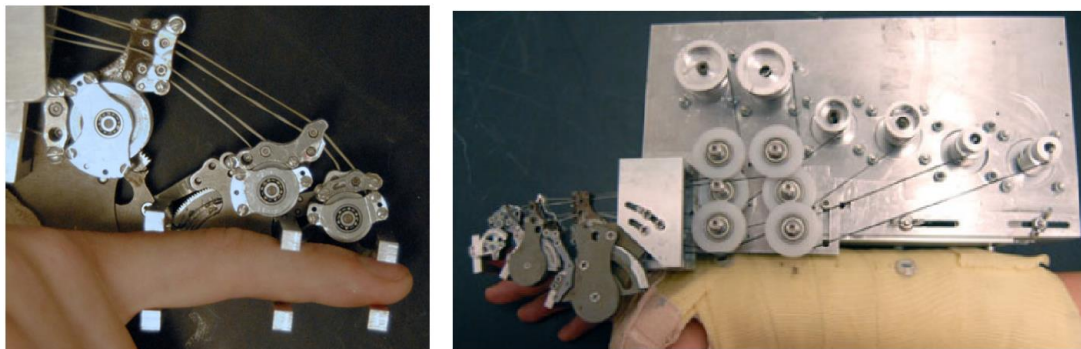


Figura 1.5. Prototipo exoesqueleto dedo índice.

Fuente: (Jones, Wang, Morrison, Sarkar, & Kamper, 2012)

El siguiente equipo así como en el anterior fue publicado en la revista de la IEEE en el año de 2013. En este trabajo se presenta el diseño, la fabricación y la evaluación de la segunda generación de prototipos que se puede utilizar como una herramienta de entrenamiento de rehabilitación del dedo después de un derrame cerebral, así como también para estudiar el proceso de recuperación del cerebro durante la terapia de rehabilitación. En la figura 1.6 se muestra tanto el diseño mecánico del equipo como el

equipo ya construido. Los resultados obtenidos con este diseño es que proporciona una trayectoria más precisa durante la flexión y extensión de los dedos.

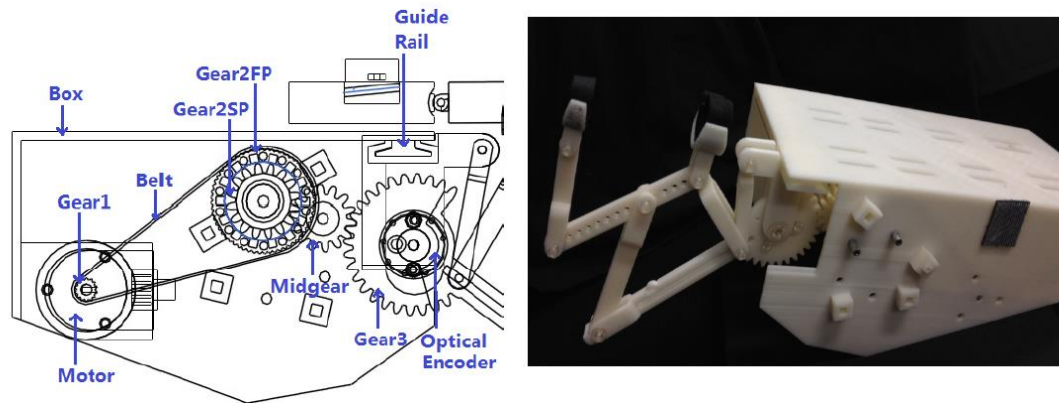


Figura 1.6. Diseño mecánico Prototipo para rehabilitación.

Fuente: (Tang, Sugano, & Iwata, 2013)

Este tercer equipo se basa en un guante robótico diseñado para ayudar en el movimiento y la coordinación de los ejercicios de agarre. Este guante utiliza un sistema de cable para abrir y cerrar la mano del paciente. Los cables son accionados por servomotores, con todo el sistema portátil y montado en una mochila de pesaje 13.2lbs incluyendo fuentes de energía de la batería. El guante puede ser controlado en cuanto a la posición de los dedos y la fuerza de agarre a través de una interfaz de a bordo, el programa de software, o el uso de señales bioeléctricas a través de electromiografía de superficie integrado electrodos (sEMG). Los modos de control primarios del sistema proporcionan: asistencia activa para el aumento, la resistencia activa para la formación, y los movimientos pre programados o imitado para el aprendizaje motor movimiento repetitivo. Este proyecto ha desarrollado un prototipo de trabajo del guante robótico de rehabilitación que acciona el cada uno de los dedos de una mano sobre un rango completo de movimiento, y es capaz de generar una fuerza máxima de agarre 15N (Delph II, y otros, 2013). En la figura 1.7 se muestra al equipo terminado.



Figura 1.7. Prototipo Guante Robótico.

Fuente: (Delph II, y otros, 2013)

El último prototipo es un nuevo dispositivo exoesqueleto de mano usando un mecanismo de resorte deslizante de tres capas. El mecanismo se puede hacer compacto y ligero colocando adecuadamente los elementos compatibles. Además, el mecanismo está diseñado para distribuir un movimiento lineal en tres movimientos de rotación de las articulaciones de los dedos, para lograr una flexión / extensión natural de los dedos. Los autores describen que la principal aplicación del mecanismo es proporcionar apoyo robótico durante la terapia física en el hospital (por ejemplo, Movimiento Pasivo Continuo). Y que además gracias a su estructura ligera y portátil, el dispositivo propuesto también podrían ser utilizados en el hogar como un dispositivo de ayuda / terapéutica para apoyar las actividades de la vida diaria (Arata, y otros, 2013). El prototipo propuesto se muestra en la figura 1.8.

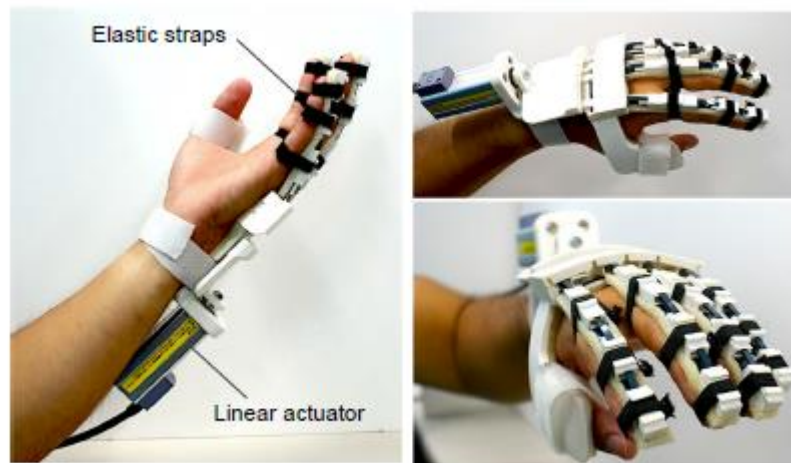


Figura 1.8. Exoesqueleto mecanismo de resorte deslizante de tres capas

Fuente: (Arata, y otros, 2013).

Como se ha visto existen varios prototipos con diferentes mecanismos para rehabilitación de la mano, si bien no se puede decir que sistema es el mejor se puede concluir que los sistemas robotizados son una alternativa viable para la recuperación de los movimientos de la mano.

CAPÍTULO 2

HARDWARE Y SISTEMA DE CONTROL.

2.1. Amplificador instrumental

Para la primera etapa del acondicionamiento de la señal EMG, que es la de pre amplificación, se utilizará un amplificador instrumental. Este tipo de amplificador tiene como propósito principal medir pequeños voltajes de señales diferenciales, las características esenciales que poseen son: una alta impedancia de entrada, un alto rechazo en modo común y una baja impedancia de salida. (Floyd, 2008).

El amplificador de instrumentación está compuesto internamente por tres amplificadores operacionales y varias resistencias como se muestra en la figura 2.1. Los amplificadores A1 y A2 están conectados de forma no inversora, obteniendo una alta impedancia de entrada y una alta ganancia de voltaje. El amplificador A3 se utiliza como amplificador diferencial de ganancia unitaria.

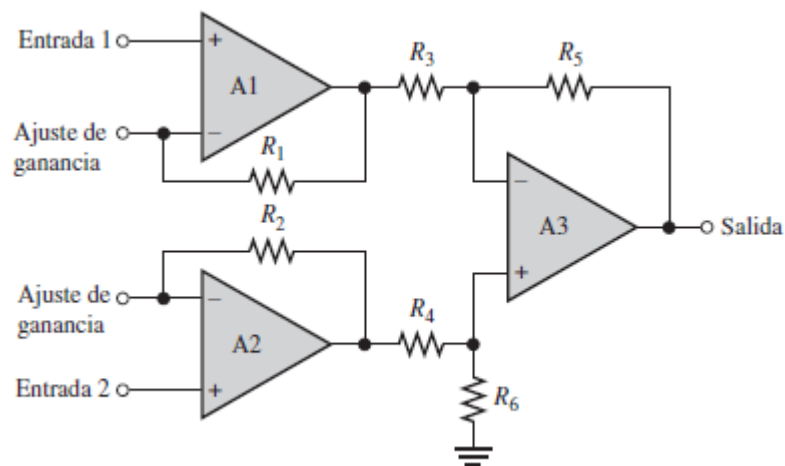


Figura 2.1. Amplificador instrumental.

Fuente: (Floyd, 2008)

Para la realización de este proyecto se utilizará el amplificador instrumental INA128 de la compañía Texas Instruments. En la figura 2.2 se muestra la configuración de este integrado y los terminales que posee. En los terminales 2 y 3 se conectarán los electrodos, entre los terminales 1 y 8 se conectará la resistencia R_G , los terminales 4 y 7 son los de alimentación a estos se conectan los voltajes de -5V y 5V respectivamente, el terminal 6 es la salida del amplificador y por último el terminal 5 es de referencia por lo que se conectará a tierra.

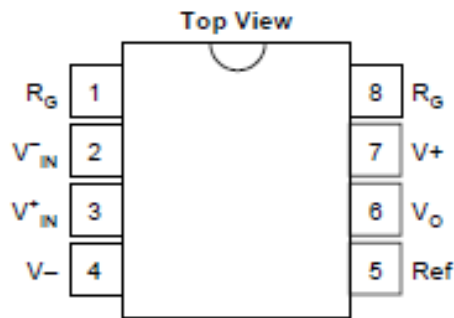


Figura 2.2. INA128.

Fuente: <http://www.chinaicmart.com/series-INA/INA128.html>.

Según la hoja de datos del fabricante la ganancia en voltaje del amplificador instrumental se calcula por la ecuación 1:

$$A_v = 1 + \frac{50.000\Omega}{R_G} \quad [\text{Ecuación 1}]$$

Donde R_G es el valor de la resistencia externa que se conectará en los terminales 1 y 8 del integrado. En este caso como se utilizara una ganancia de 20 se puede calcular el valor de R_G , por lo tanto se obtiene:

$$R_G = \frac{50.000\Omega}{A_v - 1} = \frac{50.000\Omega}{19} = 2.631,58\Omega$$

El valor de resistencia comercial que se consiguió es de 2.700Ω . Con lo que la ganancia es de:

$$A_v = 1 + \frac{50.000\Omega}{2.700\Omega} = 19,52$$

2.2. Filtros activos

Los filtros activos están compuestos por transistores o amplificadores operacionales en combinación con arreglos de resistencias y condensadores. Estos están diseñados para dejar pasar una banda de frecuencias específicas, mientras que se atenúan todas las señales que están fuera de esta banda. A esta propiedad se la conoce como selectividad. Existen cuatro tipos de filtros: pasa bajo, pasa alto, pasa banda y elimina banda (Coughlin & Driscoll) (Floyd, 2008).

2.2.1. Filtro pasa bajo

Un filtro pasa bajo de primer orden está formado por una resistencia y un capacitor, como se muestra en la parte izquierda de figura 2.3. Mientras que en la parte derecha de la misma se observa la respuesta del filtro, que es la relación del voltaje de salida en función de la frecuencia. Como se puede ver este filtro deja pasar las señales que tienen una frecuencia menor a la frecuencia de corte, y atenúa las señales que poseen una mayor frecuencia. Este circuito posee una frecuencia de corte que viene dada por la ecuación 2 y presenta una ganancia en voltaje que se calcula mediante la ecuación 3.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad [\text{Ecuación 2}]$$

$$A_v = 1 + \frac{R_F}{R_G} \quad [\text{Ecuación 3}]$$

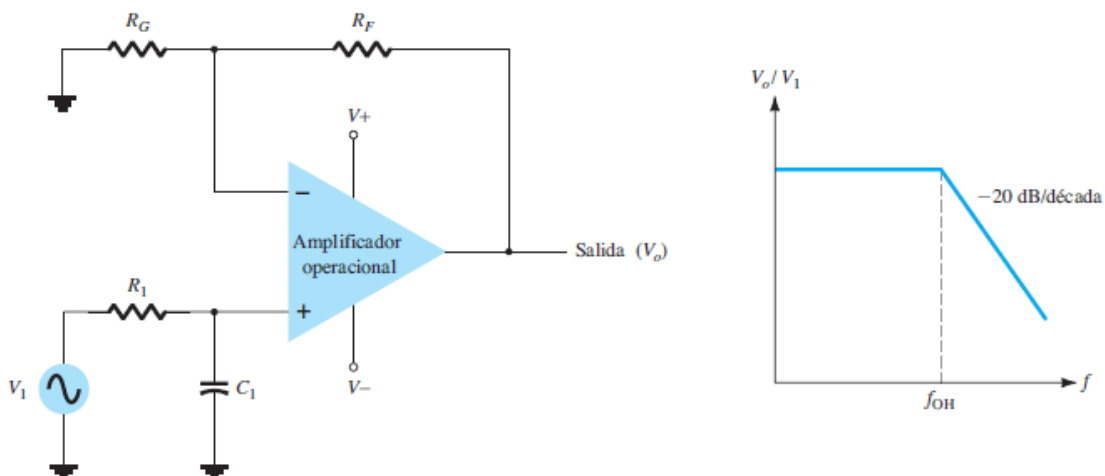


Figura 2.3. Filtro activo pasa bajo de primer orden.

Fuente: (Boylestad & Nashelsky, 2009)

2.2.2. Filtro pasa alto

Un filtro pasa alto de primer orden está formado por una resistencia y un capacitor, como se muestra en la parte izquierda de figura 2.4. Mientras que en la parte derecha de la misma se observa la respuesta del filtro, que es la relación del voltaje de salida en función de la frecuencia. Como se puede ver este filtro deja pasar las señales que tienen una frecuencia mayor a la frecuencia de corte, y atenúa las señales que poseen una menor frecuencia. Este circuito posee una frecuencia de corte que viene dada por la ecuación 2 y presenta una ganancia en voltaje que se calcula mediante la ecuación 3.

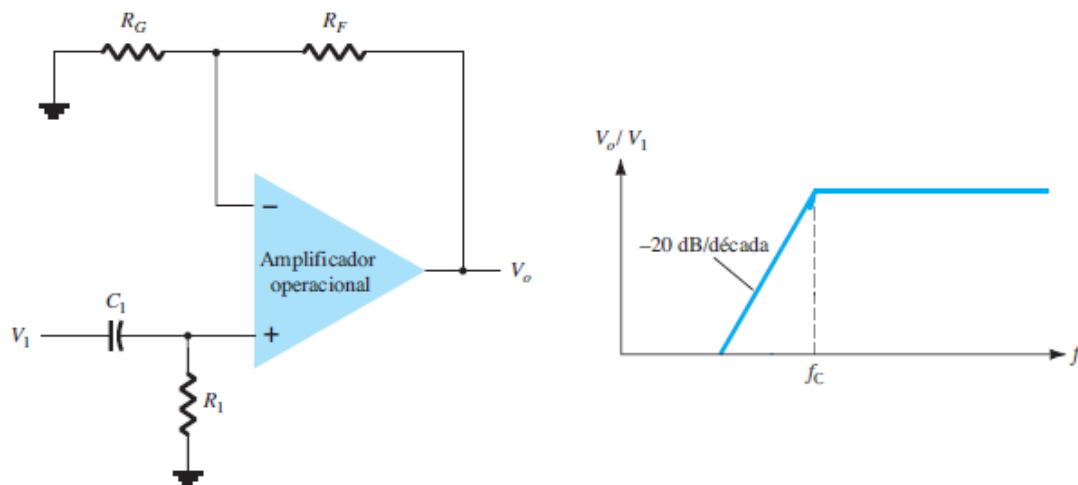


Figura 2.4. Filtro activo pasa alto de primer orden.

Fuente: (Boylestad & Nashelsky, 2009)

2.2.3. Filtro pasa banda

Un filtro pasa banda está formado por un filtro pasa alto y un filtro pasa bajo, en ese orden (Boylestad & Nashelsky, 2009). Por lo que este filtro consta de dos frecuencias de corte f_{c1} y f_{c2} , la primera corresponde al filtro pasa alto que elimina todas las frecuencias menores y la segunda corresponde al filtro pasa bajo que elimina las frecuencias superiores. Obteniendo así las señales cuyas frecuencias se encuentran dentro del rango de las frecuencias de corte. En la siguiente figura se ilustra la respuesta del filtro pasa banda, donde f_0 es la frecuencia central.

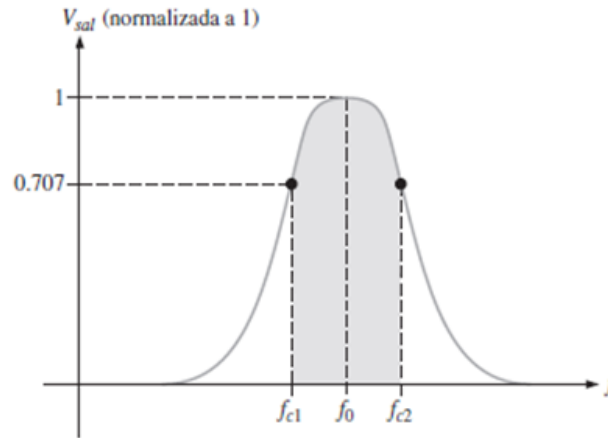


Figura 2.5. Respuesta filtro pasa banda.

Fuente: (Floyd, 2008).

2.2.4. Filtro elimina banda

También llamado filtro notch, este filtro realiza la operación contraria a la del filtro pasa banda. Es decir que, las frecuencias que están dentro de un cierto ancho de banda se atenuarán y las demás frecuencias si podrán pasar. En la figura 2.6 se puede observar la respuesta de este filtro, mientras que en la figura 2.7 se ilustra la composición del circuito.

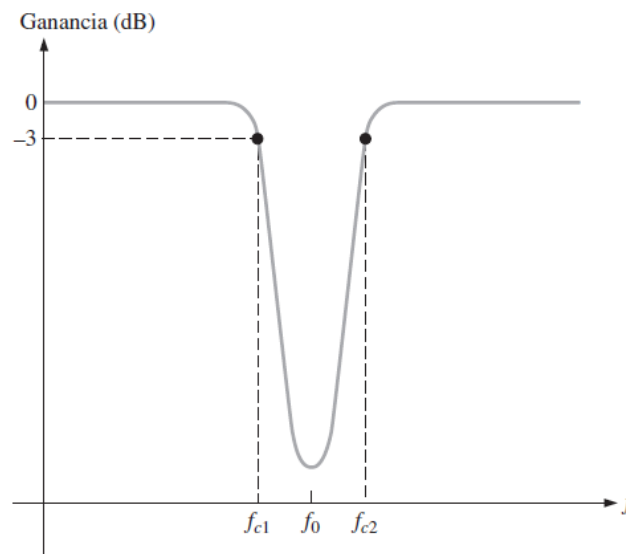


Figura 2.6. Respuesta filtro notch.

Fuente: (Floyd, 2008)

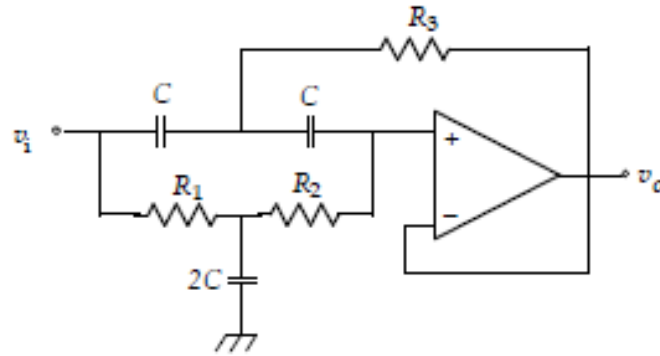


Figura 2.7. Filtro notch.

Fuente: (Huircan, 2012)

Para poder realizar los cálculos de este circuito se debe que tomar algunas condiciones iniciales como $R_3 = R_1 \parallel R_2$. El valor de la frecuencia central se obtiene partiendo de la ecuación 4:

$$W_0^2 = \frac{1}{R_1 R_2 C^2} \quad [\text{Ecuación 4}]$$

2.2.5. Cálculos filtro pasa banda

Para realizar el diseño de un filtro pasa banda se harán los cálculos para los filtros pasa alto y pasa bajo. En ambos casos se parte de la siguiente ecuación donde: f_c es la frecuencia de corte en Hz, R es el valor de la resistencia en ohmios y C es el valor del capacitor en faradios.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad [\text{Ecuación 2}]$$

Ahora se asigna un valor de C que sea un valor comercial y como se conoce el valor f_c , ya se puede calcular R despejando de la ecuación 1. Obteniendo así la siguiente ecuación.

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C} \quad [\text{Ecuación 5}]$$

Para el filtro pasa alto se utilizará un condensador electrolítico de $0,1\mu\text{F}$ y una frecuencia de corte igual a 50 Hz, reemplazando en la ecuación 2 se obtiene:

$$R = 31.830,98 \, \Omega$$

El valor de resistencia comercial que se consiguió es de 33.000 Ω , por lo que reemplazando este valor junto con el valor del capacitor en la ecuación 1 se tiene el valor de la frecuencia de corte real del filtro.

$$f_c = 48,22 \text{ Hz}$$

En el caso del filtro pasa bajo se realizan exactamente los mismos pasos, el valor del condensador cerámico será de 100nF y una frecuencia de corte de 120Hz, obteniendo así el valor de R .

$$R = 13.262,91 \Omega$$

El valor comercial que se utilizara es de 15.000 Ω por lo que nuestra nueva frecuencia de corte será:

$$f_c = 106,10 \text{ Hz}$$

Cabe aclarar que ambos filtros el valor de ganancia en voltaje es igual a uno ya que los amplificadores operacionales se conectaran como seguidores de tensión.

2.2.6. Cálculos filtro notch

Para realizar los cálculos se debe de tomar en cuenta que las ecuaciones están en función de la frecuencia central y no de las frecuencias de corte como en los otros filtros. Además, se harán algunas consideraciones iniciales para simplificar las operaciones. La primera consideración es que $R_1 = R_2 = R$, la segunda es que se asigna un valor de C igual a 100nF y la última es que la frecuencia central será 60 Hz. Esto con el objetivo de eliminar el ruido proveniente del ambiente.

Partiendo de la ecuación 4 y reemplazando la igualdad se tiene que:

$$W_0^2 = \frac{1}{R^2 C^2}$$

Si se extrae la raíz cuadrada de ambos términos de la ecuación se tiene:

$$W_0 = \frac{1}{RC}$$

Ahora se sabe que:

$$W_0 = 2\pi f_c$$

Sustituyendo y despejando f_c en la ecuación anterior da como resultado:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad [\text{Ecuación 6}]$$

Despejando R y reemplazando por los valores de las condiciones iniciales, se puede calcular el valor de R :

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C} = \frac{1}{2\pi * 60 \text{ Hz} * 100 \times 10^{-9} \text{ F}} = 26.525,82 \, \Omega$$

Por lo tanto el valor de $R_3 = 13.262,91 \, \Omega$

Los valores de resistencias comerciales que se consiguieron son $R = 27.000 \, \Omega$ y $R_3 = 12.000 \, \Omega$.

Con estos valores reemplazando en la ecuación 5 se tiene la frecuencia central real del circuito.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi * 27.000 \, \Omega * 100 \times 10^{-9} \text{ F}} = 58,94 \text{ Hz}$$

2.3. Amplificación

La última etapa del acondicionamiento de la señal esta la amplificación, por lo que se necesita un amplificador operacional. Ya que uno de los usos de un amplificador es proporcionar cambios de voltaje, tanto en la amplitud como en la polaridad. (Boylestad & Nashelsky, 2009)

Para este trabajo se utilizará un amplificador no inversor, cuyo circuito se muestra en la figura 2.8, este circuito posee una ganancia en voltaje igual a:

$$A_V = 1 + \frac{R_f}{R_1} \quad [\text{Ecuación 7}]$$

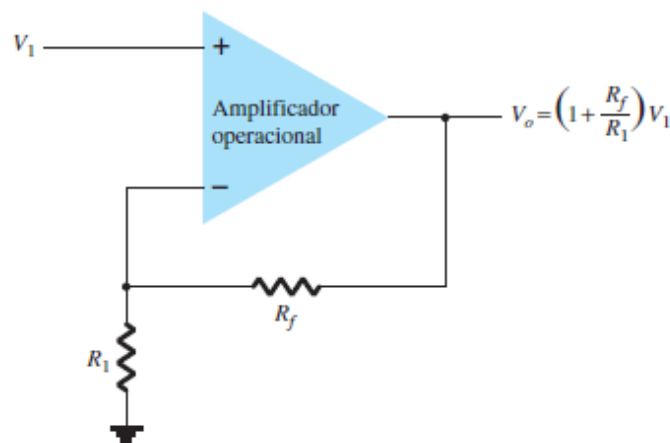


Figura 2.8. Amplificador no inversor.

Fuente: (Boylestad & Nashelsky, 2009)

Con el fin de poder calibrar esta ganancia la resistencia R_f se sustituirá por un *trimmer* de 500.000Ω y R_l tendrá un valor de 330Ω . Así el valor de ganancia del circuito dependerá del valor del *trimmer*. El máximo valor de ganancia que alcanzará el circuito será cuando el *trimmer* tenga un valor cercano a los 500.000Ω , y el mínimo valor será cuando el *trimmer* tenga un valor próximo a cero. Sustituyendo estos valores en la fórmula de la ganancia descrita anteriormente se puede calcular la máxima y mínima ganancia.

Ganancia máxima con $R_f = 500.000\Omega$:

$$A_v = 1 + \frac{500.000\Omega}{330\Omega} = 1.516$$

Ganancia mínima con $R_f = 0$:

$$A_v = 1 + \frac{0\Omega}{330\Omega} = 1$$

2.4. Simulación

Una vez terminado los cálculos necesarios para el diseño de los circuitos se realizó la simulación con el fin de poder observar y analizar cómo podrían comportarse los circuitos. El programa que se utilizó fue Multisim, ya que este permite realizar análisis y obtener graficas de los diferentes parámetros presentes en los circuitos electrónicos. Este *software* fue desarrollado por la empresa National Instruments y el único inconveniente es el costo que tiene ya que no es un *software* libre.

El primer circuito que se analizará es el filtro pasa banda, en la figura 2.9 se muestra el filtro pasa banda con los valores de los componentes calculados anteriormente. Si se observa la respuesta en frecuencia de este filtro, en la figura 2.10, se llega a la conclusión de que el circuito tiene un funcionamiento correcto. Ya que la magnitud de las frecuencias mayores a 150 Hz y menores que 50 Hz están próximas a cero, también se nota una leve atenuación de la señal entre las frecuencias de corte, pero no representan una pérdida significativa de la señal.

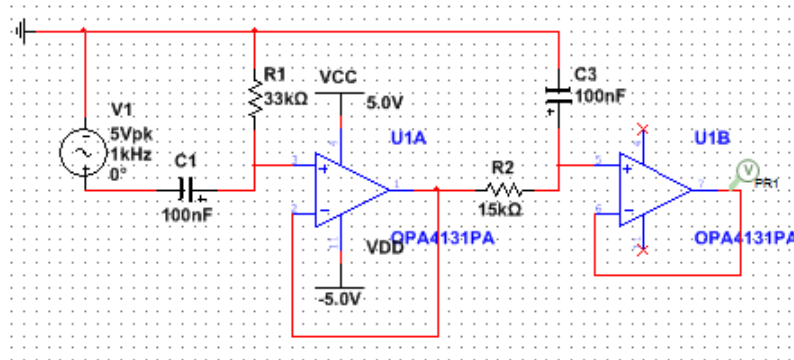


Figura 2.9. Simulación circuito pasa banda.

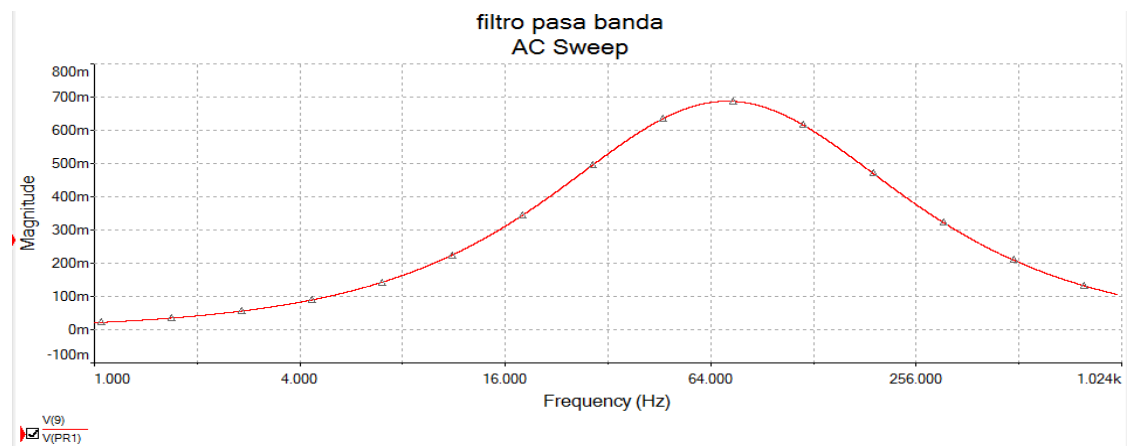


Figura 2.10. Respuesta en frecuencia del filtro pasa banda.

El siguiente circuito que se simuló fue el filtro notch o elimina banda, en las figuras 2.11 y 2.12 se ilustra los resultados obtenidos en la simulación. Como se observa en la figura 2.12 las frecuencias que se están atenuando son las frecuencias próximas a 60 Hz

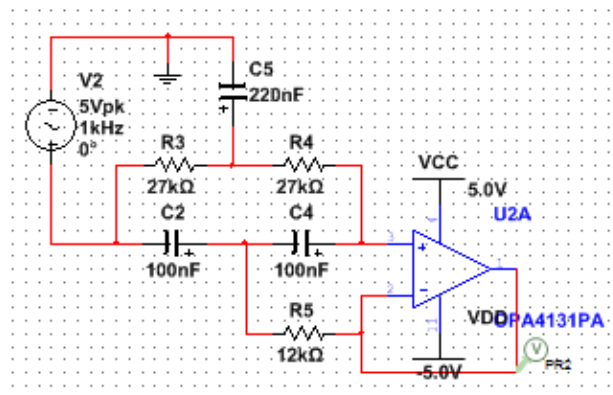


Figura 2.11. Simulación circuito notch.

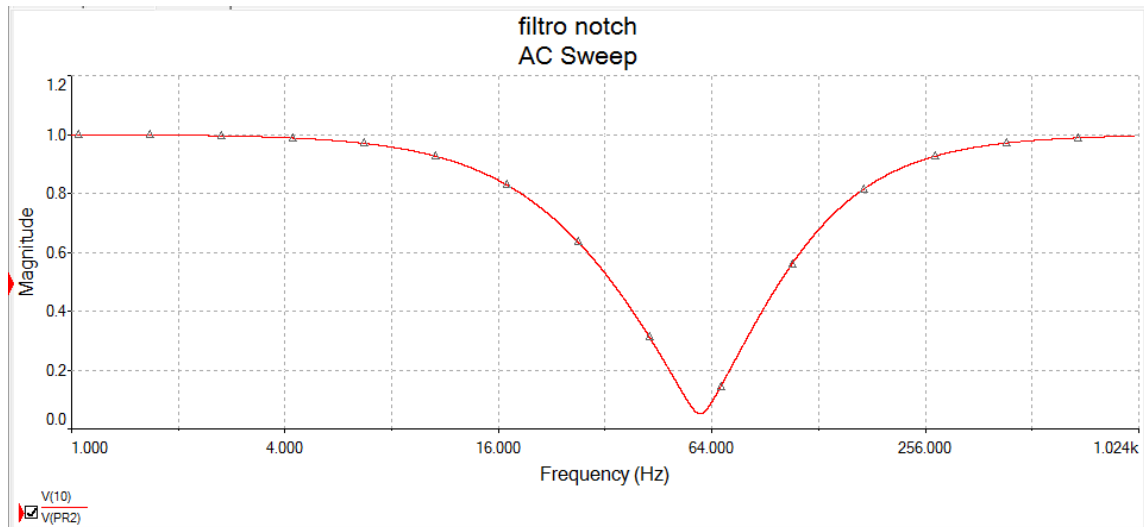


Figura 2.12. Respuesta en frecuencia del filtro notch.

Otro análisis que se realizó fue la respuesta de los dos filtros conectados en serie, es decir, la salida del filtro pasa banda se conecta a la entrada del filtro notch y se procede a realizar la simulación con respecto a la salida de este último filtro. En la figura 2.13 se la respuesta en frecuencia de los filtros juntos, como se observa las frecuencias menores a 60 Hz se atenúan más que las frecuencias superiores a 60 Hz. También se puede observar que la señal se atenúa en un 50 %.

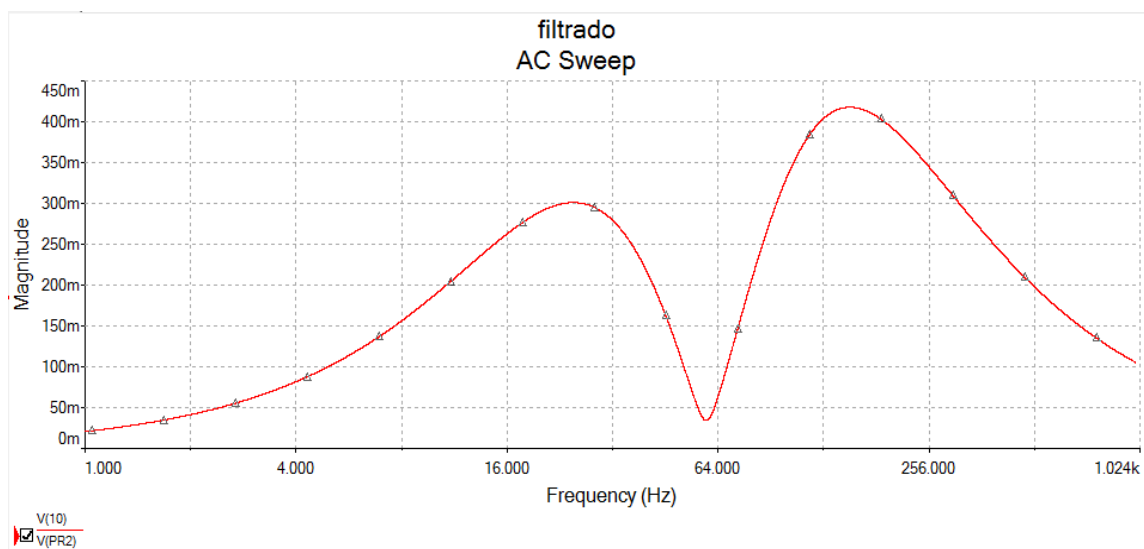


Figura 2.13. Respuesta en frecuencia del filtro completo.

El último circuito que se simuló fue el de pre amplificación con el integrado INA128, en la figura 2.14 se ilustra el circuito con los componentes calculados previamente. En este circuito se analizará la respuesta en voltaje, es decir como varía el voltaje de salida en función del voltaje de entrada. Se recuerda que los cálculos se realizaron para obtener una ganancia de 20, esto quiere decir que el voltaje de salida debe ser 20 veces el voltaje de entrada. En la figura 2.15 se observa que el voltaje de salida varía de forma lineal, también se puede ver que el voltaje de entrada está en una escala de mV (mili voltios) y el de salida está en voltios, por lo que se puede decir que el circuito sí está amplificando. Otro de los parámetros que se puede observar es que el máximo voltaje de salida es de 4,5 voltios esto se debe a que el integrado no puede generar un voltaje mayor al voltaje en sus pines de alimentación, y como se está aplicando un voltaje de 5 y -5 V el voltaje de salida no puede exceder estos niveles de tensión.

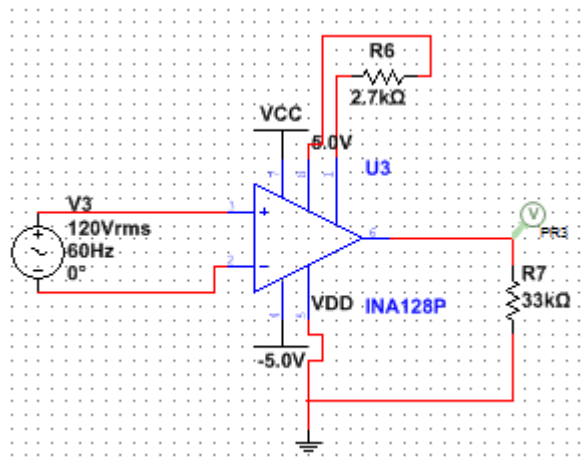


Figura 2.14. Simulación circuito INA128.

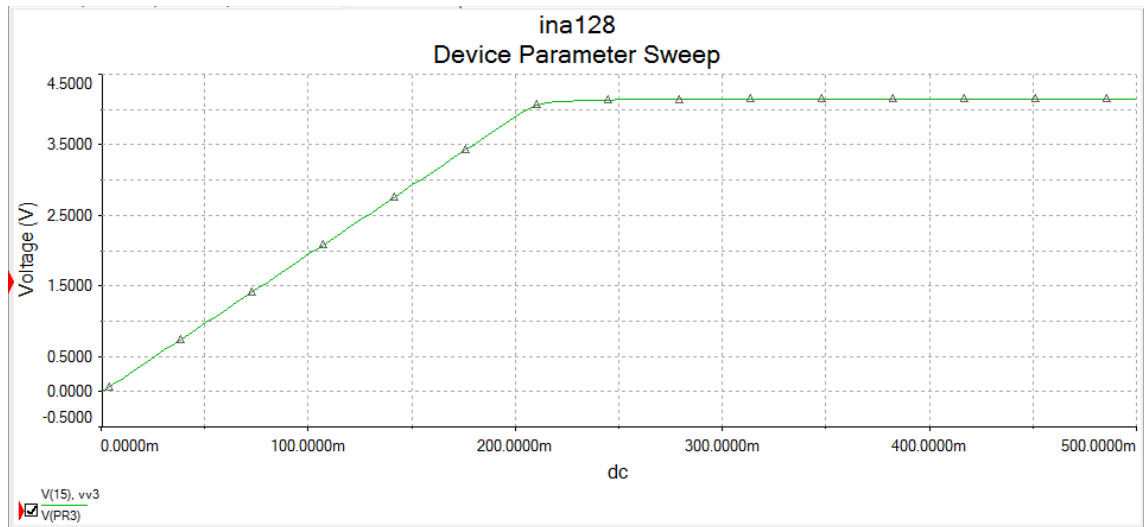


Figura 2.15. Respuesta en voltaje del circuito INA128.

2.5. Motor

Como el objetivo de este equipo es lograr un desplazamiento en forma horizontal para poder tensar los dedos de la mano del paciente, el actuador escogido es un motor lineal tipo servo. Ya que un motor lineal es una máquina impulsadora cuya fuerza de accionamiento es lineal y no circular como en los demás motores eléctricos (Gaviria, 2013).

El actuador que se utilizará es un servo que pertenece a la serie L12-R de la marca Firgelli. Este motor está disponible en tres longitudes de carrera: 30mm, 50mm o 100mm, junto con tres combinaciones de fuerza/velocidad. En la figura 2.16 se muestran los diferentes modelos de actuadores.

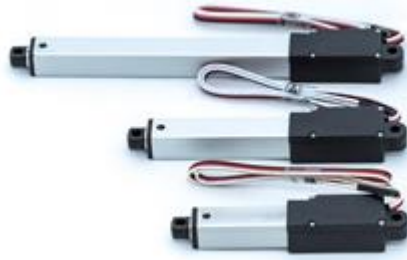


Figura 2.16. Actuador L12-R Firgelli

Fuente: (http://www.firgelli.com/L12_R_Linear_Servo_For_Radio_Control_p/l12-r.htm)

2.5.1. Características motor L12-R

En este caso se utilizará el actuador de 30mm de recorrido. El actuador L12 está diseñado para mover cargas de empuje y de tracción a lo largo de su longitud de carrera, con una velocidad máxima sin carga de 5 mm/s. Cuando se desconecta la alimentación, el actuador deja de moverse y mantiene su posición a menos que la carga aplicada exceda la fuerza de retroceso (Backdrive Force), y esta es de 150 N. Otra de las características por las que se decidió ocupar este actuador es por su bajo peso, ya que este apenas llega a los 37 gramos. En cuanto a la alimentación este trabaja de 5 a 6 V con una corriente de 450 mA. Todos estos datos y algunos más están detallados en la hoja de datos (datasheet) provista por el fabricante (Firgelli Technologies, 2015).

2.5.2. Control

El actuador L12-R funcionará en lugar de un servo normal, pero con la ventaja añadida de proporcionar un movimiento lineal, independientemente de cómo se controle ya sea con un receptor RC, una placa Arduino, o un micro-controlador VEX.

Un servo normal funciona mediante una señal PWM (modulación por ancho de pulso por sus siglas en inglés). Este consiste en generar una onda cuadrada en la que varía el tiempo que el pulso está en alto, mientras que el periodo es el mismo. Si el tiempo del pulso es de 1,25 ms el actuador se retrae completamente y si la señal es de 1,75 ms el actuador se extiende completamente, en la figura 2.17 se muestra las formas de onda de

la señal PWM para generar el movimiento del actuador. La relación lineal entre la señal de entrada y la consigna de posición se determina por la ecuación 8, donde I es el ancho de pulso de entrada (ms), P es la posición de la carrera del actuador deseada (mm) y S es la longitud de la carrera completa del modelo de actuador (mm) (Firgelli Technologies, 2015).

$$I = 1,25 + \frac{0,5P}{S} \quad [\text{Ecuación 8}]$$

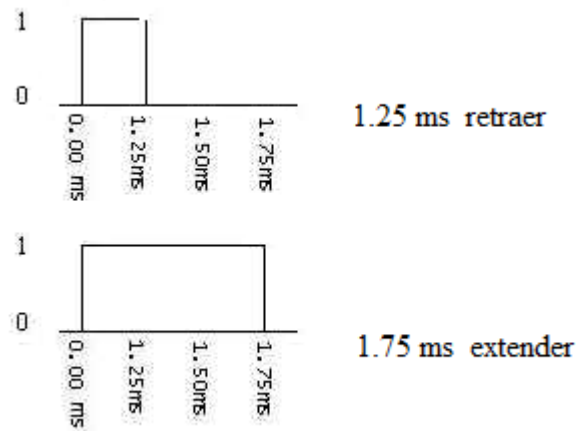


Figura 2.17. Señales PWM.

Fuente:(http://platea.pntic.mec.es/vgonzale/cyr_0204/ctrl_rob/robotica/sistema/motores_servo.htm).

Cabe aclarar que se utilizara un Arduino micro para generar la señal PWM, ya que este posee librerías que facilitarán el control del actuador.

2.6. Sistema de control

Como ya se mencionó se utilizará un microcontrolador de la marca Arduino, tanto para la adquisición de la señal EMG como para el control del motor, a continuación, una breve descripción del equipo detallando sus características principales.

2.6.1. Arduino micro

El Arduino micro es una placa electrónica basada en el microcontrolador ATmega32U4. Cuenta con 20 pines digitales de entrada o salida, de los cuales 7 se pueden utilizar como salidas PWM y 12 como entradas analógicas. Además, tiene incorporado un oscilador de

cristal de 16MHz, un puerto micro USB y un botón de reinicio. En la siguiente imagen se puede observar la disposición de los pines de la tarjeta.

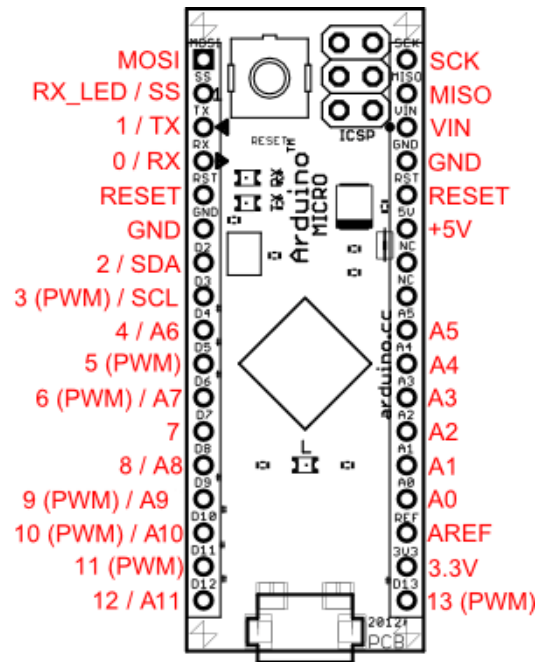


Figura 2.18. Pines del Arduino Micro.

Fuente: https://www.arduino.cc/en/uploads/Main/ArduinoMicro_Pinout3.png

El Micro puede ser alimentado a través de la conexión micro USB o con una fuente de alimentación externa. La fuente de alimentación externa puede proceder de una fuente de alimentación o batería de CC. Los cables desde una batería o fuente de alimentación de CC pueden conectarse a los pines GND y Vin.

La tarjeta puede funcionar con un suministro externo de 6 a 20 voltios. Si se suministra con menos de 7V, sin embargo, si se utiliza menos de 5V la placa se puede volver inestable. Si se utiliza más de 12 V, el regulador de voltaje se puede sobrecalentar y dañar la placa. El rango recomendado es de 7 a 12 voltios. Además, posee otro regulador que suministra un voltaje de 3,3 voltios con un consumo de corriente máximo de 50 mA. En la tabla 2.1 se detallan algunas de las especificaciones técnicas de la tarjeta.

Tabla 2.1. Especificaciones Técnicas Arduino.

Microcontrolador	ATmega32U4
Tensión de funcionamiento	5V
Voltaje de entrada (recomendado)	7-12V
Voltaje de entrada (límite)	6-20V
E / S digitales	20
Canales PWM	7
Canales de entrada analógicos	12
Corriente DC por canal E/S	20 mA
Corriente DC para 3.3V	50 mA
Memoria Flash (ATmega32U4)	32 KB
Velocidad de reloj	16 MHz
Longitud	48 mm
Ancho	18 mm
Peso	13 g

Fuente: (Arduino, 2016)

Para programar este microcontrolador se utilizará el *software* de Arduino (IDE), ya que este es un programa de código libre, es decir que no tiene costo alguno y se puede descargar de la página *web* de Arduino.

2.6.2. Diagrama de flujo

En la figura 2.19 se muestra el diagrama de flujo sobre el programa que se utilizará en el microcontrolador.

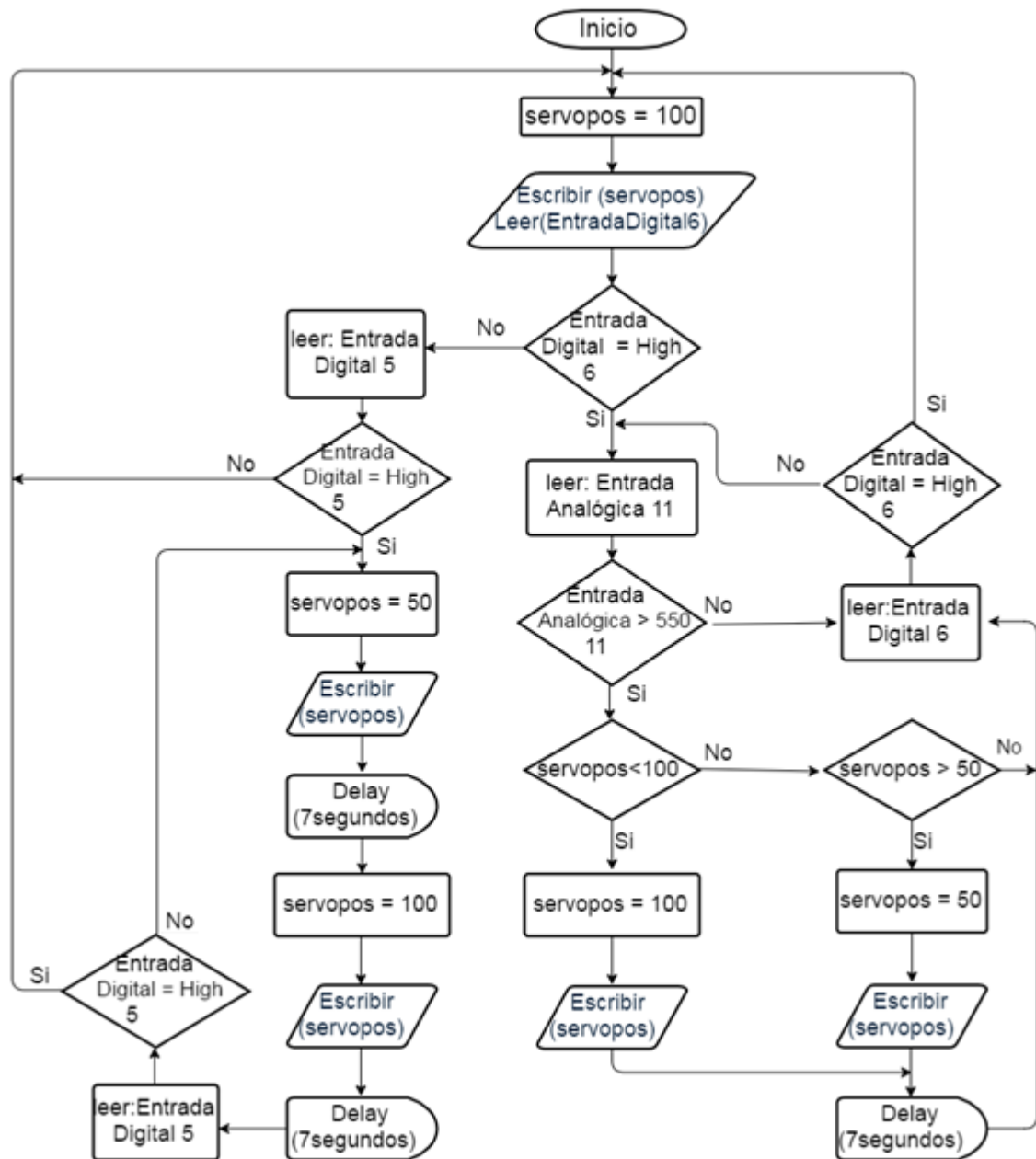


Figura 2.19. Diagrama de flujo.

2.6.3. Programa

Como se observa en el diagrama de flujo el equipo tendrá dos modos de funcionamiento: activación automática y activación por señal EMG. Lo primero que se debe hacer en el programa es inicializar las variables, en este caso se utilizará las siguientes variables: servopos, variable que contendrá la posición del servo (50 para retraer el servo y 100 para extender el servo); valEMG, variable que contiene el valor de la señal adquirida

(puede estar entre 0 y 1024); emg, selecciona el pin analógico para la adquisición de la señal EMG (entrada analógica 11); var1 y var2, para poder escoger entre los dos modos de activación. En la figura 2.20 se muestra el código utilizado para inicializar las variables. Además, se debe incluir las librerías para poder controlar al servomotor.

```
//Variables
int servopos=100; //Variable que contendra la posicion del servo
int valeMG = 0; // variable que contendra el valor de la señal adquirida
int emg = A11; //selecciona pin de entrada para adquisicion señal EMG
int var1 = 0;
int var2 = 0;
//Declaraciones
#include <Servo.h> //Incluimos la libreria de Servo
Servo servo1; //Definimos que el servo se llamara miservo
```

Figura 2.20. Código para inicializar las variables.

Luego se tiene que configurar los diferentes pines que se utilizarán. El pin 13 se utilizará como salida para la señal PWM, por lo tanto, a este pin se le conectará el servomotor. Los pines digitales 5 y 6 se configurarán como entradas, ya que a estos se conectarán los pulsantes para iniciar y salir del programa. Los pines 7 y 8 se configurarán como salidas ya que se utilizarán como indicadores, por lo que a estos se les conectarán los *LEDs*. Después se coloca el servo en la posición inicial. En la figura 2.21 se ilustra el código utilizado.

```
void setup() {
//Configuración
servo1.attach(13); //Servo en patilla 13
pinMode(5, INPUT); //Botón para detener del programa
pinMode(6, INPUT); //Boton para iniciar el programa
pinMode(7, OUTPUT); //Indicador programa apagado
pinMode(8, OUTPUT); //Indicador programa encendido
//Colocar el servo en una posición inicial
servo1.write(100);
}
```

Figura 2.21. Código para configuración pines.

Por último, se tiene las diferentes sentencias que se necesitaran para que el programa funcione, según las condiciones del diagrama de flujo. En la figura 2.22 se muestra el código utilizado para el control del servo.

```

void loop() {
  // Rutina
  digitalWrite(7, HIGH);
  digitalWrite(8, HIGH);
  var1 = 0;
  var2 = 0;
  servol.write(100);
  // Verificamos si los botones están pulsados
  if(digitalRead(6)==HIGH){
    digitalWrite(8, HIGH);
    digitalWrite(7, LOW);
    do{
      valEMG = analogRead (emg); //Lee el valor de la señal EMG
      if(valEMG > 550){
        if(servopos > 50){
          servopos = 50;
          servol.write(servopos); //Extiende el servo
          delay(7000); //Retraso de 7 segundos
        }
        else if(servopos < 100){
          servopos = 100;
          servol.write(servopos); //Retrae el servo
          delay(7000); //Retraso de 7 segundos
        }
      }
    }while(var1 == 0);
  }
  if(digitalRead(5)==HIGH){
    digitalWrite(7, HIGH);
    digitalWrite(8, LOW);
    do{
      servol.write(50);
      delay(7000);
      servol.write(100);
      delay(7000);
      if(digitalRead(5)==HIGH){
        var2 = 100;
        digitalWrite(7, LOW);
        delay(500);
      }
    }while(var2 == 0);
  }
}

```

Figura 2.22. Código control servo.

CAPÍTULO 3

DISEÑO MECÁNICO.

En este capítulo se incluirá una descripción de la anatomía de la mano, como por ejemplo los músculos, articulaciones y huesos que la componen. Además de los movimientos que realiza la mano, es decir la biomecánica de esta extremidad. Ya que es necesario conocer ciertos aspectos de la anatomía de la mano, para poder diseñar el equipo. Posteriormente se incluirá los planos de las diferentes piezas que se utilizaron para la construcción del equipo. Y por último una breve ilustración con los pasos a seguir para realizar el ensamblaje de las piezas mecánicas.

3.1. Anatomía de la mano

3.1.1. Huesos

Los huesos de la mano los se puede agrupar en tres grupos óseos que son: el carpo (huesos carpianos), el metacarpo (huesos metacarpianos) y las falanges 3.

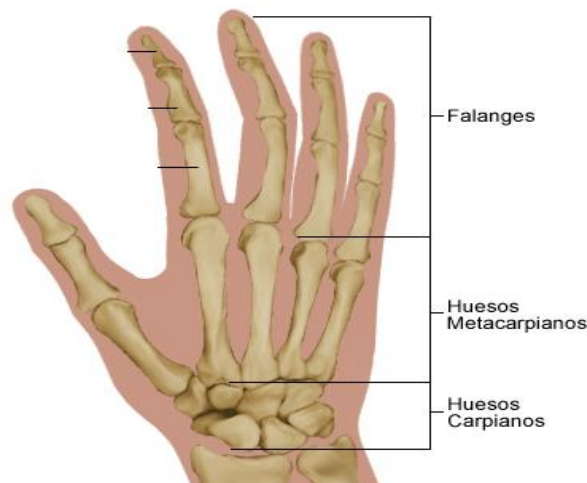


Figura 3.1. Huesos de la mano.

Fuente: (The University of Chicago Medical Center, 2015)

El carpo está formado por ocho huesos dispuestos en dos filas que componen la muñeca. En la fila superior están los huesos escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme. En la fila inferior están Trapecio, trapezoide, grande y ganchoso.

El metacarpo forma el esqueleto de la palma y el dorso de la mano y aquí se encuentran cinco huesos llamados metacarpianos.

Los dedos están formados por tres falanges a excepción del pulgar que tiene solo dos. Los nombres de las falanges son: proximal o 1ª falange, media o 2ª falange y distal o 3ª falange (Rouviere & Delmas, 2005).

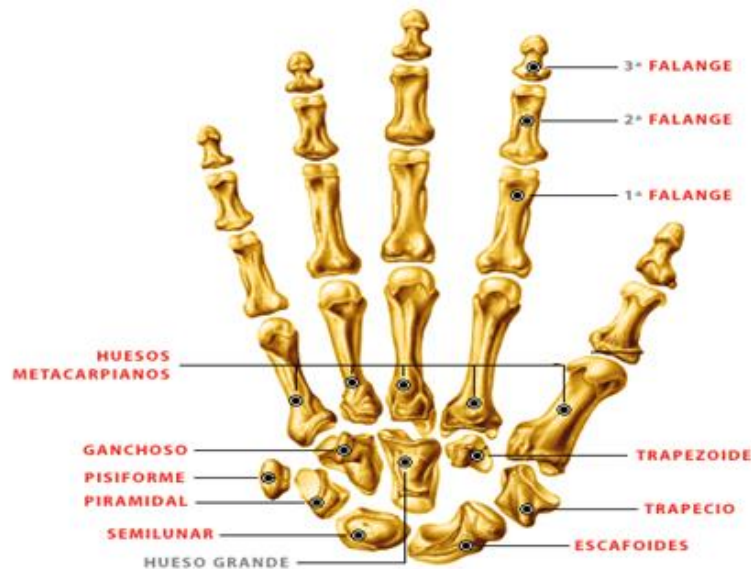


Figura 3.2. Huesos de la mano.

Fuente: (<http://fisiostar.com/wp-content/uploads/2011/05/Nombre-de-los-Huesos-de-la-Mano.gif>)

3.1.2. Músculos de la mano

Los músculos de la mano se dividen en tres grupos: un grupo medio, un grupo lateral y un grupo medial. En el primer grupo se encuentran los músculos lumbricales y los músculos interóseos. Y este último se divide en músculos interóseos palmares y Músculos interóseos dorsales.

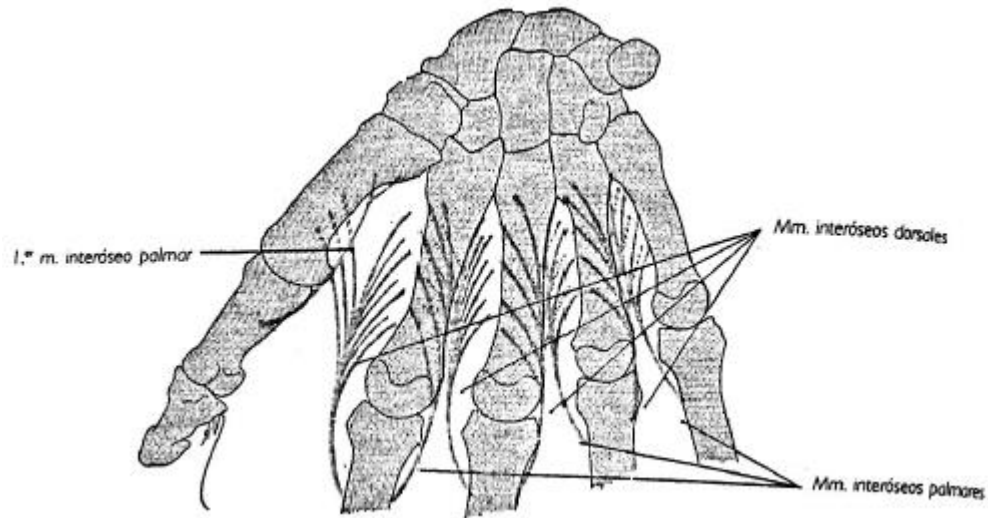


Figura 3.3. Esquema de los músculos interóseos.

Fuente: (Rouviere & Delmas, 2005)

El grupo lateral está formado por cuatro músculos situados en la parte lateral de la mano y estos son: aductor del pulgar, flexor corto del pulgar, oponente del pulgar y abductor corto del pulgar. Y el último grupo muscular de la mano también está formado por cuatro músculos. Están superpuestos, desde la profundidad hasta la superficie, en el siguiente orden: oponente del meñique, flexor corto del meñique, abductor del meñique y palmar corto (Rouviere & Delmas, 2005).

3.1.3. Movimientos de la mano

- **Movimientos de flexión y extensión de la mano:** La flexión es principalmente un movimiento de la articulación radiocarpiana y alcanza un movimiento de 50° en esta articulación y 30° en la articulación mediocarpiana. Por otro lado, para la extensión es necesario un movimiento de la articulación mediocarpiana donde alcanza los 50° y un movimiento de 30° en la articulación radiocarpiana.

Ya sean un movimiento de flexión o de extensión se hallan limitados por la tensión de los ligamentos palmares y dorsales del carpo, además de la tensión de los tendones de los músculos flexores o extensores de la mano y de los dedos (Rouviere & Delmas, 2005).

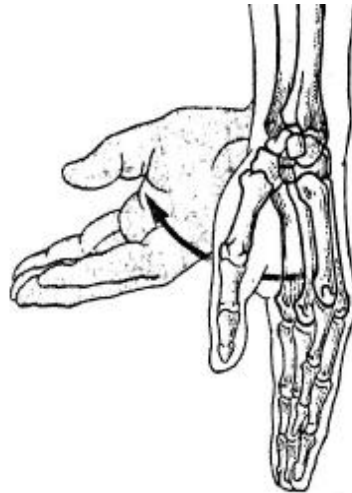


Figura 3.4. Flexión de la mano.

Fuente: (Rouviere & Delmas, 2005)

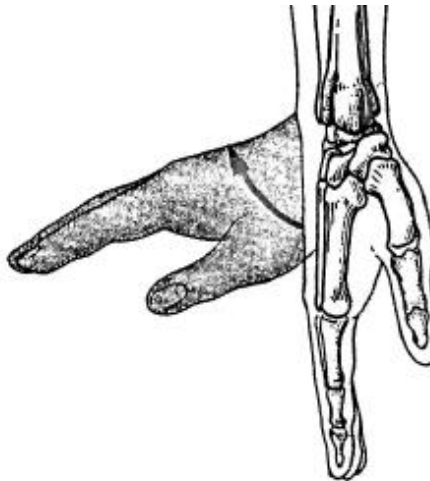


Figura 3.5. Extensión de la mano.

Fuente: (Rouviere & Delmas, 2005)

- **Movimientos de abducción radial y cubital de la mano:** En la abducción cubital pura las dos filas del carpo giran alrededor del eje anteroposterior. La amplitud del movimiento de abducción cubital es de 40° en total. La abducción cubital aproximadamente genera un movimiento de 15°, mientras que la abducción radial genera un movimiento de 25° como se muestra en las siguientes imágenes (Rouviere & Delmas, 2005).

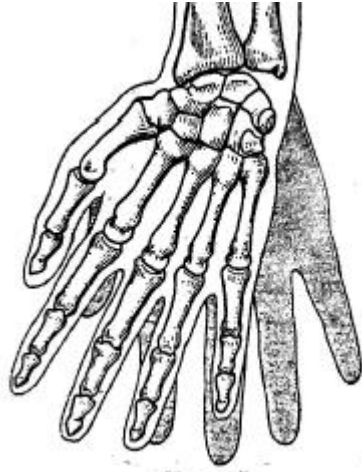


Figura 3.6. Abducción cubital de la mano.

Fuente: (Rouviere & Delmas, 2005)

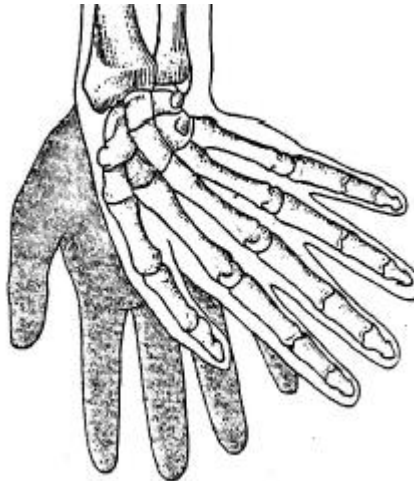


Figura 3.7. Abducción radial de la mano.

Fuente: (Rouviere & Delmas, 2005)

- **Movimientos de rotación:** La rotación de la mano está determinada por la rotación de las articulaciones radiocubitales proximal y distal. Aquí intervienen los huesos del antebrazo que proporcionan a la rotación de la mano fuerza y precisión. El radio asegura la precisión del movimiento girando alrededor del cúbito, cuando este se encuentra como eje de desplazamiento. Este movimiento posee una amplitud de 120° al girar de un extremo al otro (Rouviere & Delmas, 2005).

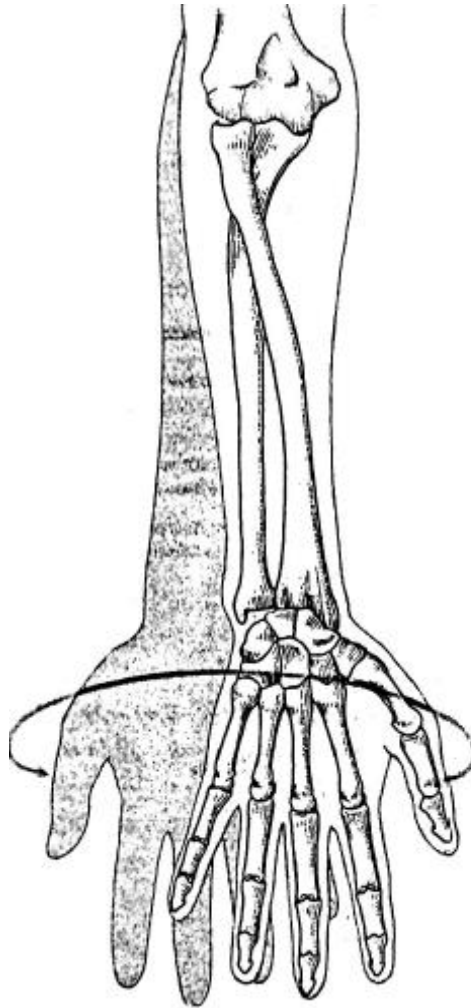


Figura 3.8. Rotación de la mano.

Fuente: (Rouviere & Delmas, 2005)

3.1.4. Movimientos de los dedos

Sin contar con los movimientos que puede realizar el dedo pulgar, los otros cuatro dedos pueden realizar los siguientes movimientos: Flexión-extensión, Abducción-aducción, y Rotación.

- **Flexión-extensión:** En la extensión el movimiento alcanza normalmente unos 30° , pero puede llegar a 90° con la ayuda de fuerzas externas. En la flexión el movimiento alcanza los 90° , por lo que el movimiento total de flexión-extensión es de 120° (Rouviere & Delmas, 2005).

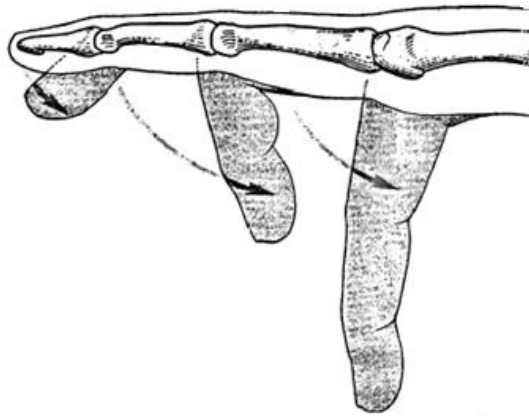


Figura 3.9. Movimiento de Flexión-extensión de los dedos.

Fuente: (Rouviere & Delmas, 2005)

- **Abducción-aducción:** El eje de la mano para estos movimientos pasa por el dedo medio. La abducción se produce cuando los dedos se alejan de este eje, mientras que la aducción los aproxima.

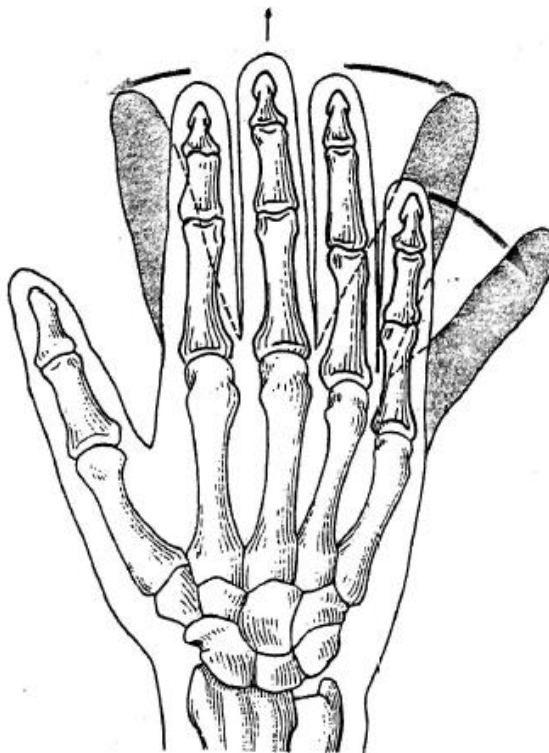


Figura 3.10. Movimiento de Abducción.

Fuente: (Rouviere & Delmas, 2005)

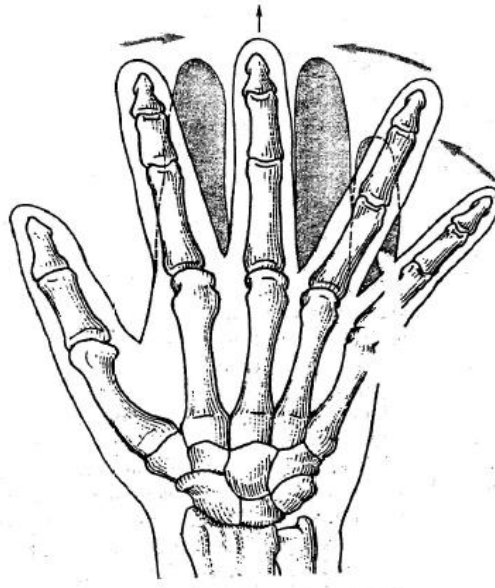


Figura 3.11. Movimiento de aducción.

Fuente: (Rouviere & Delmas, 2005)

- **Rotación:** Se considera imposible debido a la ausencia de músculos que la permitan, se puede hacer girar los dedos pasivamente de 50° a 80° alrededor de su eje (Rouviere & Delmas, 2005).

3.1.5. Movimientos dedo pulgar

Los principales movimientos que puede efectuar el dedo pulgar son cuatro: Aducción, Abducción, Flexión y Movimiento de oposición del dedo pulgar. En las siguientes imágenes se ilustra de mejor manera la trayectoria que realizan estos movimientos (Rouviere & Delmas, 2005).



Figura 3.12. Movimiento de aducción.

Fuente: (Rouviere & Delmas, 2005)



Figura 3.13. Movimiento de abducción.

Fuente: (Rouviere & Delmas, 2005)



Figura 3.14. Flexión del dedo.

Fuente: (Rouviere & Delmas, 2005)



Figura 3.15. Oposición del dedo.

Fuente: (Rouviere & Delmas, 2005)

3.2. Planos piezas mecánicas

Para elaborar los planos de las diferentes de piezas que componen el equipo se utilizó el programa inventor, ya que permite realizar dibujos en 3 dimensiones. Y de esta forma se tiene una vista más realista de como se ve el equipo terminado. En la figura 3.16 se muestran las dimensiones de la base sobre la que se fijará el actuador.

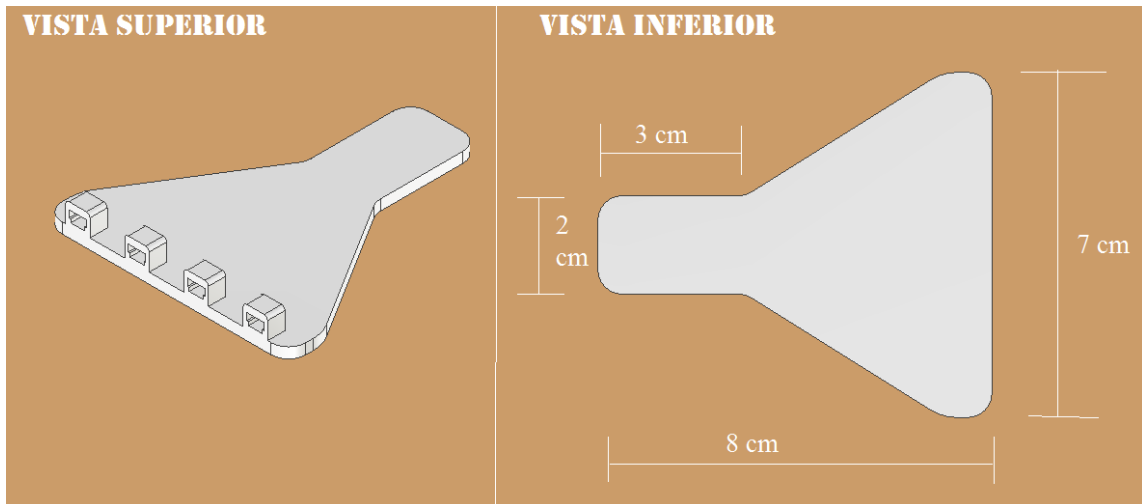


Figura 3.16. Plano de la base.

La siguiente pieza se la denomino tensor ya que esta pieza estará unida al pistón del actuador y de esta forma poder abrir la mano cuando el pistón esta retraído o cerrar la mano cuando el pistón está extendido. En la figura 3.17 se observa la forma y las dimensiones del tensor.

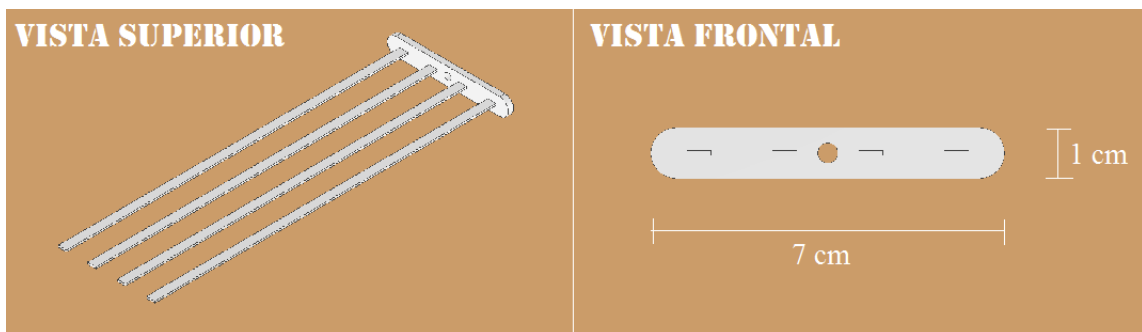


Figura 3.17. Plano del tensor.

Otras de las piezas importantes para la construcción del equipo son los diferentes anillos que servirán como guías para el tensor, en total se tiene 12 anillos que van en cada una de las falanges por lo que tendrán diferentes diámetros. En la figura 3.18 se puede

observar la forma de uno de los anillos que se ocupará, los demás anillos tendrán la misma forma lo único que varía es el diámetro.

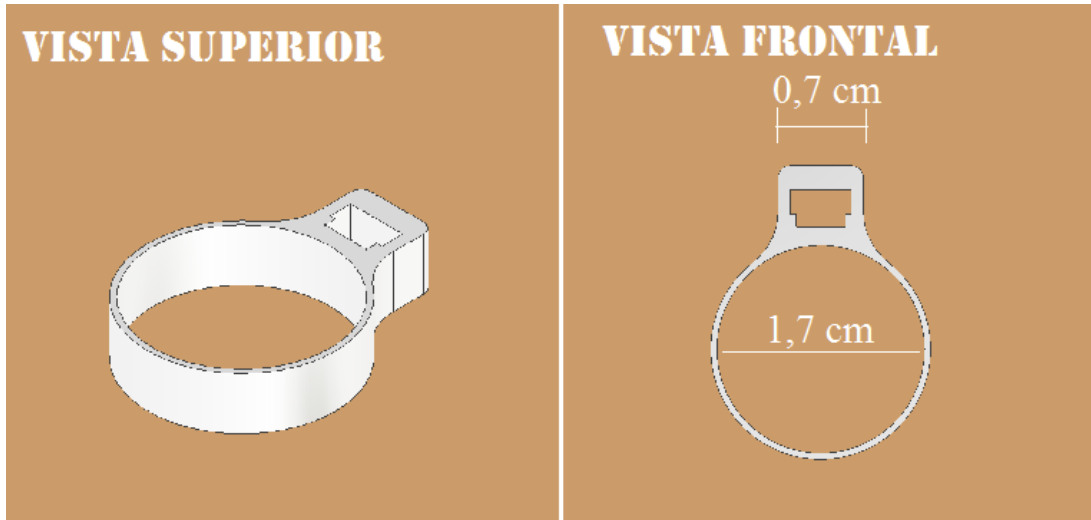


Figura 3.18. Plano del anillo.

Además de las piezas mecánicas también se realizó un modelo tridimensional del actuador L-12 de Firgelli, esto con el fin de posteriormente realizar una simulación del movimiento que efectuará el equipo una vez que se realice el ensamblaje de todas la piezas. Tanto para la simulación como para el ensamblaje se utilizará el programa inventor. En la figura 3.19 se ilustra el modelo 3D del actuador.

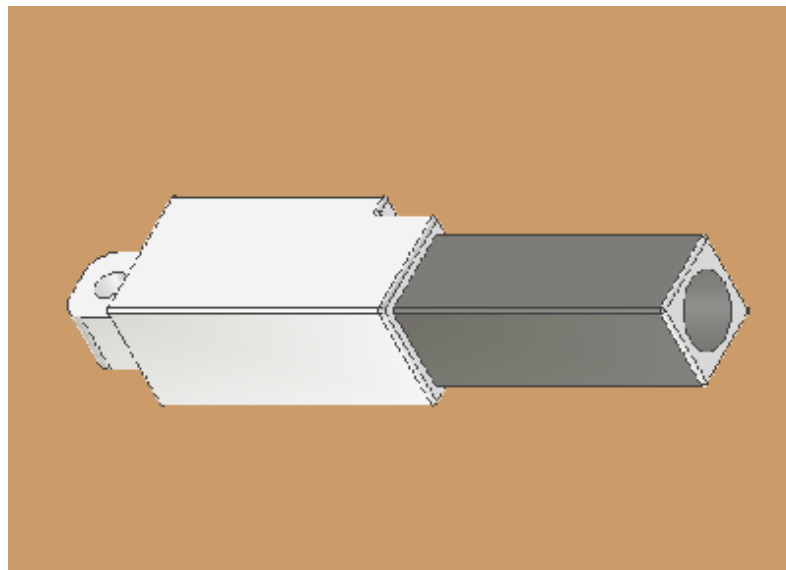


Figura 3.19. Plano del actuador.

Como ya se mencionó con el programa inventor se puede efectuar el ensamblaje de las piezas, en la figura 3.20 se observa la forma más cercana a la realidad de cómo quedará el equipo.

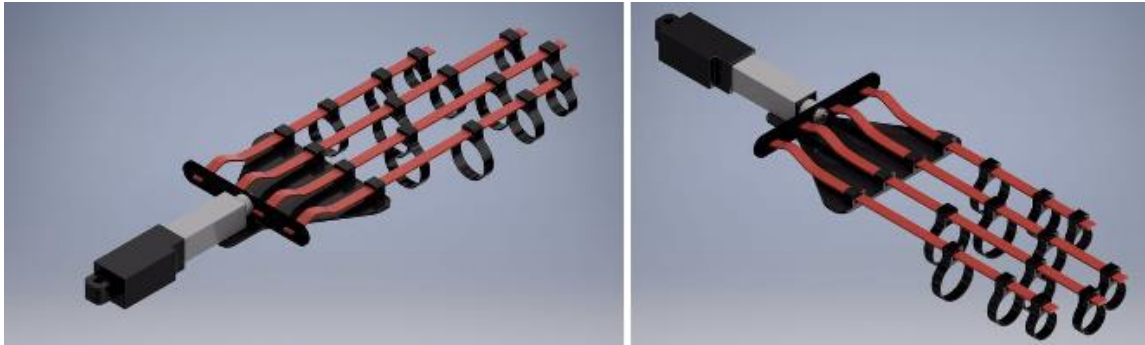


Figura 3.20. Montaje de las piezas.

3.3. Ensamblaje.

Una vez que ya se tiene fabricadas todas las piezas se procede al ensamblaje, para lo cual es necesario realizarlo sobre la mano del paciente.

El primer paso a realizar es fijar el actuador a la base como se muestra en la figura 3.21, por lo que se utiliza una brida metálica y pegamento.



Figura 3.21. Montaje del actuador y la base.

Posteriormente se une el pistón del actuador con el tensor mediante un tornillo. En la figura 3.22 se observa cómo queda ensamblado el actuador, la base y el tensor.



Figura 3.22. Montaje del tensor.

También se añadió una correa de velcro para poder ajustarlo sobre la muñeca. Y una cinta elástica que va en la palma de la mano. Esto con el fin de fijar el equipo sobre la mano del paciente. En la figura 3.23 se muestra la forma de colocación del equipo.

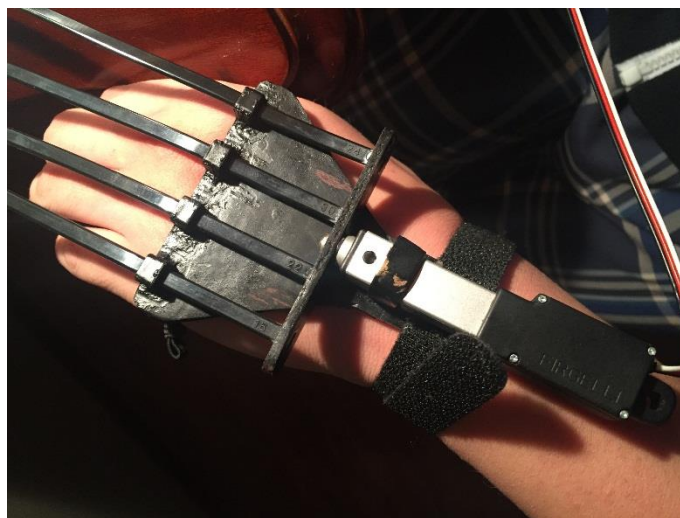


Figura 3.23. Ajuste del equipo.

Una vez que el equipo está puesto sobre la mano del paciente se procede a introducir el primer anillo que se ubicara en la falange proximal del dedo, este procedimiento se ilustra en la figura 3.24



Figura 3.24. Colocación primer anillo.

Posteriormente se introduce el segundo anillo que se situará sobre la falange media del dedo. En la figura 3.25 se ilustra la forma de colocar el segundo anillo.



Figura 3.25. Colocación segundo anillo.

Por último se introduce el tercer anillo que va en la falange distal del dedo, se tensa hasta que el dedo quede totalmente extendido, se fija con pegamento y se corta el exceso del cable tensor. Este último paso se ilustra en la figura 3.26.



Figura 3.26. Colocación tercer anillo.

Los pasos anteriores se debe repetirlos para los otros tres dedos, y de esta forma ya queda listo el equipo para poder realizar las pruebas de funcionamiento.

3.4. Diagrama de fuerzas.

Básicamente en este equipo se centra en la fuerza que efectúa el actuador cuando el pistón retrocede para tensar los dedos, ya que el equipo no está diseñado para transmitir una fuerza hacia adelante, es decir para cerrar la mano, sino más bien está diseñado para liberar la tensión y que el paciente cierre la mano por cuenta propia. Esto se debe a que la mano del paciente tiende a estar siempre cerrada por lo que no se vio necesario transmitirle una fuerza para el momento de cerrar la mano. Para poder entender hacia donde se dirige la fuerza, en la figura 3.27 se encuentra un diagrama de la fuerza.



Figura 3.27. Diagrama de fuerza.

CAPÍTULO 4:

PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO Y RESULTADOS.

4.1. PCB (Printed Circuit Board, placa de circuito impreso)

Cabe aclarar que antes de realizar el diseño del PCB todos los circuitos fueron sometidos a las pruebas de laboratorio para así comprobar su correcto funcionamiento. Para el diseño del PCB se utilizó la herramienta Ares (Advanced Routing and Editing Software) que traducido al español sería: Software de Edición y Ruteo Avanzado. Esta herramienta que pertenece al programa Proteus es utilizada para el enrutado, ubicación y edición de componentes electrónicos. En la figura 4.1 se ilustra el diseño terminado del PCB en una vista tridimensional.

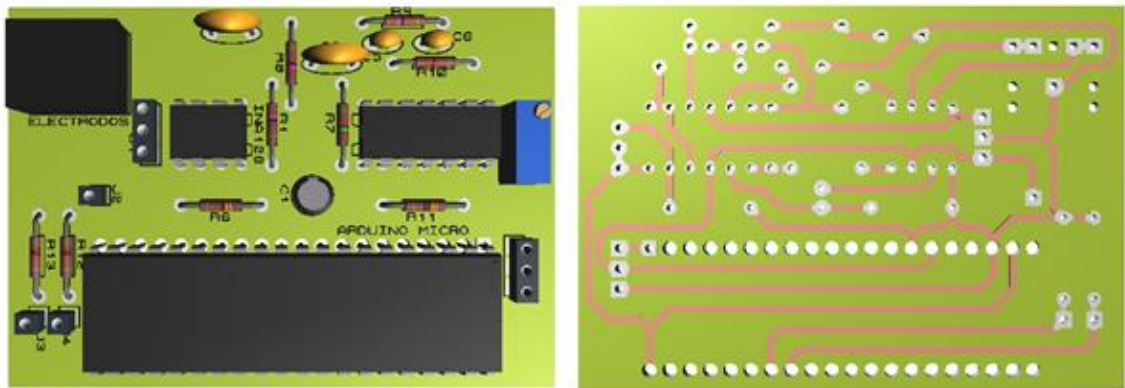


Figura 4.1. Vista 3D del diseño de PCB.

Para la fabricación del PCB se utilizará un método artesanal conocido como el método del planchado, ya que es fácil de realizar y a un bajo costo de fabricación. Una vez que se tiene el diseño terminado se procede a exportar la imagen que contiene el diseño de PCB, para poder imprimirlas sobre una hoja de papel transfer (se recomienda que la impresión sea a laser) y posteriormente pasarlo a una placa de cobre. En la figura 4.2 se puede ver un ejemplo de la imagen que se va a imprimir.

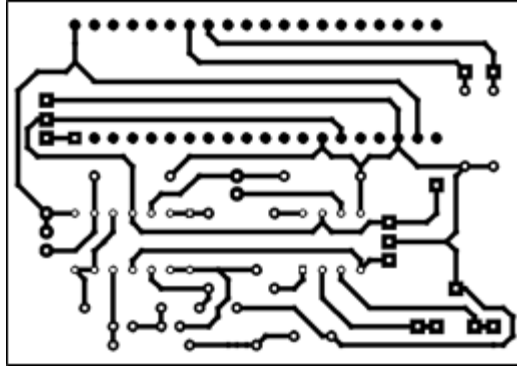


Figura 4.2. Pistas del PCB.

Una vez impreso se coloca la imagen sobre la cara que contiene el cobre, con una plancha se aplica calor hasta que se transfiera el esquema al cobre. Posteriormente se introduce la placa de cobre en ácido para eliminar el excedente de cobre. En la figura 4.3 se puede observar la placa con las pistas terminadas.

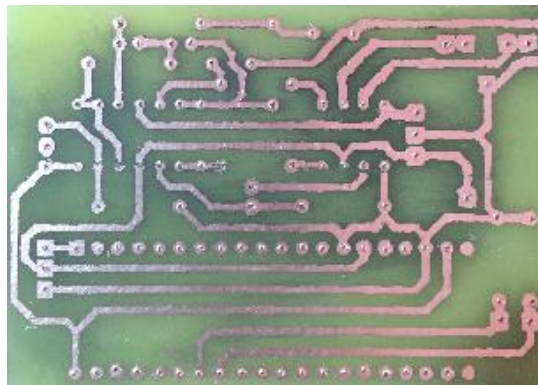


Figura 4.3. Pistas de cobre.

Para finalizar con la elaboración del PCB hay que realizar los orificios con la ayuda de un taladro y soldar los componentes. La placa terminada se observa en la figura 4.4, se recomienda que se compruebe que no existan cortocircuitos en la placa con la ayuda de un multímetro.

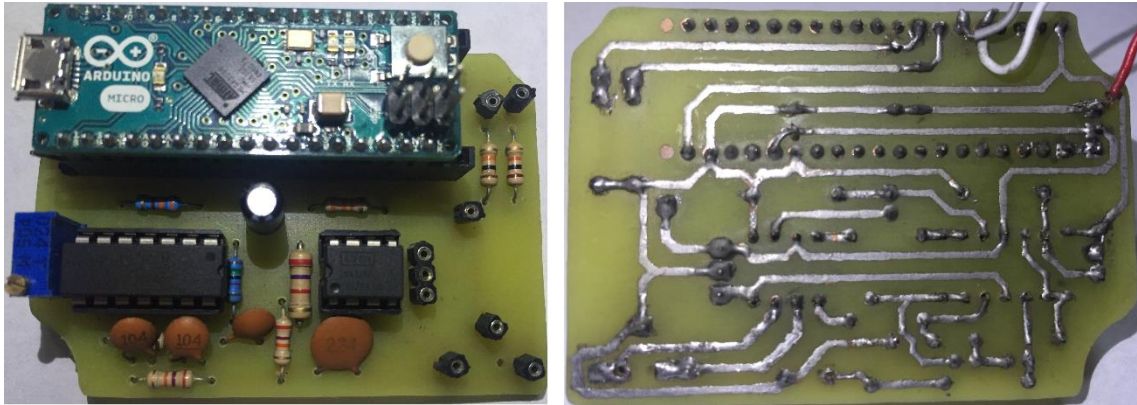


Figura 4.4. PCB terminado.

Cabe señalar que se soldaron tres cables para encender dos leds que indicarán el modo de funcionamiento del equipo. Un cable conectado a GND y los otros dos conectados a los pines digitales 7 y 8 respectivamente.

4.2. Adquisición señal muscular

Una vez terminado de construir el PCB se realizó la adquisición de la señal muscular para comprobar que los circuitos funcionen correctamente. Por tal motivo a continuación se presentará una pequeña explicación de la forma de colocar los electrodos.

4.2.1. Colocación electrodos

El músculo que se ocupará es el músculo extensor de la mano que se encuentra en la parte interna del antebrazo, es ahí donde se colocaran dos electrodos para medir la diferencia de potencial y un tercer electrodo llamado de referencia que está conectado a GND y se debe colocar cerca de una articulación ya que es ahí donde no existe señal muscular que interfiera con nuestra medición, en este caso se conectará arriba del codo. En la figura 4.5 se ilustra el lugar de colocación de los electrodos. Cada uno tiene una letra que lo identifica, el electrodo con la letra D es el de referencia y los electrodos R y L son para medir la señal muscular.

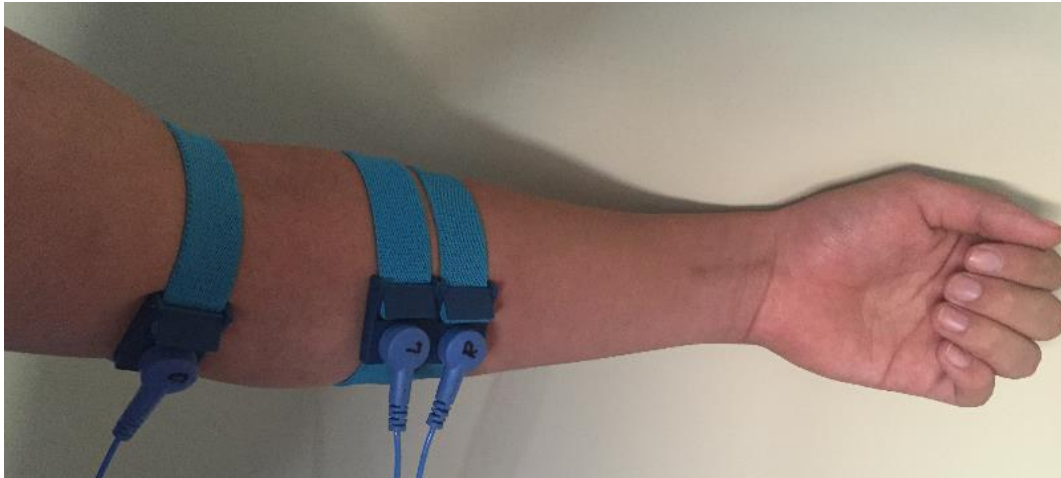


Figura 4.5. Colocación electrodos.

4.2.2. Programa LabVIEW

Para adquirir y mostrar la señal muscular en la computadora se utilizó la tarjeta de adquisición de datos NI myDAQ y un programa realizado en LabVIEW. El programa consta de dos elementos: un DAQ Assistant, que se configura para poder adquirir la señal y un Waveform Graphs que se utiliza para graficar dicha señal.

Los dos elementos anteriores se encuentran dentro de un While Loop para ejecutar el programa continuamente hasta que se pulse el botón Stop. En la figura 4.6 se muestra el diagrama de bloques del programa y en la figura 4.7 está el panel frontal del programa.

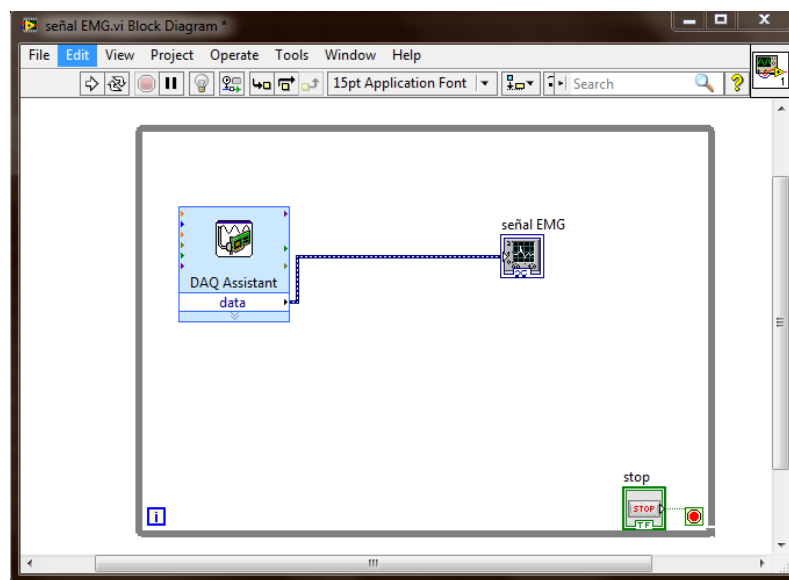


Figura 4.6. Diagrama de bloques LabVIEW.

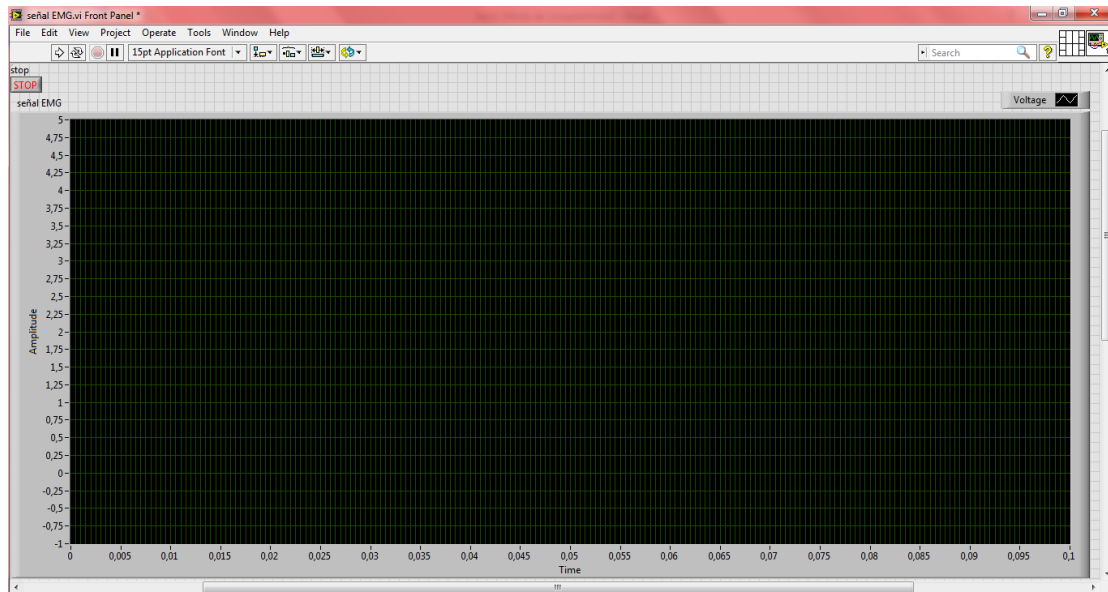


Figura 4.7. Panel frontal LabVIEW.

4.2.3. Resultados Adquisición de la Señal Muscular

A continuación se presenta la forma de la señal muscular tanto en la relajación como en la contracción muscular. La primera señal que se observa, figura 4.8, es del músculo cuando se encuentra en estado de relajación, es decir no existe señal muscular. Y en la figura 4.9 se observa los picos de voltaje que indican que el músculo está contraído, por ende existe señal muscular. Cabe señalar que las señales presentadas a continuación fueron adquiridas del músculo del paciente que utilizará el equipo.

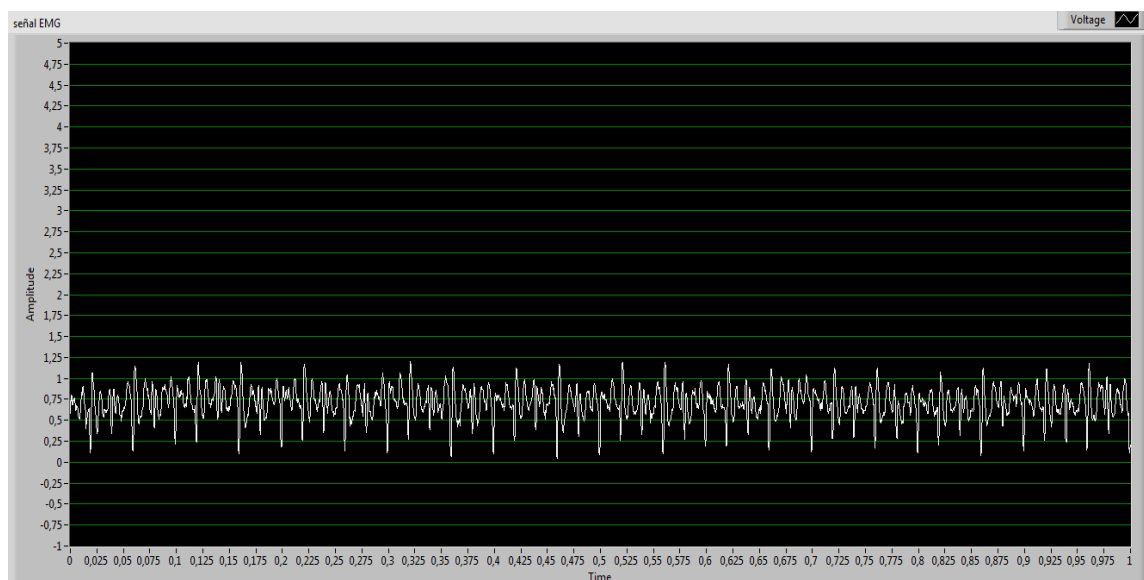


Figura 4.8. Señal EMG músculo en relajación.

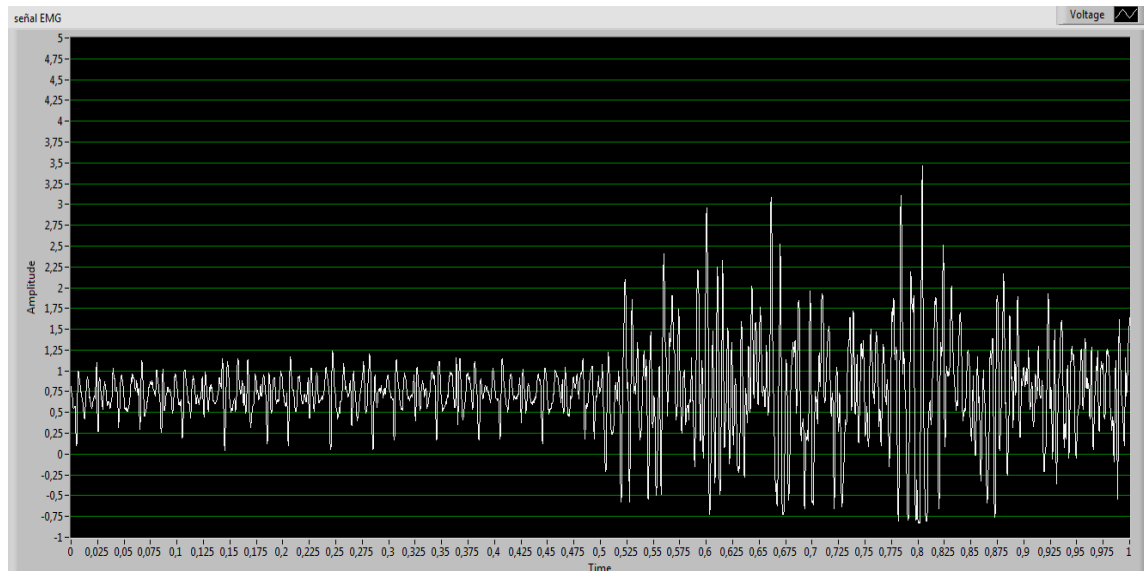


Figura 4.9. Señal EMG músculo en contracción.

4.3. Señal PWM con Arduino

Otra de las pruebas que se realizó para verificar que el microcontrolador Arduino micro funcione correctamente fue la de visualizar la forma de onda de la señal PWM que se está generando con el microcontrolador. Por lo que nuevamente se ocupó la tarjeta de adquisición de datos NI myDAQ ya que esta posee un osciloscopio que se puede visualizar en el computador. Como se ilustra en la figura 4.10 en la parte derecha se tiene los controles del osciloscopio y en la parte izquierda se puede ver la señal PWM. En la parte inferior se observa los valores de voltaje y frecuencia de la señal que son de 4,65 V y aproximadamente 50 Hz respectivamente, lo que indica que la señal PWM es correcta y por lo tanto el Arduino micro está funcionando perfectamente.

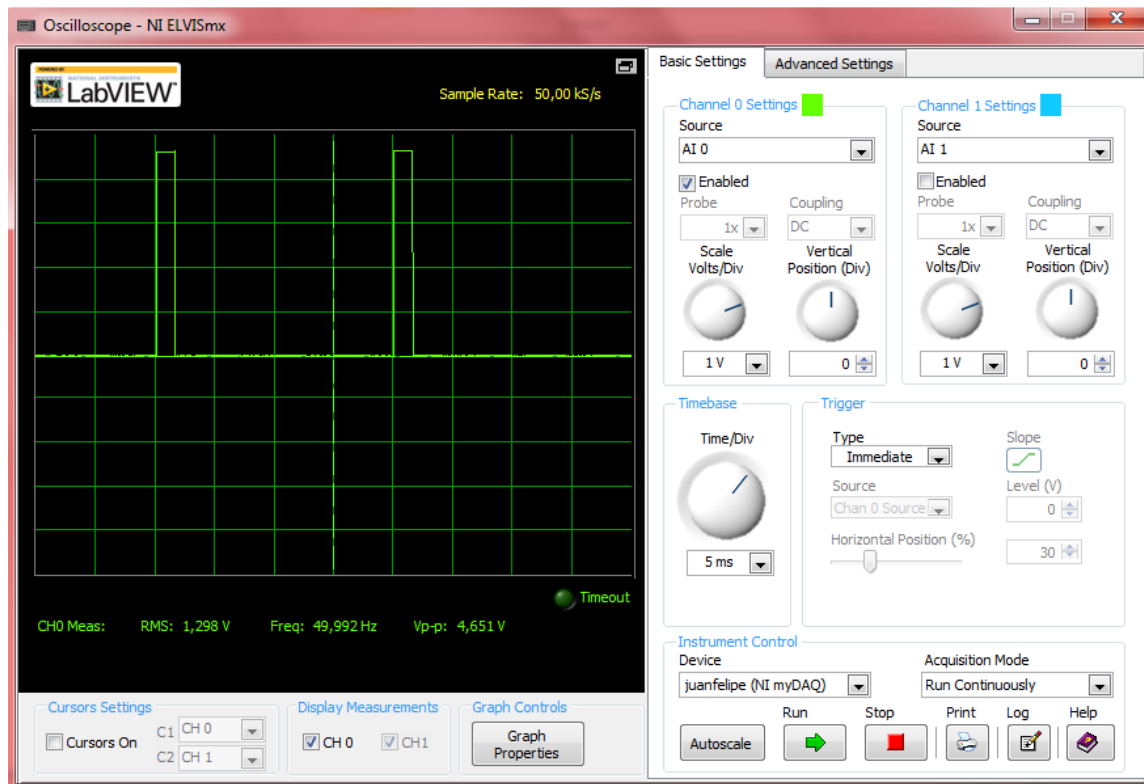


Figura 4.10. Señal PWM visualizada en el osciloscopio.

4.4. Flexión y extensión de la mano del paciente

El último paso que se realizó para verificar que el equipo funciona correctamente fue la de comparar la posición de la mano tanto en la extensión como en la flexión, por lo que a continuación se ilustran figuras de la mano del paciente con y sin el equipo puesto. En la figura 4.11 se muestra el rango de movilidad que tiene el paciente sin utilizar el equipo. La figura 4.12 muestra los dedos del paciente una vez que el equipo está en funcionamiento.

Comparando las dos figuras es evidente notar una mejoría en la posición de la mano del paciente, como se observa con la ayuda del equipo durante la extensión la mano alcanza un mayor rango de apertura ya que los dedos prácticamente están extendidos. Lo que indica que el objetivo de que la mano se extienda si se cumple.



Figura 4.11. Extensión mano del paciente sin el equipo.



Figura 4.12. Extensión mano del paciente con el equipo.

Por otro lado en la figura 4.13 se ilustra la posición de los dedos del paciente al momento de la flexión de la mano.



Figura 4.13. Flexión mano del paciente con el equipo.

4.5. Costos de materiales

Tabla 4.1.Detalle de costos.

DETALLE	VALOR
ACTUADOR FIRGELLI L-12	\$ 100,00
CAJA PARA CIRCUITOS	\$ 3,50
PLACA DE COBRE	\$ 2,00
PLACA DE CELERON	\$ 17,00
ARDUINO MICRO	\$ 30,00
ELECTRODOS	\$ 20,00
INA 128	\$ 15,00
OPA 4131	\$ 10,00
OTROS COMPONENTES ELECTRÓNICOS	\$ 15,00
IMPRESIÓN 3D ANILLOS	\$ 5,00
MATERIALES COMPLEMENTARIOS (VARIOS)	\$ 20,00
TOTAL	\$ 237,50

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- Una de las ventajas que presenta el equipo es que las personas podrían adquirirlo fácilmente porque el costo de fabricación no es muy elevado, porque el valor de los materiales utilizados no supera los 250 dólares americanos. Esto gracias a que se utilizó materiales comunes en el mercado local, obteniendo así otra ventaja que en caso de daño en las piezas del equipo su reparación sería inmediata y por supuesto de bajo costo.
- El equipo fue presentado ante un especialista en fisioterapia para conocer la viabilidad del mismo en neurorrehabilitación. El fisioterapeuta comentó que si es viable el uso del equipo para neurorrehabilitación, pero además considera que el equipo puede ser utilizado en pacientes con lesiones traumatólogicas en la mano. Esto se puede verificar observado en el Anexo #1 donde se muestra un oficio firmado por el fisioterapeuta certificando la viabilidad del equipo.
- Se recomienda buscar una alternativa en el diseño mecánico del equipo para que el paciente pueda colocárselo por sí solo. Ya que el presente diseño se necesita la ayuda de una tercera persona para colocar el equipo sobre la mano del paciente.

BIBLIOGRAFÍA

- Arata, J., Ohmoto, K., Gassert, R., Lambercy, O., Fujimoto, H., & Wada, I. (2013). A new hand exoskeleton device for rehabilitation using a three-layered sliding spring mechanism. *IEEE International Conference*, 3902-3907.
- Arduino. (2016). *Arduino-ArduinoBoardMicro*. Obtenido de Arduino: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardMicro>
- Boylestad, R. L., & Nashelsky, L. (2009). *Electrónica: Teoría de Circuitos y Dispositivos Electrónicos* (Décima ed.). México: Pearson Educación.
- Consejo de Discapacidades. (Agosto de 2015). Obtenido de Consejo de Discapacidades: <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec>
- Coughlin, R. F., & Driscoll, F. F. (s.f.). *Amplificadores operacionales y circuitos integrados*. Prentice Hall Hispanoamericana, S.A.
- Delph II, M. A., Fischer, S. A., Gauthier, P. W., Martinez Luna, C. H., Clancy, E. A., & Fischer, G. S. (2013). A Soft Robotic Exomusculature Glove with Integrated sEMG Sensing for Hand Rehabilitation. *IEEE International Conference*, 1-7.
- Domínguez, M. G. (Noviembre de 2014). Evaluabilidad de los programas del robot amadeo en la rehabilitación de la mano del hemipléjico. *Revista electrónica de terapia ocupacional Galicia, TOG*, 20.
- Ecuador en Cifras. (2013). Obtenido de Ecuador en Cifras: <http://www.ecuadorencifras.gob.ec>
- Firgelli Technologies. (20 de Noviembre de 2015). *Firgelli Technologies*. Obtenido de Firgelli Technologies: <https://s3-us-west-1.amazonaws.com/firgellidownloads/L12+Datasheet+20Nov2015.pdf>
- Floyd, T. L. (2008). *Dispositivos Electronicos* (Octava ed.). México: Pearson Educación.
- Gaviria, F. (30 de Mayo de 2013). *Prezi*. Obtenido de Prezi Inc: <https://prezi.com/cvjr9t63hv54/motores-lineales/>
- Grupo CTO. (s.f.). *Manual CTO de Medicina y Cirugía* (octava ed., Vol. Neurología y neurocirugía). CTO Editorial.

- Gutierrez, J., Nuñez, M., & Carrillo, P. (Julio de 2014). Avances tecnológicos en neurorrehabilitación. *Revista de Investigación Clínica* , 66, s8-s23.
- Hocoma. (26 de Febrero de 2014). *Armeo Therapy Concept*. Obtenido de Armeo Therapy Concept: <https://www.hocoma.com/world/en/products/armeo/>
- Huircan, J. I. (25 de Enero de 2012). *FAct01g.pdf*. Obtenido de FAct01g.pdf: http://146.83.206.1/~jhuircan/PDF_ELECTRONICA/FAct01g.pdf
- Intermountain Healthcare. (2013). *Intermountain Healthcare*. Recuperado el 20 de nov de 2015, de <https://intermountainhealthcare.org/ext/Dcmnt?ncid=520439241>
- Jones, C. L., Wang, F., Morrison, R., Sarkar, N., & Kamper, D. G. (2012). *Design and Development of the Cable Actuated Finger Exoskeleton for Hand Rehabilitation Following Stroke*. IEEE.
- NINDS. (2012 de Junio). Obtenido de Rehabilitación posterior al ataque cerebral: http://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/rehabilitacion_posterior_al_ataque_cerebral.htm
- Robertson, J. V., & Regnaud, J. (2012). Descripción y evaluación de la eficacia de los tratamientos para la recuperación motora en el paciente hemipléjico: un enfoque justificado.
- Ropper, A. H., & Samuels, M. A. (2009). *Adams y Victor Principios de neurología* (Novena ed.). McGraw Hill.
- Rouviere, H., & Delmas, A. (2005). *Anatomía Humana Descriptiva, Topográfica y Funcional* (Undécima ed., Vol. 3). Barcelona: Masson.
- Rozman, C., & Cardellach, F. (2012). *Farreras Rozman Medicina Interna* (XVII ed., Vol. II). Barcelona: Elsevier.
- Tang, Z., Sugano, S., & Iwata, H. (2013). A Finger Exoskeleton for Rehabilitation and Brain Image Study. *IEEE International Conference*, 1-6.
- The University of Chicago Medical Center. (2015). *Dolores y problemas de la mano*. Recuperado el 25 de 11 de 2015, de <http://www.uchospitals.edu/online-library/content=S04014>
- Tyromotion. (2015). *Amadeo*. Recuperado el 20 de Noviembre de 2015, de <http://tyromotion.com/en/products/amadeo>

Universidad Autònoma de Barcelona. (2016). *Universidad Autònoma de Barcelona*.
Obtenido de Universidad Autònoma de Barcelona:
[http://www.uab.cat/web/estudiar/masteres-oficiales/informacion-
general/neurorrehabilitacion-1096480309770.html?param1=1267601211513](http://www.uab.cat/web/estudiar/masteres-oficiales/informacion-general/neurorrehabilitacion-1096480309770.html?param1=1267601211513)

Vid, D. (2014). *Doctor Vid - ACV: Accidente Cerebrovascular*. Recuperado el 20 de 11
de 2015, de
[http://www.doctorvid.com/condiciones.php?action=ver_articulo&id=42#.VlYlut
IvfIU](http://www.doctorvid.com/condiciones.php?action=ver_articulo&id=42#.VlYlutIvfIU)

ANEXO 1:
Certificado

Cuenca, 11 Mayo de 2016.

Yo, Carlos Israel Cardoso, fisioterapeuta de Medisol Virgen de Fátima, luego de haber revisado el funcionamiento del equipo para neurorrehabilitación de mano hemipléjica elaborado por el estudiante Juan Felipe Álvarez Coronel, considero que es viable el uso del equipo tanto en pacientes neurológicos como en pacientes con lesiones traumatológicas en la mano, disminuyendo así factores de riesgo postquirúrgicos.

Se recomienda para complementar la rehabilitación un tercer modo de funcionamiento en el que sea necesario un segundo pulso de activación en el momento de realizar la extensión de la mano.

Es todo en cuanto puedo certificar en honor a la verdad.

Atentamente,



Carlos Israel Cardoso.

Fisioterapeuta.

Medisol Virgen de Fátima.